

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

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA
BIOMEDICA

**Studio e sviluppo di un prototipo di un
meccanismo per l'azionamento di una mano
protesica cinematica**

Relatore

Prof. Ing. Luca Cristofolini

Laureando

Matteo Pirani

Correlatori

Ing. Enrico Boccafogli

Ing. Emanuele Gruppioni

III Sessione
A.A. 2012/2013

Indice

Introduzione	1
Capitolo 1	
Centro protesi INAIL – Sede di Vigorso di Budrio (BO)	3
Capitolo 2	
Anatomia e sostituzione protesica dell'arto superiore	5
2.1 I piani principali del corpo umano	5
2.2 Anatomia dell'arto superiore	7
2.2.1 Generalità	7
2.2.2 Spalla	8
2.2.3 Braccio	10
2.2.4 Avambraccio	14
2.2.5 Mano	17
2.2.6 Articolazione RadioUlnare (RadioUