UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

"L'ARTO SUPERIORE BIONICO: TECNOLOGIE E SFIDE NELL'INTEGRAZIONE UOMO – MACCHINA"

Relatore: Professor Gaudenzio Meneghesso

Laureando: Giacomo Lincetto
Matricola: 1187039

ANNO ACCADEMICO 2024 – 2025

INDICE

Capitolo 1 – Introduzione 2
Capitolo 2 – Protesi dell'arto superiore 3
2.1 – Cenni storici 3
2.2 – Tipologie di protesi di arto superiore 5
2.3 – Struttura ossea, muscolare e nervosa rilevante per la protesizzazione e differenze tra livelli di amputazione 8
Capitolo 3 – Materiali, attuatori, segnali di controllo 11
3.1 – Requisiti biomeccanici principali 11
3.2 – Materiali principali 12
3.2.1 – Materiali metallici 12
3.2.2 – Materiali plastici/polimerici 13
3.2.3 – Materiali compositi 14
3.3 – Attuatori 15
3.3.1 – Attuatori convenzionali 16
3.3.2 – Attuatori non convenzionali 18
3.4 – Segnali biologici per il controllo di protesi di arto superiore 20
3.4.1 – Segnale mioelettrico 21
3.4.2 – Segnale mioacustico 22
3.4.3 – Segnale neuroelettrico 22
Capitolo 4 – Feedback sensoriale e avanguardia nella chirurgia protesica 23
4.1 – Feedback sensoriale 23
4.1.1 – Metodi invasivi 23
4.1.2 – Metodi non invasivi 27
4.2 – Osseointegrazione 28
4.3 – Targeted muscle reinnervation 30
Capitolo 5 – Conclusioni 32
Bibliografia e sitografia 33

Capitolo 1 – INTRODUZIONE

L'arto superiore rappresenta una delle strutture corporee più complesse, capace di compiere un'ampia gamma di movimenti, che spaziano dal semplice sollevamento di un oggetto fino alle attività più raffinate, come lo scrivere. Questo elevato grado di complessità biomeccanica, unito al ruolo essenziale della mano come organo principale di interazione con il mondo circostante, rende la perdita, parziale o totale, di un arto superiore un evento altamente invalidante sia sul piano funzionale che psicologico e sociale. L'amputazione riduce in maniera drastica l'autonomia personale e compromette la qualità della vita, limitando la capacità di svolgere le attività quotidiane, anche le più semplici, e generando contemporaneamente problemi legati all'identità corporea. Lo sviluppo di soluzioni protesiche sempre più avanzate rappresenta una sfida di vitale importanza, non solo in campo tecnologico ma anche sociale, con l'obbiettivo di fornire dispositivi sempre più sofisticati e capaci di avvicinarsi il più possibile a funzionalità ed estetica dell'arto originale.

Attualmente, la ricerca si concentra sulla realizzazione di dispositivi che non si limitino a sostituire l'arto perduto in modo estetico o puramente meccanico, ma che si integrino intimamente con il corpo umano attraverso un dialogo bidirezionale tra uomo e protesi. Il termine "bionico" indica proprio questa fusione tra biologia ed elettronica, richiamando l'origine della parola stessa, derivante dall'unione di *biology* ed *electronic*. Le protesi bioniche sono progettate con l'obbiettivo di replicare nel modo più fedele possibile la funzionalità dell'arto superiore, consentendo all'utente un controllo più intuitivo e preciso.

Negli ultimi anni, lo sviluppo di nuove tecnologie e tecniche chirurgiche ha permesso di ottenere risultati significativi, nonostante una totale integrazione tra uomo e protesi sia ancora ben lontana dall'essere raggiunta.

La presente tesi ha l'obbiettivo di fornire una panoramica delle tecnologie applicate alle protesi bioniche dell'arto superiore, esponendo le soluzioni presenti e le sfide che ancora ostacolano il processo di integrazione tra uomo e arto protesico.

Capitolo 2 – PROTESI DELL'ARTO SUPERIORE

2.1 – CENNI STORICI

L'evoluzione delle protesi di arto superiore si estende lungo un arco temporale di migliaia di anni. Tra gli esempi più antichi, due sono di particolare rilevanza: il primo è un dito artificiale in cartonnage (un materiale composto da lino, colla e gesso), rinvenuto su una mummia egizia datata intorno al 3400 a.C. circa, con funzione puramente estetica; il secondo è un dito realizzato in pelle e legno, noto come "alluce del Cairo", regolabile e flessibile, cosa che suggerisce una certa funzionalità [1]. Risalenti all'antica Roma troviamo documentazioni di protesi realizzate in metallo, come quella del generale Marco Sergio Silo (vissuto tra la fine del III secolo a.C. e l'inizio del II secolo a.C.) che perse la mano in battaglia e la rimpiazzò con un surrogato metallico, rendendolo il primo caso citato in letteratura di portatore di protesi [1].

Un importante salto in avanti si osserva durante il Rinascimento, periodo in cui si ha un progressivo passaggio da dispositivi statici a meccanismi più complessi ed articolati. In questo periodo, Ambroise Paré, chirurgo francese del XVI secolo, presentò protesi composte da giunti snodabili e sistemi di tiranti capaci di replicare alcuni movimenti della mano [*Figura 1*]. Uno degli esempi più iconici di tale periodo è rappresentato dalla "mano di ferro" di Götz von Berlichingen (1530 circa), dotata di meccanismi in grado di bloccarla in diverse posizioni funzionali [1].

Con l'avvento della Rivoluzione Industriale, nel XIX secolo, nacquero le prime protesi meccaniche in grado di essere azionate mediante cinghie e cavi collegati a spalla e tronco; uno dei più grandi contributi in merito si attribuisce a Peter Baliff che, nella prima metà del secolo, progettò soluzioni proprio di questo tipo [2]. Nello stesso periodo, in particolare a seguito del conflitto civile americano, fu fondata una delle prime aziende al mondo specializzate nella produzione e commercializzazione di protesi, la Hanger Limb Company. La compagnia fu fondata nel 1861 in Virginia da James Edward Hanger, giovane studente di ingegneria e primo amputato documentato della Guerra Civile e ad oggi è un colosso all'avanguardia specializzato in protesi di ultima generazione, tra cui arti bionici integrati con sistemi di intelligenza artificiale [3]. In seguito allo scoppio dei due conflitti mondiali, l'elevato numero di amputati portò ad un'accelerazione nella ricerca in ambito protesico rendendo evidente la necessità di una produzione su larga scala.

Lo sviluppo dell'elettronica e delle scienze legate alle reti neuronali e alla loro funzione ha aperto la strada alla bionica (termine nato proprio per descrivere l'unione tra "biologia" ed "elettronica"). Negli ultimi decenni lo sviluppo delle protesi ha visto l'introduzione di sistemi di controllo sempre più fini e sofisticati: a partire dalle prime rudimentali interfacce mioelettriche si è arrivati a soluzioni

neurali di ultima generazione. Contemporaneamente sono state sviluppate tecniche come l'osseointegrazione per aumentare non solo la stabilità ma anche la percezione sensoriale dell'arto artificiale. Di recente, la diffusione di tecnologie come la stampa 3D, ha reso possibile la realizzazione di dispositivi personalizzati a basso costo, particolarmente vantaggiosa ad esempio per i bambini che, durante la crescita, richiedono regolari sostituzioni di protesi per adattarla alle variazioni anatomiche.

Oggi la ricerca, anche attraverso l'impiego di intelligenza artificiale e realtà aumentata, si spinge verso un futuro in cui le protesi saranno in grado di ripristinare completamente la funzionalità dell'arto perso, integrandosi in modo naturale e diventando vere e proprie estensioni del corpo umano.

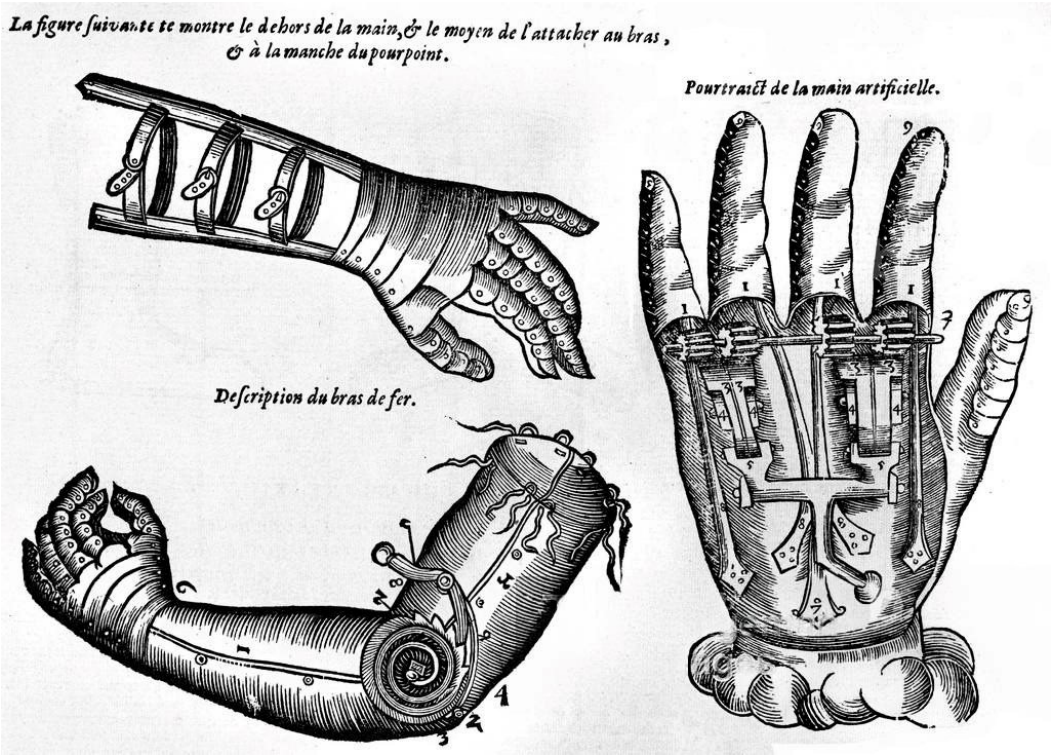


Figura 1: Ambroise Paré (XVI secolo) – protesi meccanica di braccio e mano [4].

2.2 – TIPOLOGIE DI PROTESI DI ARTO SUPERIORE

Al fine di una migliore comprensione dell'argomento è utile definire i principali elementi che costituiscono una protesi di arto superiore, per poi definirne le tipologie. Il punto di collegamento tra il dispositivo e il corpo è rappresentato da un invaso, che ha il compito di garantire stabilità e comfort durante l'utilizzo. A seguire si ha l'organo di presa, che tradizionalmente può assumere la forma di una pinza o un gancio, mentre nei modelli più avanzati si presenta come una mano dotata di dita articolate. Troviamo poi le articolazioni protesiche, progettate per replicare, in funzione del livello di amputazione, i movimenti del gomito, del polso e delle singole dita. Nelle protesi bioniche sono presenti sensori ed attuatori, incaricati di rilevare segnali provenienti dal corpo e di tradurli in movimenti; nei modelli più avanzati si integrano sistemi in grado di restituire un feedback sensoriale. Questi elementi costituiscono la struttura fondamentale su cui si basano le moderne protesi [5].

Nel dettaglio, le protesi per arto superiore possono essere distinte in diverse tipologie in base a complessità, meccanismo di controllo e livello di integrazione con il corpo umano. Le principali attualmente presenti sono: passive, meccaniche, mioelettriche, ibride e bioniche/neurali.

Passive (estetiche)

Le protesi passive non possiedono componenti mobili e hanno principalmente uno scopo estetico. In alcuni casi, vengono impiegate per bilanciare la distribuzione del peso al fine di migliorare l'equilibrio dell'utente. Questi dispositivi sono leggeri, economici e generalmente presentano un aspetto più naturale rispetto ad altri tipi di protesi. Tuttavia, la totale assenza di funzionalità prensile o motoria ne limita l'uso a situazioni in cui si richieda esclusivamente una soluzione estetica con un basso impatto sociale [*Figura 2a*] [5] [6] [7].

Meccaniche (a cavo o energia corporea)

Le protesi meccaniche si distinguono da quelle passive per la capacità di eseguire movimenti basilari. Attraverso un sistema di cavi ed imbracature, il movimento corporeo dell'utente aziona un dispositivo di presa posto all'estremità della protesi (ad esempio uncini, mani o strumenti per funzioni specifiche) [*Figura 2b*]. Tuttavia, questo controllo non è sempre intuitivo e richiede un periodo di addestramento per essere utilizzato in modo efficiente. Le protesi meccaniche sono robuste, economiche e di facile manutenzione, caratteristiche che le rendono particolarmente popolari in contesti lavorativi dove la resistenza del dispositivo è essenziale. L'utilizzo di questi dispositivi richiede però una certa forza da parte dell'utente e i movimenti che permettono rimangono limitati [5] [7] [8] [9].

Mioelettriche

Le protesi mioelettriche sono dispositivi attivi in grado di eseguire un'ampia gamma di movimenti. Sensori dedicati rilevano i segnali elettrici generati dalla contrazione dei muscoli residui e li traducono in comandi che, attraverso attuatori, vengono trasformati in azioni dalla protesi. Questi arti protesici necessitano di una sorgente di energia esterna per funzionare (solitamente batterie ricaricabili agli ioni di litio), il che limita la loro autonomia operativa. L'utente, grazie ad una protesi mioelettrica, può ottenere un controllo più preciso e naturale, insieme ad una maggiore forza di presa [*Figura 2c*]. Tuttavia, queste soluzioni sono spesso costose e richiedono una buona attività muscolare residua [5] [8] [9].

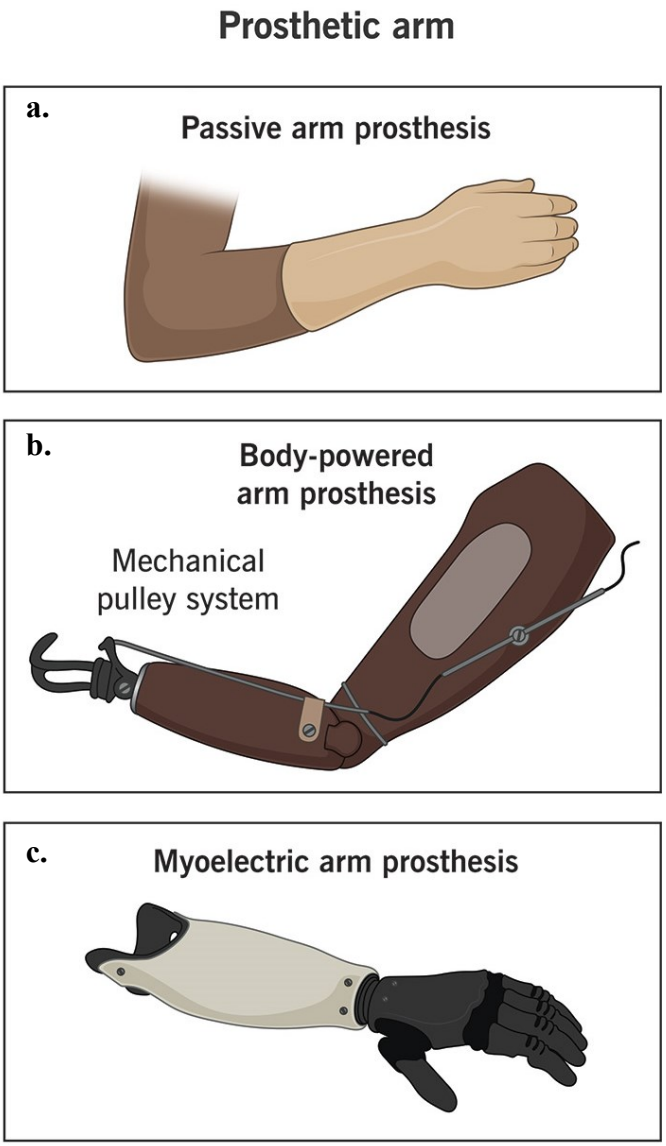


Figura 2: differenti tipologie di protesi [10].

Ibride

Le protesi ibride combinano elementi meccanici e mioelettrici e sono indicate soprattutto per amputazioni sopra il livello del gomito, poiché permettono di ripristinate il controllo di più articolazioni. L'articolazione del gomito viene azionata tramite un sistema di cavi e imbracature, mentre il controllo della mano è di tipo mioelettrico. Questa configurazione rappresenta un buon compromesso, in quanto consente di contenere i costi, ridurre il consumo energetico del dispositivo e semplificarne il controllo [5] [7] [11].

Bioniche/Neurali

Le protesi bioniche rappresentano lo stato dell'arte nel recupero della funzionalità di un arto. Integrano sensori ed attuatori avanzati e possono collegarsi direttamente a nervi o muscoli reinnervati. Questo consente di ottenere movimenti naturali ed intuitivi, molto più complessi rispetto alle tradizionali protesi mioelettriche, e di fornire un feedback sensoriale [*Figura 3*]. Tuttavia, tali dispositivi risultano molto costosi e, essendo perlopiù in fase sperimentale, il loro impiego è attualmente limitato a studi di ricerca avanzata su pazienti selezionati [5] [7].

Figura 3 : protesi bionica con dettaglio sul fissaggio con osseointegrazione e sensori impiantati [12].

2.3 – STRUTTURA OSSEA, MUSCOLARE E NERVOSA RILEVANTE PER LA PROTESIZZAZIONE E DIFFERENZE TRA LIVELLI DI AMPUTAZIONE

È essenziale definire le componenti realmente utili nella protesizzazione dell'arto superiore, in particolare per quanto riguarda:

- Fissaggio e stabilità della protesi;
- Controllo e movimento;
- Interfacciamento neurale e sensoriale.

La componente ossea dell'arto superiore rappresenta il principale elemento di supporto meccanico e di ancoraggio sia per quanto riguarda protesi tradizionali sia per soluzioni più recenti ed avanzate come le protesi a fissaggio diretto mediante osseointegrazione [13] [14]. Morfologia, lunghezza residua e stato di salute dell'osso influenzano direttamente la stabilità della protesi, la capacità di sviluppare forza e la possibilità di preservare movimenti residui.

Nel caso di amputazioni sopra-gomito (transomerali), l'omero costituisce la struttura portante residua. La lunghezza del moncone gioca un ruolo fondamentale nel controllo della leva meccanica e della distribuzione della forza [13]. Inoltre, la qualità del tessuto osseo contribuisce in maniera decisiva qualora si decida di procedere con l'installazione di un impianto endoscheletrico poiché la densità ossea rappresenta un fattore centrale nel processo di integrazione e nella stabilità a lungo termine [14] [15].

Per le amputazioni sotto-gomito (transradiali), radio e ulna assumono un ruolo fondamentale. Questo livello di amputazione è particolarmente vantaggioso in quanto permette spesso di mantenere la prono-supinazione tipiche dell'avanbraccio, migliorando sensibilmente sia il controllo che la funzionalità dell'arto protesico. Anche in questo caso la lunghezza dei monconi assume un ruolo molto importante: monconi più lunghi favoriscono miglior controllo, maggior comfort all'interno dell'invaso e una maggiore forza residua. Le amputazioni transradiali possono essere lunghe (vengono rimossi 2/3 o più della lunghezza originale del radio), medie (da 1/3 a 2/3) e corte (<1/3) e, in questi ultimi due casi si mantiene un buon livello di prono-supinazione [13] [15]. Come nel caso transomerale si può optare per un impianto che sfrutti i monconi delle due ossa come punto di ancoraggio per fissare elementi metallici di supporto [14].

Per quanto riguarda la mano, le amputazioni possono essere di due tipi: totale (radio-carpica) o parziale (amputazione di singole dita o transcarpale). Un'amputazione totale di mano non lascia alcuna possibilità di flettere il polso, si conserva tuttavia la completa capacità di prono-supinazione, utilizzata per il controllo di dispositivi protesici. Le amputazioni parziali variano dalla rimozione di

una o più dita a quella di una o più ossa carpali-metacarpali. È quindi più semplice ristabilire la funzionalità in quanto si sfrutta la forza e la capacità di controllo delle parti restanti [13] [15].

L'amputazione più problematica per un eventuale protesizzazione è senza dubbio quella interscapolo-toracica che prevede la rimozione dell'intero arto superiore. In questo particolare caso non rimangono elementi utilizzabili per un efficiente controllo di un arto protesico in quanto viene meno la totale struttura del braccio originario con relativa ossatura e muscolatura [13] [15]. Per ovviare a questo problema, tuttavia, intervengono delle tecniche chirurgiche innovative come la TMR (Targeted Muscle Reinnervation) che verrà trattata più avanti [16].

Oltre alla componente ossea, la componente muscolare dell'arto superiore gioca un ruolo fondamentale, soprattutto nelle protesi di tipo mioelettrico che sfruttano i segnali elettromiografici (EMG) per permettere al paziente di controllare la protesi [17]. Anche in questo caso assume un ruolo fondamentale l'altezza dell'amputazione in quanto i gruppi muscolari residui determinano la quantità di segnali EMG utilizzabili.

Per amputazioni transomerali i muscoli più rilevanti sono bicipite e tricipite brachiali. Questi due muscoli forniscono due segnali EMG ben distinguibili ed utilizzabili per controllare due funzioni indipendenti.

In amputazioni transradiali, invece, abbiamo la presenza di più gruppi muscolari come i flessori e gli estensori di polso e dita che offrono una gamma di segnali mioelettrici più ricca che, unita alla capacità di sfruttare bicipite e tricipite per il movimento del gomito, permettono un controllo protesico più fine e naturale [*Figura 4*] [13] [15].

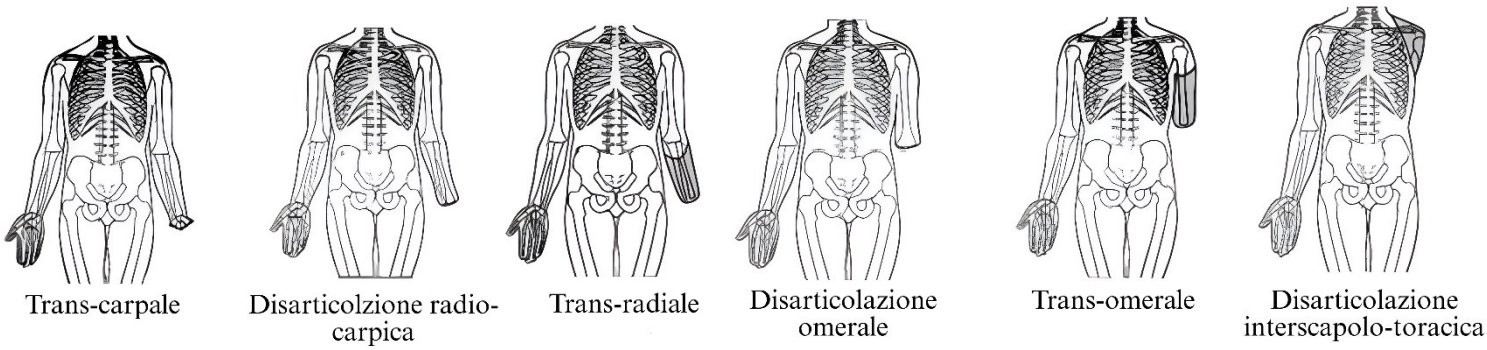


Figura 4: differenti livelli di amputazione [18].

L’aspetto nervoso è altrettanto importante per la protesizzazione dell’arto superiore. I nervi periferici residui costituiscono infatti una fonte di segnali per le interfacce neurali e possono essere utilizzati per trasmettere comandi alla protesi o ricevere stimolazioni feedback (tattili, termiche, propriocettive) [17].

I principali nervi coinvolti sono: radiale (innerva i muscoli estensori di braccio e mano), mediano (responsabile della flessione delle dita e la sensibilità di pollice, indice e medio) e ulnare (controlla i movimenti fini e la sensibilità di anulare e mignolo) [13].

Capitolo 3 – MATERIALI, ATTUATORI, SEGNALI DI CONTROLLO

3.1 – REQUISITI BIOMECCANICI PRINCIPALI

Le protesi bioniche dell'arto superiore devono soddisfare determinati requisiti dal punto di vista biomeccanico, derivanti sia dall'interazione con il corpo sia dalle sollecitazioni meccaniche alle quali possono essere sottoposte nel quotidiano. È quindi di vitale importanza la scelta dei materiali corretti poiché influenzano direttamente peso, resistenza, durabilità, biocompatibilità e comfort d'uso.

Si possono quindi definire dei requisiti biomeccanici principali che i materiali devono soddisfare [5] [19]:

1. **Leggerezza**
   È fondamentale al fine di evitare sovraccarichi a danno dell'apparato muscolo-scheletrico e per migliorare naturalezza e facilità di movimento durante l'utilizzo di dispositivi protesici. Il peso ideale è ovviamente rappresentato da quello del segmento anatomico da sostituire.
2. **Resistenza meccanica a fatica**
   Un aspetto essenziale è quello di riuscire a sopportare sollecitazioni di tipo ciclico (prese, impatti, torsioni) che possono presentarsi nell'uso quotidiano. La protesi non deve deformarsi o rompersi durante il normale utilizzo e deve quindi presentare una buona resistenza all'usura con l'obbiettivo di prolungare la vita utile del dispositivo.
3. **Rigidità e stabilità strutturale**
   L'arto protesico deve mostrare una rigidità sufficiente a trasmettere la forza e la coppia durante la presa ed il sollevamento di oggetti. L'utente non deve percepire deformazioni durante il normale utilizzo che potrebbero portare non solo ad una riduzione del comfort ma anche ad una perdita di funzionalità.
4. **Biocompatibilità e sicurezza**
   Poiché il dispositivo è a contatto diretto con il corpo, i materiali utilizzati dovranno essere atossici, ipoallergenici e non dovranno provocare irritazione. Per garantire la sicurezza e la compatibilità con l'ambiente biologico, è richiesto che i componenti impiegati nella realizzazione siano sterilizzabili, in modo da prevenire possibili contaminazioni e riducendo i rischi di complicazioni legate ad infezioni.
5. **Assorbimento delle vibrazioni e comfort**
   Il comfort deve costituire una delle principali priorità durante la progettazione di una protesi di arto superiore. Assumono quindi un ruolo molto importante elementi che vadano ad assorbire e ridurre urti e vibrazioni trasmesse al moncone e che migliorino la stabilità dell'apparato protesico.

6. **Durabilità e resistenza a fattori ambientali**
   I materiali devono mostrare una buona resistenza ad umidità, variazioni termiche, sudore e possibili urti accidentali. Le varie componenti devono garantire una buona stabilità dimensionale nel tempo mantenendo forma e dimensioni originarie (es. rigonfiamenti o restringimenti dovuti a fattori termici o a condizioni di umidità) e non devono degradarsi compromettendo l'accoppiamento tra le varie parti della protesi.

3.2 – MATERIALI PRINCIPALI

I principali materiali si dividono sostanzialmente in tre grandi categorie: metallici, plastici/polimerici e compositi.

3.2.1 – MATERIALI METALLICI

I materiali metallici che, ad oggi, presentano le migliori caratteristiche sono il titanio e le sue leghe (es. Ti-6Al-4V, lega Titanio-Alluminio-Vanadio). Non solo questo metallo offre un eccellente rapporto prestazioni meccaniche/peso ma è anche considerato come il più biocompatibile grazie alla sua elevata resistenza a corrosione e alla capacità di osseointegrazione. La proprietà di resistere all'ambiente corporeo ostile deriva dal film di ossido protettivo (insolubile, chimicamente impermeabile e fortemente adeso alla superficie) che si forma spontaneamente per passivazione in presenza di ossigeno. Viene principalmente impiegato nella creazione di strutture portanti, componenti di fissaggio, giunti meccanici (in particolar modo quelli soggetti ad alte sollecitazioni). Nonostante presenti enormi vantaggi, il costo di questo materiale è molto elevato e la sua difficile lavorazione richiede processi complessi.

Un altro materiale metallico molto impiegato è l'acciaio inossidabile (es.316L). Questa lega offre buone caratteristiche meccaniche e buona resistenza alla corrosione, seppur inferiori a quelle del titanio. Uno dei suoi punti di forza è rappresentato dal costo inferiore che spesso, insieme alla facilità di lavorazione, lo rendono preferibile anche se prestazionalmente inferiore. Lo si utilizza nella creazione di parti strutturali o per meccanismi che richiedono una certa resistenza (es. giunti soggetti a stress). Anche questo materiale offre un buon grado di biocompatibilità, comunque inferiore a quello del titanio.

Per elementi che richiedono una certa leggerezza spesso si utilizzano l'alluminio e le sue leghe. Oltre ad essere molto leggero, questo materiale offre una buona resistenza meccanica (inferiore a titanio e acciaio) e una buona lavorabilità a basso costo. Poiché il suo utilizzo riduce molto il peso

della protesi, trova grande applicazione nella produzione di parti non soggette a sollecitazioni elevate ed è spesso impiegato per realizzare dispositivi per utenti pediatrici [5] [19].

3.2.2 – MATERIALI PLASTICI/POLIMERICI

Nella produzione di protesi per l'arto superiore vengono utilizzati svariati materiali plastici e polimerici a causa delle loro proprietà come leggerezza e buona compatibilità con i tessuti umani. La loro versatilità permette l'impiego in molteplici componenti protesici, dalle strutture portanti ai rivestimenti puramente estetici; in particolare trovano grande applicazione nella creazione di invasi (componente che avvolge il moncone) personalizzabili con una maggiore ergonomicità per l'utente.

Tra i polimeri maggiormente utilizzati per la realizzazione di invasi troviamo [5] [19]:

- **Polipropilene (PP):** grazie ad una buona combinazione di leggerezza, resistenza meccanica, basso costo e facilità di lavorazione (termoformabile) è utilizzato per la creazione di invasi rigidi. Viene spesso impiegato nella realizzazione di protesi temporanee o destinate a pazienti in età pediatrica, per i quali è prevista una sostituzione più frequente.
- **Policarbonato (PC):** materiale rigido dotato di buona trasparenza e buona stabilità dimensionale. Nonostante le buone caratteristiche, viene utilizzato meno del polipropilene a causa della minore lavorabilità.
- **TPU (Poliuretano Termoplastico):** Impiegato soprattutto nella creazione di elementi interni morbidi o interfacce dirette con la pelle. Grazie ad una combinazione di elasticità e capacità di ammortizzazione, questo materiale è ideale per assorbire urti, distribuire la pressione esercitata dall'arto protesico sul moncone e, di conseguenza, ridurre irritazioni cutanee e migliorare il comfort a lungo termine.
- **Polietilene (PE):** come nel caso di polipropilene, viene utilizzato per la creazione di invasi rigidi ma presenta una più elevata resistenza all'impatto.

Un ulteriore aspetto di rilievo è rappresentato dal fattore estetico. In questo contesto il materiale più noto ed utilizzato è il silicone, le cui proprietà, quali flessibilità, elasticità e morbidezza, gli conferiscono una consistenza simile alla pelle al tatto. Per tali motivi, viene ampiamente impiegato per realizzare guaine di rivestimento, dita estetiche e, più in generale, per riprodurre l'aspetto anatomico dell'arto [6].

Negli ultimi anni, la diffusione della stampa 3D ha rivoluzionato il settore della produzione di protesi, rendendo possibile un livello più elevato di personalizzazione e una maggiore precisione nella modellazione di componenti dalle geometrie complesse. L'integrazione di scansioni 3D del moncone ha ulteriormente migliorato l'adattamento della protesi, consentendo una progettazione

mirata sulle specifiche anatomiche del singolo paziente. I principali materiali impiegati in questo contesto sono [19] [20]:

- **PLA (Acido Polilattico):** materiale termoplastico e biodegradabile particolarmente facile da stampare. A causa della sua fragilità viene impiegato per la produzione di prototipi o parti non strutturali. La sua stabilità è fortemente dipendente dalle condizioni ambientali e per questo non garantisce una buona durata nel tempo del pezzo stampato.
- **ABS (Acrilonitrile Butadiene Stirene):** polimero termoplastico noto per la sua robustezza e versatilità. A differenza del PLA, viene utilizzato per la produzione di componenti funzionali. Si presta bene alla stampa 3D ed è dotato di una buona resistenza a molti agenti chimici che gli garantisce una stabilità maggiore. Uno dei principali limiti di questo materiale è la sua sensibilità ai raggi UV, che, in caso di esposizione prolungata, portano ad un aumento della fragilità.
- **TPU:** materiale flessibile ed elastico, capace di resistere ad urti, usura, abrasione, agenti chimici e, in alcune particolari varianti, anche all'acqua. Nella stampa 3D viene principalmente utilizzato per produrre inserti morbidi o snodi flessibili all'interno di componenti protesici.

3.2.3 – MATERIALI COMPOSITI

Un'altra importante categoria di materiali impiegati in ambito protesico è quella rappresentata dai materiali compositi, noti per le loro eccellenti proprietà meccaniche, quali elevata resistenza, leggerezza e rigidità. Queste caratteristiche li rendono particolarmente adatti alla realizzazione di componenti strutturali, in grado di sopportare carichi elevati senza però compromettere il comfort durante l'utilizzo.

Tra i più utilizzati si distinguono i compositi in fibra di carbonio e resina epossidica, apprezzati per l'elevatissimo rapporto resistenza/peso, la leggerezza e l'ottima resistenza a fatica. Queste caratteristiche li rendono ideali per la realizzazione delle strutture portanti di arti protesici attivi, dei gusci rigidi esterni (dove contribuiscono a ridurre il peso senza compromettere la resistenza) e di alcuni componenti articolari; tuttavia, presentano anche alcuni svantaggi, come la difficoltà di riparazione in caso di danneggiamento, scarsa resistenza agli impatti, sensibilità all'umidità ed un costo molto elevato.

Un'alternativa più economica è data dai materiali compositi in fibra di vetro e resina (poliestere o epossidica). Presentano una flessibilità maggiore rispetto al carbonio ma risultano più pesanti e meno resistenti. Si preferisce l'utilizzo di questo tipo di compositi per produrre pezzi funzionali a basso

costo (es. parti di intelaiature o involucri parzialmente flessibili) poiché sono facilmente lavorabili ed offrono un'ampia gamma di personalizzazione.

Un ulteriore tipo di compositi impiegato nella realizzazione di protesi è costituito dai materiali a base di poliaramidi (una particolare classe di nylon) immerse in resina epossidica. La poliaramide più nota ed ampiamente utilizzata è il Kevlar, apprezzato per l'elevata resistenza alla trazione, l'ottima capacità di assorbire gli urti e la buona flessibilità. Tali proprietà rendono questi composti particolarmente adatti alla produzione di dispositivi destinati ad attività sportive o a situazioni ad alto rischio di impatti accidentali. Tuttavia, il loro impiego presenta diversi fattori limitanti, tra cui la complessità di lavorazione, la tendenza ad assorbire umidità, una stabilità dimensionale non costante nel tempo e l'elevato costo. Questi aspetti critici ne riducono la diffusione su larga scala, soprattutto in contesti in cui siano richieste soluzioni economicamente più sostenibili [5] [19].

3.3 – ATTUATORI

Per la realizzazione di protesi in grado di effettuare movimenti è indispensabile l'utilizzo degli attuatori. Si tratta di componenti in grado di trasformare un tipo di energia (elettrica, idraulica, ecc.) in movimento fisico utilizzato poi per controllare o spostare elementi di un sistema.

L'efficacia e la funzionalità delle protesi di arto superiore dipendono in modo diretto dagli attuatori e dai meccanismi impiegati. Per soddisfare i requisiti funzionali e costruttivi, gli attuatori, generalmente, dovrebbero essere [21]:

- Leggeri;
- Di dimensioni ridotte;
- A basso consumo energetico;
- Capaci di sviluppare una coppia elevata;
- Silenziosi;
- Pensati per ridurre al minimo la generazione di calore;
- In grado di offrire una risposta rapida;
- Facili da controllare.

Gli attuatori possono essere composti da motori o materiali attivi e la loro classificazione si basa sul principio di funzionamento che genera movimenti lineari o rotatori, distinguendosi in convenzionali e non convenzionali.

3.3.1 – ATTUATORI CONVENZIONALI

Gli attuatori convenzionali operano sfruttando il principio fisico dell'elettromagnetismo, in cui una bobina, immersa in un campo magnetico, risente di una forza quando viene attraversata da corrente elettrica (Legge di Faraday) [21] [22]. Questi attuatori si basano sul motore a corrente continua (Direct Current), e si dividono in micromotori DC senza nucleo (coreless) e micromotori DC senza spazzole (brushless).

- **Micromotori DC senza nucleo (Coreless)**
  I micromotori DC senza nucleo presentano un nucleo cavo in cui è fissata la bobina dell'armatura (che forma un cilindro vuoto) ed uno statore a magneti permanenti. Quando la corrente scorre all'interno della bobina immersa nel campo magnetico, si genera una forza che mette in rotazione l'armatura intorno al proprio asse. Per mantenere il moto rotatorio, il motore è dotato di un sistema di spazzole e commutatore che inverte automaticamente il verso della corrente nelle spire quando necessario, garantendo in questo modo la continuità della rotazione. Il sistema spazzole-commutatore richiede una manutenzione periodica, rappresentando un potenziale limite per l'affidabilità e la durata del dispositivo. I micromotori DC senza nucleo sono caratterizzati da alte velocità di rotazione associate a coppie relativamente basse; per questo motivo devono essere accoppiati ad un riduttore meccanico, al fine di diminuire la velocita di uscita e aumentare la coppia erogata, fornendo così prestazioni più adatte alle applicazioni in campo protesico [21].
- **Micromotori DC senza spazzole (Brushless)**
  In questa configurazione i magneti permanenti sono collocati nel rotore, mentre la bobina dell'armatura è situata nello statore. Tale disposizione elimina la necessità di utilizzare spazzole per l'eccitazione del rotore, riducendo in modo significativo l'usura meccanica e la manutenzione richiesta, andando a migliorare così l'affidabilità del sistema. Anche questi motori si distinguono per elevate velocità di rotazione e bassa coppia, è quindi fondamentale l'accoppiamento con un riduttore per adattare il movimento prodotto al dispositivo da azionare. I modelli miniaturizzati risultano essere molto più piccoli e compatti rispetto ai micromotori DC senza nucleo, facilitandone l'inserimento all'interno delle cavità delle protesi. Un esempio pratico di applicazione è costituito dall'impiego di motori brushless bidirezionali accoppiati a riduttori, i quali a loro volta sono collegati a viti senza fine, utilizzate come convertitori del movimento rotatorio in movimento lineare. Questa configurazione permette un controllo più accurato e affidabile dell'attuazione, utile nelle protesi per aumentarne fluidità e finezza dei movimenti [21].

- **Servomotori**

  I servomotori sono composti da un micromotore DC, un riduttore che garantisce una coppia di uscita adeguata ed un sistema di controllo ad anello chiuso. La loro caratteristica principale è la capacità di mantenere con precisione la posizione angolare dell'albero, grazie ad un sensore integrato che fornisce un feedback continuo sull'orientamento. Le posizioni dell'albero di uscita sono codificate da segnali caratterizzati da specifici periodi e durate, permettendo di definire con precisione ogni configurazione desiderata [21].

- **Micro-muscolo artificiale in gomma (attuatore idraulico)**

  Questo particolare tipo di attuatore converte l'energia meccanica generata da un motore DC in energia idraulica, associata alla pressione di un fluido, attraverso un sistema pistone/cilindro. Un esempio rappresentativo di questa tecnologia è il muscolo di McKibben, noto per la sua leggerezza e per la capacità di eseguire movimenti delicati e precisi. Il micro-muscolo è composto da una micropompa, costituita da un gruppo pistone/cilindro azionato da un motore DC collegato ad una vite in grado di trasformare il moto rotatorio in movimento lineare, e da una struttura tubolare in gomma azionata dall'energia idraulica generata dalla micropompa stessa [*Figura* 5] [21]. Il funzionamento del sistema simula la contrazione di un muscolo naturale: all'aumentare della pressione all'interno del tubo di gomma, si osserva un aumento del diametro accompagnato da un accorciamento longitudinale, riproducendo in questo modo il movimento muscolare biologico. L'impiego della potenza idraulica offre diversi vantaggi, tra cui la richiesta di un basso flusso di fluido, una soglia regolabile di movimento, un'elevata efficienza energetica e la possibilità di amplificare la forza in uscita. Uno degli ostacoli principali nella miniaturizzazione di tali dispositivi riguarda la difficoltà di produrre tubi di dimensioni ridotte, poiché la forza di contrazione è proporzionale al quadrato del raggio del tubo stesso. Un ulteriore vincolo è rappresentato dalla bassa frequenza di funzionamento che impedisce di raggiungere elevate velocità di movimento. Questi fattori costituiscono significative limitazioni nell'impiego di tali sistemi in ambito protesico rendendo preferibile la scelta di altre tipologie di attuatori [21] [22].

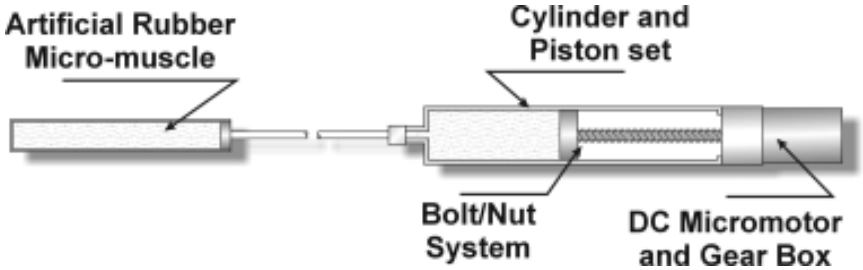


Figura 5: attuatore idraulico [21].

3.3.2 – ATTUATORI NON CONVENZIONALI

Gli attuatori non convenzionali si basano su principi di funzionamento derivanti direttamente dalle proprietà intrinseche, a livello atomico, di alcuni materiali, come quelle mostrate da alcune leghe metalliche, da materiali piezoelettrici e da composti chimici polimerici di tipo gel [21].

- **Attuatori piezoelettrici**

  Questi attuatori sfruttano materiali piezoelettrici, capaci di convertire sollecitazioni meccaniche in energia elettrica. Un materiale piezoelettrico, sottoposto a deformazione, si polarizza elettricamente dando origine ad un dipolo elettrico; tale fenomeno è noto come effetto piezoelettrico e la sua intensità è proporzionale al livello di deformazione applicata. Al contrario, l'applicazione di un campo elettrico, può indurre uno spostamento meccanico nel materiale (effetto piezoelettrico inverso). Gli attuatori piezoelettrici presentano un'elevata densità di potenza che consente di generare una coppia significativa pur mantenendo dimensioni compatte e peso ridotto [21].

- **Motori rotativi**

  I motori rotativi sono costituiti da uno statore attivo, realizzato in materiale piezoelettrico, e da un rotore passivo. L'applicazione di una differenza di potenziale allo statore provoca una deformazione (effetto piezoelettrico inverso) che, tramite la forza di attrito generata tra i due componenti, induce una rotazione del rotore attorno al proprio asse [*Figura 6*]. Durante la fase di ritorno, la riduzione dell'attrito, combinata con una specifica configurazione delle oscillazioni elettriche applicate, genera all'estremità dello statore un moto sinusoidale non rettilineo, il quale impedisce la rotazione inversa del rotore e assicura il corretto funzionamento del sistema. Rispetto ai tradizionali motori elettromagnetici, questi attuatori presentano dimensioni ridotte ed un'elevata coppia in uscita, caratteristiche che ne rendono promettente l'impiego in ambito protesico. Tuttavia, la loro realizzazione risulta complessa e comporta costi relativamente elevati [21].

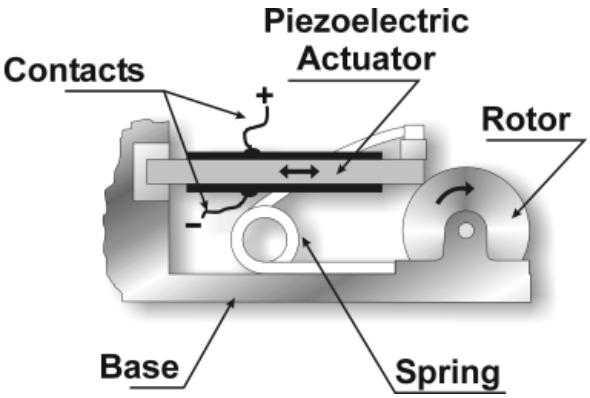


Figura 6: attuatore rotativo [21].

- **Motori ultrasonici (USM)**

  I motori ultrasonici (Ultrasonic Motor) operano generando un'onda di propagazione in un anello o in un disco realizzato in materiale piezoelettrico, la quale induce un movimento ellittico delle particelle presenti sulla superfice dello statore. Questo movimento viene trasmesso direttamente, per contatto, al rotore, collegato all'albero di uscita del motore [*Figura 7*]. Per ottenere l'onda di propagazione necessaria ad eccitare l'anello ceramico piezoelettrico, si sovrappongono due onde stazionarie opportunamente sfasate. Questi motori utilizzano vibrazioni meccaniche con frequenze superiori a 20 kHz (regione ultrasonica) come sorgente di attuazione [23]. In ambito protesico, i motori ultrasonici sono particolarmente apprezzati per la capacità di generare coppie elevate a bassi giri, caratteristica che permette l'utilizzo di riduttori più leggeri o, in alcuni casi, la loro completa eliminazione, con conseguente riduzione di massa e ingombro. Ulteriori vantaggi includono il funzionamento silenzioso, l'assenza di campi magnetici generati e la rapida risposta. Tuttavia, presentano anche alcune limitazioni, tra cui la necessità di una sorgente di alimentazione ad alta frequenza, una durata operativa ridotta dovuta all'usura per contatto tra superfici, un'efficienza inferiore rispetto ai motori elettromagnetici e una maggiore complessità del sistema di controllo elettrico [21].

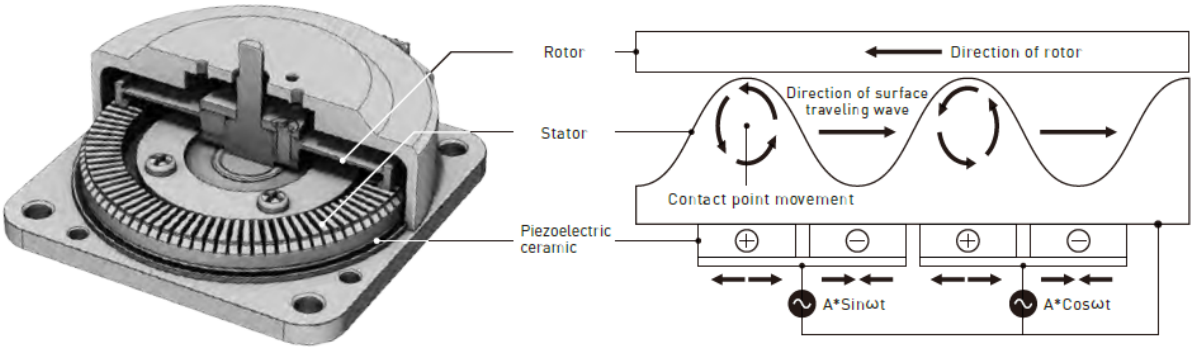


Figura 7: attuatore ultrasonico [24].

- **Leghe a memoria di forma (SMA)**

  Le leghe a memoria di forma (Shape Memory Alloys) sono materiali metallici particolari, caratterizzati dalla capacità di recuperare la forma originaria impressa durante la lavorazione quando vengono riscaldati oltre ad una determinata temperatura di transizione. Tale comportamento si basa su una trasformazione termo-elastica che consente la conversione di energia termica in uno spostamento meccanico significativo. Questi attuatori vengono controllati mediante il passaggio di corrente elettrica che, sfruttando l'effetto Joule, riscalda

la lega deformata, provocandone la contrazione ed il ritorno alla forma originaria [25]. Le SMA offrono alcuni vantaggi, tra cui la possibilità di essere utilizzate in forma di fili, un buon rapporto resistenza/peso ed un elevato rapporto resistenza/area. Tali proprietà ne facilitano l'impiego nelle protesi di arto superiore, permettendo la sostituzione di motori tradizionali con componenti a massa e costi ridotti. Inoltre, queste leghe sono in grado di generare elevate forze di presa, aumentando le prestazioni funzionali delle protesi. Gli svantaggi principali nell'impiego di queste leghe come attuatori sono le alte temperature richieste per il ritorno alla forma originale (da 55° a 100°), la bassa frequenza operativa e il ridotto fattore di accorciamento (3-8%) che impone l'utilizzo di lunghi fili per grandi deformazioni [21].

- **Gel polimerico contrattile**

  Il gel polimerico contrattile rappresenta un metodo alternativo di attuazione ed è costituito da un materiale capace di deformarsi in modo significativo in seguito all'applicazione di stimoli esterni, quali variazioni termiche, chimiche o elettriche. La caratteristica che rende particolarmente interessanti questi materiali nella progettazione di attuatori è la loro capacità di modificare rapidamente il proprio volume. Esistono diverse tipologie di gel polimerici contrattili, che si differenziano per composizione chimica e per il tipo di stimolo necessario ad indurne la contrazione. Tra questi troviamo il PAA (acido poliacrilico), stimolato da variazioni di pH; il NIPA (N-isopropilacrilammide), attivato termicamente; ed il PAM (poliacrilammide), sensibile all'applicazione di campi elettrici [21]. Questi materiali risultano particolarmente promettenti per applicazioni in campo robotico e riabilitativo, grazie al loro basso peso e ridotto ingombro. Tali caratteristiche consentono la realizzazione di dispositivi compatti e leggeri, favorendo un aumento dei gradi di libertà del sistema.

3.4 – SEGNALI BIOLOGICI PER IL CONTROLLO DI PROTESI DI ARTO SUPERIORE

Uno degli aspetti fondamentali nello sviluppo di protesi bioniche per l'arto superiore è la capacità di acquisire, elaborare ed interpretare i segnali biologici provenienti dal corpo umano [17]. Questi segnali, generati dall'attività muscolare o nervosa, costituiscono la principale interfaccia tra l'utente e il dispositivo protesico, permettendo un controllo più intuitivo e naturale rispetto ai meccanismi tradizionali basati su cavi e imbracature. I sistemi di acquisizione hanno il compito di rilevarli, amplificarli e filtrarli per ridurre il rumore di fondo, convertendoli infine in informazioni utilizzabili dall'unità di controllo [17] [26].

Nelle sezioni seguenti verranno analizzati i principi di funzionamento e le caratteristiche dei principali segnali biologici impiegati nel controllo protesico, con particolare attenzione al segnale mioelettrico e alle relative tecniche di rilevamento.

3.4.1 – SEGNALE MIOELETTRICO

Tra i diversi segnali utilizzabili nel controllo protesico, l'elettromiogramma (EMG) superficiale ha assunto un ruolo di primaria importanza. La sua diffusione è legata alla possibilità di rilevare, in modo non invasivo, l'attività elettrica dei muscoli residui, traducendo così l'intenzione di movimento dell'utente in azioni corrispondenti nella protesi. Il segnale EMG origina dalla depolarizzazione delle fibre muscolari durante la contrazione volontaria, caratteristica che rende il controllo mioelettrico particolarmente vantaggioso, poiché il dispositivo si attiva esclusivamente su comando dell'utente. Tale segnale presenta una forma d'onda casuale, dovuta alla sovrapposizione dell'attività delle unità motorie (neurone motorio e fibre da esso innervate) coinvolte nella contrazione [9] [17] [26]. Può essere descritto solo in termini statistici, poiché ampiezza e frequenza variano continuamente, anche in condizioni in cui la contrazione muscolare viene mantenuta il più possibile costante. In media, l'ampiezza e la frequenza dominante di un EMG superficiale si aggirano intorno a 100 μV e 100 Hz, rispettivamente [17]. Per essere impiegato in modo efficace, viene amplificato fino a 1-10 V e filtrato tramite amplificatori differenziali passa-banda, che eliminano le frequenze inferiori a 10 Hz e superiori a 400 Hz, considerate non significative ai fini del controllo protesico [17]. L'acquisizione del segnale avviene tramite elettrodi metallici, che captano le variazioni di potenziale elettrico tra due punti e le trasmettono al sistema che si occupa della successiva elaborazione. Gli elettrodi possono essere posizionati superficialmente, applicati al moncone o integrati direttamente nell'invaso protesico, oppure impiantanti all'interno del tessuto muscolare (elettrodi a filo/ago) [17] [26] [27]. Nelle protesi mioelettriche destinate all'uso quotidiano, la soluzione più pratica e sicura è rappresentata dagli elettrodi superficiali. In questo contesto, l'uso di un gel conduttivo, come avviene per l'elettrocardiogramma, è generalmente evitato per prevenire irritazioni cutanee dovute ad un uso prolungato; pertanto, si impiegano elettrodi in metallo inerte, come l'acciaio inossidabile, detti "a secco" poiché privi di pasta conduttiva [17]. Questi non sono in realtà completamente asciutti, in quanto la sudorazione corporea funge da elettrolita naturale, garantendo una registrazione continua del segnale senza compromettere la salute dei tessuti. Per sfruttare efficacemente il segnale, è essenziale minimizzare l'influenza di eventuali disturbi elettrici provenienti sia dall'ambiente (onde radio, linee elettriche, ecc.) sia dal corpo stesso (attività mioelettrica di fasci muscolari non coinvolti), che potrebbero causare attivazioni involontarie della protesi [11]. Oltre ad un accurato posizionamento degli elettrodi per coinvolgere esclusivamente i fasci muscolari di interesse, è quindi necessario impiegare componenti elettronici in grado di filtrare il segnale in ingresso per ridurre le

interferenze. In conclusione, l'utilizzo del segnale mioelettrico rappresenta una strategia affidabile ed efficace per il controllo di protesi attive, a condizione che le tecniche di acquisizione e filtraggio siano ottimizzate per garantire che il dispositivo fornisca una risposta stabile, precisa e priva attivazioni indesiderate [17].

3.4.2 - SEGNALE MIOACUSTICO

Il segnale mioacustico è costituito dai suoni prodotti in modo naturale durante la contrazione, generati dalle vibrazioni associate al lavoro delle fibre muscolari [17]. Per rilevare questo fenomeno si impiegano sensori acustici posizionati in modo opportuno in prossimità del muscolo bersaglio. Tali sensori non sono disposti a diretto contatto con la pelle, aspetto che riduce le problematiche legate ad eventuali disturbi a carico della cute, come avviene invece per gli elettrodi nei sistemi mioelettrici. La natura meccanica dei segnali mioacustici li rende particolarmente suscettibili ad interferenze ambientali quali urti della protesi contro superfici, vibrazioni generate dal movimento o disturbi di origine strutturale, che possono sovrapporsi alle componenti utili del segnale complicandone l'estrazione e la successiva interpretazione. L'eliminazione di interferenze acustiche risulta spesso e volentieri più impegnativa rispetto alla soppressione del rumore elettrico, rappresentando una delle principali sfide per la diffusione su larga scala delle tecnologie che utilizzano questo particolare tipo di segnale.

3.4.3 - SEGNALE NEUROELETTRICO

Il controllo neuroelettrico rappresenta una delle soluzioni più innovative per le protesi di arto superiore e si basa sull'interfacciamento diretto con i nervi periferici mediante microelettrodi impiantabili [17] [28]. I segnali neuroelettrici generati dalle fibre nervose sono estremamente deboli e non rilevabili tramite elettrodi superficiali, come avviene nel controllo mioelettrico; è quindi necessario l'utilizzo di dispositivi impiantati in grado di captarli con elevata precisione. L'impiego di questa tipologia di segnali apre la strada alla realizzazione di dispositivi protesici con controllo multicanale. Con il controllo tradizionale a canale singolo, un segnale viene utilizzato per comandare una singola funzione alla volta (es. aprire/chiudere la mano) mentre nel caso di un controllo multicanale, l'acquisizione di più segnali separati in parallelo (uno per ogni nervo al quale è stato applicato un microelettrodo) permette la gestione simultanea di più parti della protesi garantendo movimenti più naturali e coordinati. Nonostante il potenziale, questa tecnologia è ancora in fase sperimentale e presenta sfide significative, in particolare riguardo alla stabilità e alla durata nel tempo dei microelettrodi. Il superamento di tali criticità rappresenterebbe un passo decisivo verso lo sviluppo e la progettazione di protesi capaci di garantire funzionalità avanzate ed un controllo altamente intuitivo.

Capitolo 4 – FEEDBACK SENSORIALE E AVANGUARDIA NELLA CHIRURGIA PROTESICA

4.1 – FEEDBACK SENSORIALE

Nell'ambito delle protesi di arto superiore, una delle principali sfide consiste nella restituzione al paziente amputato della capacità di percepire sensazioni tattili o legate alla forza applicata durante l'utilizzo dell'arto protesico (feedback sensoriale). La mancanza di un ritorno sensoriale costringe infatti l'utente a fare affidamento solo sul controllo visivo per monitorare la presa, modulare la forza esercitata e valutare la posizione dell'arto, con conseguente diminuzione della fluidità e della naturalezza dei movimenti [28] [29].

Per far fronte a questa limitazione, la ricerca nel settore ha sviluppato diverse strategie con lo scopo di restituire all'utente le informazioni sensoriali, distinguendole principalmente in due categorie:

- **Metodi invasivi** (interazione diretta con il sistema nervoso)
- **Metodi non invasivi** (stimolazione superficiale senza ricorrere ad interventi chirurgici)

4.1.1 - METODI INVASIVI

Esistono due principali approcci invasivi usati per ripristinare il feedback sensoriale: reinnervazione sensoriale mirata (TSR) e stimolazione diretta del sistema nervoso periferico.

Reinnervazione sensoriale mirata (TSR)

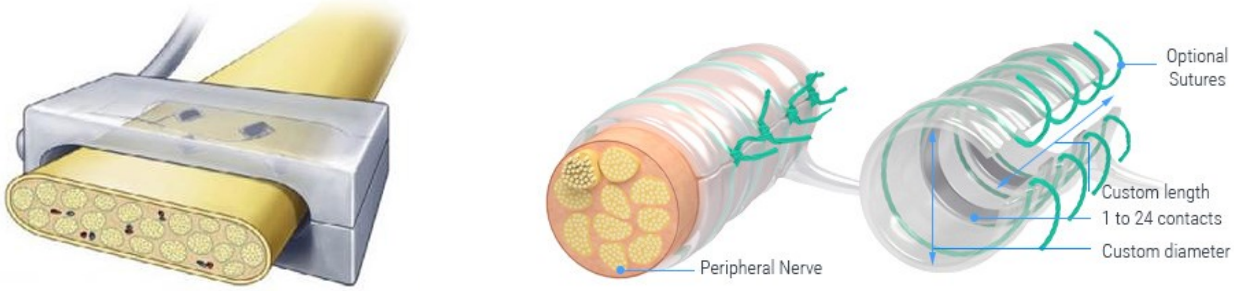
La reinnervazione sensoriale mirata (Targeted Sensory Reinnervation) è una tecnica chirurgica innovativa in cui i nervi di una mano amputata vengono trasferiti a nervi prossimali preposti all'innervazione della cute del braccio residuo [28]. In questo modo, i nervi reindirizzati, tramite l'opportuna stimolazione della superfice cutanea reinnervata, permettono al paziente di percepire sensazioni riferite alle aree corrispondenti della mano mancante. La TSR offre diversi vantaggi, tra cui l'assenza di corpi estranei, la capacità di restituire sensazioni spesso percepite come più naturali rispetto a quelle generate da stimolazioni artificiali e un'ottima stabilità nel lungo termine. Nonostante i vantaggi, questa tecnica presenta ancora alcune limitazioni. In primo luogo, la rappresentazione somatotipica della mano così ricostruita risulta spesso disorganizzata, rendendo complessa la creazione di una corrispondenza precisa tra le aree stimolate sulla cute trattata e le zone originarie della mano. Inoltre, il processo di reinnervazione non segue sempre uno schema prevedibile, con il rischio che la distribuzione delle sensazioni percepite non rispecchi fedelmente quella fisiologica. Per ottenere una gamma più ampia di stimoli è necessario ricorrere a sistemi che impiegano matrici di attuatori, ossia raggruppamenti di elementi disposti in posizioni ben definite,

con il risultato di una maggiore complessità in fase di progettazione. Infine, un ostacolo ancora irrisolto è rappresentato dall'assenza di un feedback propriocettivo, ovvero la mancanza da parte del paziente di percepire informazioni sulla posizione e sul movimento dell'arto artificiale [29].

Stimolazione diretta del sistema nervoso periferico

Questo approccio consiste nell'impianto di elettrodi intorno o all'interno dei nervi periferici, con l'obbiettivo di fornire stimoli diretti finalizzati alla trasmissione di informazioni percettive [28] [29]. Gli impulsi artificiali così generati si propagano attraverso i nervi, evocando un feedback sensoriale. Sono state sviluppate diverse tipologie di elettrodi per l'interfacciamento diretto con i nervi periferici; in base al grado di invasività, si distinguono principalmente tre categorie: elettrodi extraneurali, intraneurali e rigenerativi. All'aumentare dell'invasività, diminuisce l'intensità del segnale necessaria a generare una risposta sensoriale, mentre aumenta la selettività delle fibre nervose stimolate.

- **Elettrodi extraneurali**
  Questi elettrodi, come i *cuff* (letteralmente polsino/manetta) e gli epineurali [*Figura 8b*], avvolgono il nervo fornendo un'ampia superficie di contatto e sono in grado di stimolare un grande numero di assoni mielinizzati [27] [28]. Una particolare variante è rappresentata dall' elettrodo ad interfaccia piana (Flat Interface Nerve Electrode o FINE [*Figura 8a*], capace di migliorare il contatto e la selettività di attivazione grazie alla presenza di più superfici attive lungo il manicotto [28] [30]. Nonostante provochino minori danni al nervo, gli elettrodi extraneurali richiedono l'utilizzo di correnti di stimolazione più elevate, con il conseguente coinvolgimento di un maggior numero di fascicoli nervosi, riducendo la selettività e limitando la precisione della sensazione percepita. L'attivazione simultanea di più fascicoli può provocare sensazioni innaturali e parestesie, ossia percezioni anomale della pelle spesso descritte come formicolio o pizzicore [30].



a. **b.**

Figura 8: elettrodo FINE (a) [31], elettrodo cuff (b) [32].

- **Elettrodi intraneurali**

  Gli elettrodi intraneurali si differenziano da quelli extraneurali principalmente per il loro grado di invasività. Sono progettati, infatti, per essere inseriti direttamente all'interno del fascio nervoso, permettendo una stimolazione più fine e mirata [28]. I più noti sono il Longitudinal Intra-Fascicular Electrode (LIFE), il Transversal Intra-Fascicular Multichannel Electrode (TIME) e l'Utah Slanted Electrode Array (USEA).

  Il LIFE è costituito da contatti posizionati parallelamente all'asse del nervo e inseriti lungo il fascio nervoso [28]. La corrente elettrica viene applicata lungo la lunghezza, consentendo una stimolazione selettiva di specifici fascicoli longitudinali. Questo metodo riduce l'intensità di corrente necessaria per generare di un impulso nervoso di feedback e permette di attivare differenti fascicoli di fibre con maggior precisione. Tuttavia, l'invasività dell'impianto comporta un rischio potenziale di danno al nervo.

  Il TIME [*Figura 9a*], invece, presenta contatti disposti perpendicolarmente all'asse del nervo, attraversando il fascio nervoso in senso trasversale [28]. Questo permette di raggiungere più fascicoli a diversi livelli di profondità, garantendo una selettività maggiore rispetto ai LIFE. La stimolazione può essere modulata in maniera molto più mirata, permettendo l'attivazione esclusiva di specifici fascicoli e riducendo la dispersione del segnale verso fibre non desiderate.

  Infine, l'USEA [*Figura 9b*], sviluppato presso l'università dello Utah, da cui il nome, consiste in una serie di elettrodi paralleli di diversa lunghezza, che penetrano il nervo trasversalmente in più punti e a differenti profondità [28]. Questo design particolare consente una stimolazione estremamente selettiva e ad alta risoluzione, in quanto ciascun elettrodo è in grado di attivare specifici fascicoli senza coinvolgere le fibre circostanti.

  In generale, tutti questi sistemi consentono di ridurre la soglia di stimolazione necessaria, migliorare la selettività nell'attivazione dei fascicoli e fornire un feedback percettivo più preciso. Tuttavia, l'elevata invasività di questi impianti rappresenta un rischio di possibile danno nervoso e può compromettere la stabilità a lungo termine, ad esempio a causa della perdita di contatto tra elettrodi e fibre. Inoltre, sia gli elettrodi intraneurali che quelli extraneurali possono causare la stimolazione involontaria di fibre motorie, generando contrazioni muscolari indesiderate.

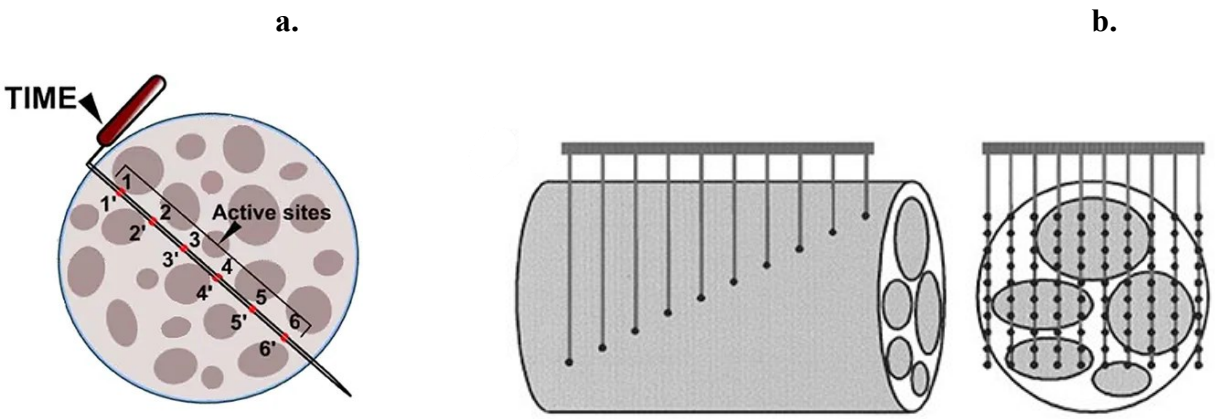


Figura 9: elettrodo TIME (a) [31], elettrodo USEA (b) [31].

- **Elettrodi rigenerativi**

  Gli elettrodi rigenerativi vengono impiantati tra due estremità nervose, analogamente ad un innesto nervoso. In questo caso, però, al posto di un innesto biologico si utilizza un setto di materiale artificiale, che riempie lo spazio tra le due estremità. Il setto presenta numerosi fori attraverso i quali le fibre nervose possono rigenerarsi, formando piccoli fasci [*Figura 10*] [28]. Tale sistema permette una stimolazione altamente selettiva degli assoni, favorendo la percezione di sensazioni più naturali. Riducendo le dimensioni dei fori e aumentando il loro numero, è possibile ottenere risoluzioni ancora più elevate. Nonostante il potenziale, questa risulta la procedura più invasiva, comportando elevati rischi di danno nervoso e possibili effetti degenerativi a lungo termine. Inoltre, a causa del lungo tempo necessario alla rigenerazione delle fibre nervose attraverso il setto, possono trascorrere diversi mesi prima di osservare dei risultati. La ricrescita delle fibre avviene spesso in maniera disorganizzata, compromettendo il corretto contatto con gli elettrodi e rendendo più complessa la trasmissione del segnale.

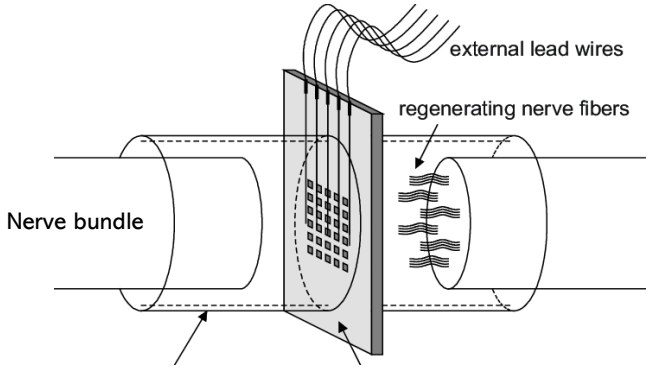


Figura 10: elettrodo rigenerativo [33].

4.1.2 - METODI NON INVASIVI

Esistono diversi approcci non invasivi per fornire feedback sensoriale, tra cui la stimolazione meccano-tattile, vibro-tattile, elettro-tattile e termica.

Stimolazione meccano-tattile

Questo tipo di stimolazione utilizza pressione o allungamento della pelle per trasmettere informazioni tattili [11] [30] [34]. Comunemente vengono impiegati bulbi in plastica o silicone che, gonfiandosi in modo controllato, esercitano una pressione sul moncone del soggetto. In tal modo, è possibile percepire il contatto tra la mano protesica ed un oggetto, con un'intensità proporzionale alla forza esercitata dalla presa. Un approccio alternativo prevede l'utilizzo di fasce o polsini posizionati sempre in corrispondenza dell'arto residuo, capaci di indurre uno stiramento cutaneo al fine di generare un diverso tipo di stimolazione tattile [28] [35]. I dispositivi che impiegano sistemi di feedback meccano-tattile risultano tuttavia spesso ingombranti, rumorosi e ad alto consumo energetico, motivi per cui non sono ampiamente diffusi.

Stimolazione vibro-tattile

In questo caso, le informazioni tattili relative a forza o posizione vengono trasmesse dai sensori della protesi ad un dispositivo vibrante applicato direttamente sulla pelle del soggetto [11] [30] [35]. Sebbene questo metodo non risulti intuitivo come la stimolazione meccano-tattile, un adeguato addestramento consente di ottenere risultati significativi. Studi hanno evidenziato la possibilità di discriminare tra differenti intensità di vibrazione; tuttavia, si ritiene che l'utilizzo di più di tre livelli (basso, medio, alto) possa confondere l'utente, compromettendo la qualità del feedback. Inoltre, è stato osservato che una stimolazione costituita da una serie di impulsi risulta spesso più efficace rispetto ad una stimolazione continua [28] [30]. La stimolazione vibro-tattile può fornire un'ampia gamma di informazioni, come la forza di presa, la velocità della mano o la texture degli oggetti, codificate in specifici pattern di vibrazione; tali informazioni non possono essere trasmesse simultaneamente poiché la sovrapposizione dei segnali può generare confusione nel soggetto, compromettendone la corretta percezione [30]. Pur offrendo numerosi vantaggi, questa tecnologia presenta alcune limitazioni, tra cui la necessità di addestramento intensivo, un feedback sensoriale limitato e una latenza nella percezione che può variare da individuo a individuo.

Stimolazione elettro-tattile

La stimolazione elettro-tattile (o elettrostimolazione) fornisce feedback sensoriale tramite una corrente elettrica applicata sulla cute attraverso elettrodi, comunemente nota come TENS (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation) [11] [28] [30] [35]. Principalmente integrata in protesi

mioelettriche, questa tecnologia è in grado di evocare sensazioni di pressione, forza di presa e scivolamento degli oggetti, consentendo un controllo più fine del dispositivo protesico. Piccoli spostamenti degli elettrodi o variazioni della superfice cutanea possono alterare il segnale, rendendo necessaria una costante ricalibrazione per mantenere un'efficienza ottimale. È possibile modulare frequenza e intensità della corrente per fornire diversi livelli di sensazione. L'elettrostimolazione può inoltre interferire con le registrazioni elettromiografiche, causando possibili movimenti involontari della protesi [28].

Stimolazione termica

La stimolazione termica consente di fornire informazioni sulla temperatura degli oggetti con cui la protesi entra in contatto. Sensori termici posti sulla superfice dell'arto protesico registrano la temperatura e, attraverso particolari dispositivi noti come celle di Peltier, la sensazione viene trasmessa al soggetto [28]. Dal punto di vista costruttivo, una cella di Peltier è composta da due materiali semiconduttori collegati elettricamente in serie da sottili lamelle di rame e racchiusi da due sottili piastre di materiale ceramico che fungono da superfici di scambio termico. Quando viene applicata una corrente elettrica, gli elettroni si spostano attraverso i semiconduttori generando un trasferimento di calore: una delle superfici assorbe energia termica, mentre l'altra la rilascia. Questo fenomeno, noto come effetto Peltier, permette di regolare direttamente il flusso di calore, con la possibilità di modificarne il verso semplicemente variando la polarità della corrente elettrica [36]. Il principale limite di questa tecnologia riguarda i tempi di risposta, poiché la transizione tra temperature elevate e basse richiede periodi relativamente lunghi. Inoltre, tra i diversi tipi di feedback, quello termico rappresenta la priorità minore per gli amputati, che tendono a privilegiare il recupero delle percezioni tattili.

4.2 – OSSEOINTEGRAZIONE

Negli ultimi anni, l'osseointegrazione ha suscitato un interesse crescente, soprattutto in ambito di ricerca, come metodo per migliorare la connessione e la stabilità tra un impianto e il corpo umano. Questa tecnica punta alla creazione di un legame funzionale tra il tessuto osseo e componenti metallici strutturali, garantendo non solo la stabilità meccanica, ma anche integrazione biologica [14] [37]. Per la realizzazione degli impianti si impiegano principalmente il titanio e le sue leghe, poiché oltre ad un'elevata biocompatibilità, questo metallo favorisce l'adesione delle cellule responsabili della formazione del tessuto osseo [37]. Studi hanno inoltre evidenziato come la solidità dell'adesione sia direttamente correlata alla rugosità della superficie: superfici più ruvide si prestano ad una migliore

integrazione con l'osso, che andrà a riempire efficacemente gli spazi vuoti [38]. L'intervento chirurgico per il fissaggio di un elemento di supporto risulta però molto invasivo, in quanto richiede l'asportazione di tessuto osseo per collocare l'impianto [14]. L'utilizzo di questi sistemi di fissaggio rappresenta un significativo miglioramento nella gestione della protesi. Infatti, l'arto artificiale diventa una vera e propria estensione dell'osso reciso, consentendo al soggetto di riottenere un buon grado di propriocezione (ossia la percezione della posizione e del movimento dell'arto). Tutto ciò consente all'utente di svolgere diverse attività senza dover fare costantemente affidamento sulla vista, riducendo il carico cognitivo e favorendo dei movimenti più naturali. L'elemento di supporto in titanio rappresenta inoltre un punto di passaggio ideale per eventuali collegamenti a mioelettrodi impiantanti nell'arto residuo, permettendo di convogliare in un unico punto tutte le connessioni elettriche. L'utilizzo di questa tecnica è possibile sia su amputati transomerali [*Figura 11a*] sia su amputati transradiali [*Figura 11b*], a condizione che la lunghezza del moncone lo consenta. Nel caso di amputazione transradiale, permette di mantenere un buon grado di prono-supinazione dell'arto.

Nonostante tutti i vantaggi offerti, questo sistema di fissaggio presenta un importante limite: l'impianto è transcutaneo, il che comporta un rischio significativo di infezione [38] [39]. È quindi fondamentale mantenere la zona circostante sempre pulita e disinfettata. La combinazione del rischio di complicazioni infettive e dell'invasività dell'intervento limita tuttavia la diffusione di questa pratica, relegandola, al momento, ad uno stadio sperimentale.

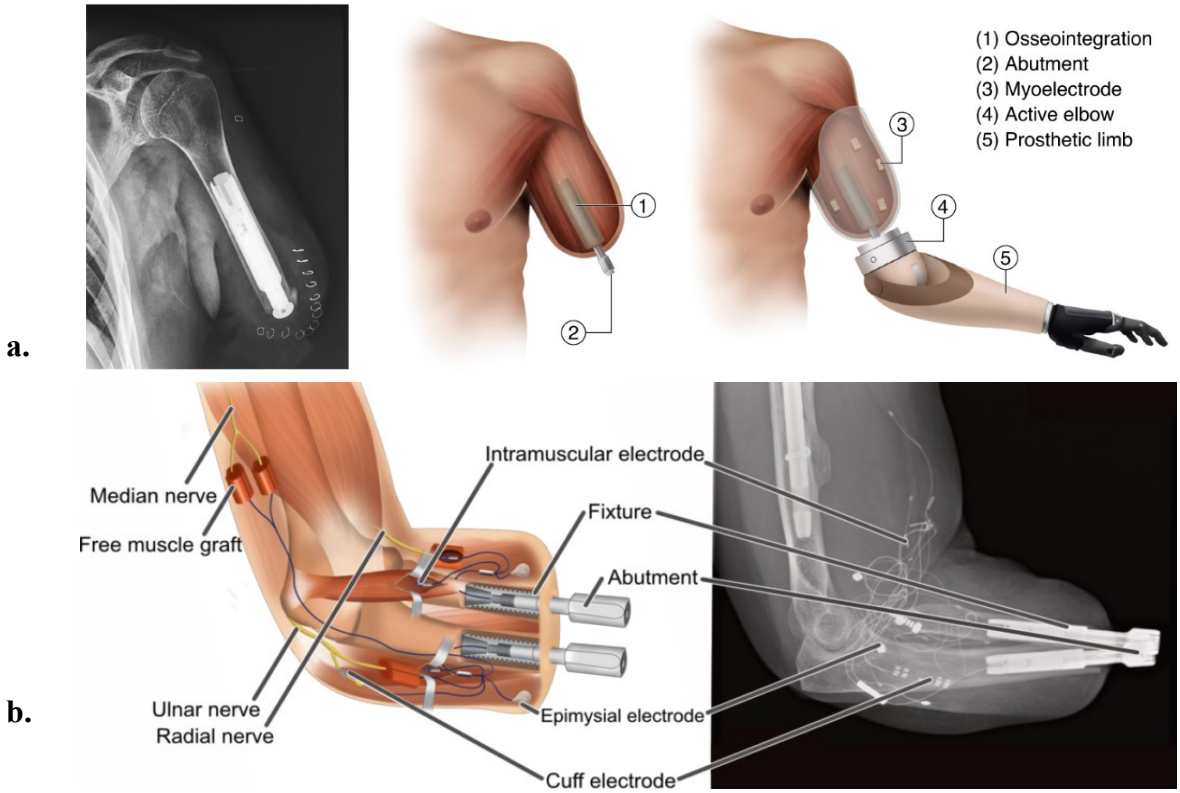


Figura 11: Impianto osseointegrato in amputazione transomerale (a) [39] ed in amputazione transradiale (b) [40].

4.3 – TARGETED MUSCLE REINNERVATION

Attualmente, il recupero della funzionalità di un arto mediante protesi rappresenta ancora una sfida complessa, in particolare nei casi di amputazioni sopra il livello del gomito, che comportano una perdita funzionale tra le più invalidanti. Nonostante siano oggi disponibili protesi attive in grado di compiere un ampio numero movimenti, il loro controllo rimane ancora complicato e poco naturale: i sistemi tradizionali basati sull'elettromiografia superficiale permettono infatti solo movimenti isolati e privi di coordinazione. Per superare tali limitazioni è stata introdotta la tecnica della Targeted Muscle Reinnervation (TMR), una procedura chirurgica che consente di rendere più intuitivo il controllo protesico. La TMR si basa sul trasferimento dei nervi residui dell'arto amputato verso muscoli denervati, oppure verso innesti muscolari prelevati da altre sedi corporee, come gli arti inferiori [*Figura 12*] [16] [41] [42]. Il reindirizzamento di più nervi permette di ottenere segnali mioelettrici distinti e fisiologicamente più naturali, favorendo così un controllo simultaneo e multicanale della protesi, con una gestione più intuitiva di sistemi multiarticolari [39]. Dopo la procedura, i pazienti dispongono di più siti muscolari per il controllo mioelettrico: quando tentano di contrarre i muscoli dell'arto mancante, vengono attivati i nuovi siti reinnervati, la cui contrazione genera i segnali necessari al comando protesico. L'impiego di mioelettrodi impiantati in prossimità dei siti reinnervati, aumenta ulteriormente la precisione del controllo protesico, consentendo di generare segnali differenziati che permettono al paziente di eseguire movimenti selettivi della mano, come la chiusura indipendente delle singole dita [27] [43].

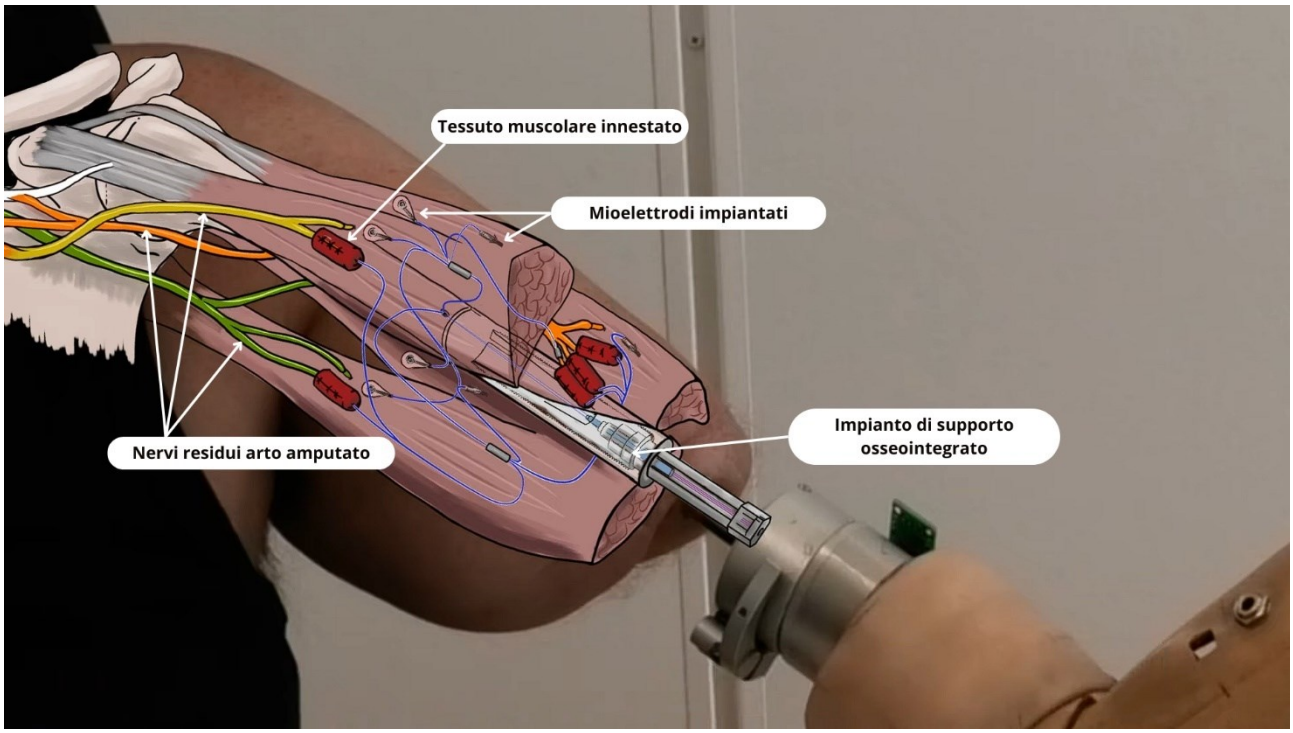


Figura 12: TMR in caso di amputazione transomerale con elettrodi impiantati nelle sedi reinnervate.

Nei casi di amputazioni con disarticolazione della spalla, in cui l'arto viene completamente rimosso, è possibile creare nuovi siti di controllo mioelettrico mediante la denervazione e la successiva reinnervazione di porzioni del muscolo grande pettorale, sfruttando il fatto che questo è ormai privo di funzione a seguito della perdita dell'arto [*Figura* 13] [41]. La TMR consente quindi di ottenere un controllo più fine e, soprattutto, più intuitivo delle protesi mioelettriche in pazienti con amputazioni fortemente invalidanti, migliorando significativamente la capacità di eseguire movimenti complessi e coordinati dell'arto protesico.

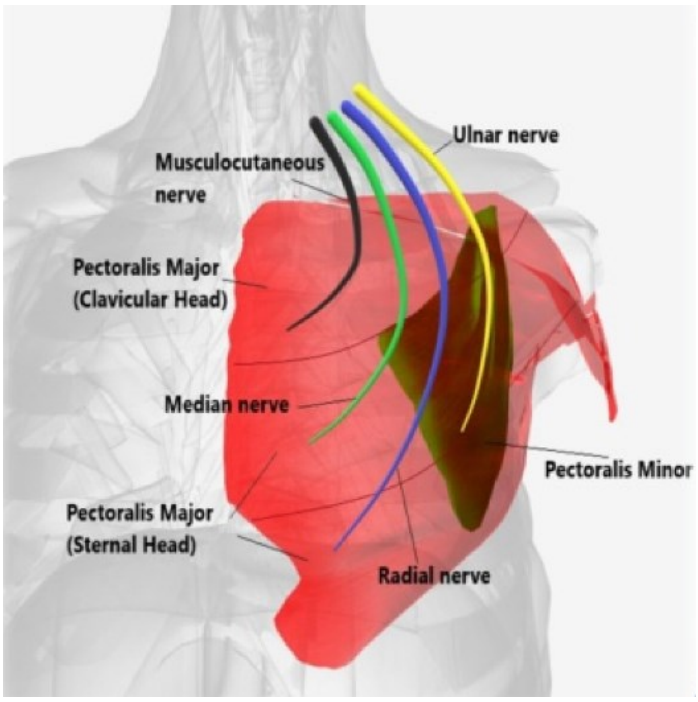


Figura 13: TMR in caso di disarticolazione della spalla [44].

Capitolo 5 – CONCLUSIONI

Lo sviluppo delle protesi per arto superiore rappresenta attualmente uno dei settori più promettenti dell'ingegneria biomedica, con il potenziale di migliorare in modo significativo la qualità di vita delle persone amputate, restituendo loro funzionalità motorie ed una maggiore autonomia.

Le soluzioni oggi disponibili presentano numerosi vantaggi, tra cui un controllo del movimento sempre più accurato, una maggiore destrezza rispetto ai primi modelli e l'integrazione di sistemi di feedback che contribuiscono ad avvicinare l'esperienza di utilizzo alla percezione naturale dell'arto biologico.

Accanto a tali progressi si trovano tuttavia alcuni importanti ostacoli che limitano la diffusione di questi dispositivi: la tecnologia complessa, i lunghi tempi di adattamento richiesti all'utente e, in alcuni casi, la necessità di interventi chirurgici altamente invasivi, con i relativi rischi associati.

Le prospettive future si orientano verso lo sviluppo di soluzioni sempre più avanzate ma al tempo stesso più accessibili, che permettano di ridurre i costi per l'utilizzatore finale. Tra le principali linee guida per la progettazione si trovano la miniaturizzazione e l'ottimizzazione dei componenti interni, unite alla realizzazione di interfacce neurali sempre più intuitive e sicure. Particolare attenzione è inoltre rivolta al perfezionamento del feedback sensoriale, con l'intento di ottenere una sensibilità il più vicino possibile a quella dell'arto originale.

L'obbiettivo della ricerca non è dunque soltanto il recupero della funzionalità perduta, ma la realizzazione di una piena e totale integrazione, fino rendere la protesi un'estensione del corpo stesso.

In quest'ottica, le protesi bioniche non si limitano a svolgere un ruolo puramente riabilitativo, ma si pongono come dispositivi capaci di ridefinire il rapporto tra uomo e tecnologia, aprendo strade e possibilità che, fino a pochi anni fa, appartenevano esclusivamente al dominio della fantascienza.

Bibliografia e sitografia

[1] Thurston, A. J. (2007). Paré and prosthetics: the early history of artificial limbs. *ANZ journal of surgery*, *77*(12), 1114-1119.

[2] Zuo, K. J., & Olson, J. L. (2014). The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. *Plastic Surgery*, *22*(1), 44-51.

[3] Xu, W., Toyoda, Y., & Lin, I. C. (2023). Upper extremity prosthetics: current options and future innovations. *The Journal of Hand Surgery*, *48*(10), 1034-1044.

[4] Paré, A. (1728). *Les oeuvres d'Ambroise Paré*. Buon.

[5] Brack, R., & Amalu, E. H. (2021). A review of technology, materials and R&D challenges of upper limb prosthesis for improved user suitability. *Journal of Orthopaedics*, *23*, 88-96.

[6] Maat, B., Smit, G., Plettenburg, D., & Breedveld, P. (2018). Passive prosthetic hands and tools: A literature review. *Prosthetics and orthotics international*, *42*(1), 66-74.

[7] Trent, L., Intintoli, M., Prigge, P., Bollinger, C., Walters, L. S., Conyers, D., ... & Ryan, T. (2020). A narrative review: current upper limb prosthetic options and design. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*.

[8] Carey, S. L., Lura, D. J., & Highsmith, M. J. (2015). Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: Systematic literature review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, *52*(3).

[9] Das, N., Nagpal, N., & Bankura, S. S. (2018). A review on the advancements in the field of upper limb prosthesis. *Journal of medical engineering & technology*, *42*(7), 532-545.

[10] https://my.clevelandclinic.org/health/treatments/prosthetic-arm

[11] Ribeiro, J., Mota, F., Cavalcante, T., Nogueira, I., Gondim, V., Albuquerque, V., & Alexandria, A. (2019). Analysis of man-machine interfaces in upper-limb prosthesis: A review. *Robotics*, *8*(1), 16.

[12] https://www.independent.co.uk/news/health/sweden-catalan-b2374159.html

[13] Maduri, P., & Akhondi, H. (2019). Upper limb amputation.

[14] Jönsson, S., Caine-Winterberger, K., & Brånemark, R. (2011). Osseointegration amputation prostheses on the upper limbs: methods, prosthetics and rehabilitation. *Prosthetics and orthotics international*, *35*(2), 190-200.

[15] Segura, D., Romero, E., Abarca, V. E., & Elias, D. A. (2024). Upper limb prostheses by the level of amputation: a systematic review. *Prosthesis*, *6*(2), 277-300.

[16] Cheesborough, J. E., Smith, L. H., Kuiken, T. A., & Dumanian, G. A. (2015, February). Targeted muscle reinnervation and advanced prosthetic arms. In *Seminars in plastic surgery* (Vol. 29, No. 01, pp. 062-072). Thieme Medical Publishers.

[17] Childress, D. S. (1992). Upper-limb prosthetics: control of limb prostheses. *Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*.

[18] https://rogaenna.it/livelli-amputazione

[19] Mota, A. (2017). Materials of prosthetic limbs.

[20] Vujaklija, I., & Farina, D. (2018). 3D printed upper limb prosthetics. *Expert review of medical devices*, *15*(7), 505-512.

[21] Cura, V. O. D., Cunha, F. L., Aguiar, M. L., & Cliquet Jr, A. (2003). Study of the different types of actuators and mechanisms for upper limb prostheses. *Artificial organs*, *27*(6), 507-516.

[22] Greco, C., Kotak, P., Pagnotta, L., & Lamuta, C. (2022). The evolution of mechanical actuation: from conventional actuators to artificial muscles. *International materials reviews*, *67*(6), 575-619.

[23] Watson, B., Friend, J., & Yeo, L. (2009). Piezoelectric ultrasonic micro/milli-scale actuators. *Sensors and Actuators A: Physical*, *152*(2), 219-233.

[24] https://www.kbk.co.jp/en/product_details/ultrasonic-motor-piezo-sonic-motor

[25] Hamid, Q. Y., Hasan, W. W., Hanim, M. A., Nuraini, A. A., Hamidon, M. N., & Ramli, H. R. (2023). Shape memory alloys actuated upper limb devices: A review. *Sensors and Actuators Reports*, *5*, 100160.

[26] Fougner, A., Stavdahl, Ø., Kyberd, P. J., Losier, Y. G., & Parker, P. A. (2012). Control of upper limb prostheses: Terminology and proportional myoelectric control—A review. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, *20*(5), 663-677.

[27] Hoffer, J. A., & Loeb, G. E. (1980). Implantable electrical and mechanical interfaces with nerve and muscle. *Annals of biomedical engineering*, *8*(4), 351-360.

[28] Dimante, D., Logina, I., Sinisi, M., & Krūmiņa, A. (2020, September). Sensory feedback in upper limb prostheses. In *Proceedings of the Latvian Academy of Sciences* (Vol. 74, No. 5, pp. 308-317). De Gruyter Poland.

[29] Marasco, P. D., Hebert, J. S., Sensinger, J. W., Beckler, D. T., Thumser, Z. C., Shehata, A. W., ... & Wilson, K. R. (2021). Neurorobotic fusion of prosthetic touch, kinesthesia, and movement in bionic upper limbs promotes intrinsic brain behaviors. *Science robotics*, *6*(58), eabf3368.

[30] Svensson, P., Wijk, U., Björkman, A., & Antfolk, C. (2017). A review of invasive and non-invasive sensory feedback in upper limb prostheses. *Expert review of medical devices*, *14*(6), 439-447.

[31] https://www.researchgate.net/publication/325399423_Update_on_Peripheral_Nerve_Electrodes_for_Closed-Loop_Neuroprosthetics

[32] https://microprobes.com/products/peripheral-electrodes/nerve-cuff

[33] https://www.researchgate.net/figure/Schematic-diagram-of-the-sieve-electrode_fig2_6533948

[34] Antfolk, C., Björkman, A., Frank, S. O., Sebelius, F., Lundborg, G., & Rosen, B. (2012). Sensory feedback from a prosthetic hand based on air-mediated pressure from the hand to the forearm skin. *Journal of rehabilitation medicine: official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, *44*(8), 702-707.

[35] Li, K., Fang, Y., Zhou, Y., & Liu, H. (2017). Non-invasive stimulation-based tactile sensation for upper-extremity prosthesis: a review. *IEEE Sensors Journal*, *17*(9), 2625-2635.

[36] Drebushchak, V. A. (2008). The peltier effect. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, *91*(1), 311-315.

[37] Parithimarkalaignan, S., & Padmanabhan, T. V. (2013). Osseointegration: an update. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, *13*(1), 2-6.

[38] Overmann, A. L., & Forsberg, J. A. (2020). The state of the art of osseointegration for limb prosthesis. *Biomedical engineering letters*, *10*(1), 5-16.

[39] Farina, D., Vujaklija, I., Brånemark, R., Bull, A. M., Dietl, H., Graimann, B., ... & Aszmann, O. C. (2023). Toward higher-performance bionic limbs for wider clinical use. *Nature biomedical engineering*, *7*(4), 473-485.

[40] https://www.sciencealert.com/revolutionary-bionic-hand-fuses-with-womans-bones-muscles-and-nerves

[41] Kuiken, T. A., Dumanian, G. A., Lipschutz, R. D., Miller, L. A., & Stubblefield, K. A. (2004). The use of targeted muscle reinnervation for improved myoelectric prosthesis control in a bilateral shoulder disarticulation amputee. *Prosthetics and orthotics international*, *28*(3), 245-253.

[42] Morgan, E. N., Potter, B. K., Souza, J. M., Tintle, S. M., & Nanos III, G. P. (2016). Targeted muscle reinnervation for transradial amputation: description of operative technique. *Techniques in Hand & Upper Extremity Surgery*, *20*(4), 166-171.

[43] Ortiz-Catalan, M., Håkansson, B., & Brånemark, R. (2014). An osseointegrated human-machine gateway for long-term sensory feedback and motor control of artificial limbs. *Science translational medicine*, *6*(257), 257re6-257re6.

[44] https://www.researchgate.net/figure/Scheme-of-the-reinnervated-sites-for-different-levels-of-amputation-A-Median-blue_fig3_349973660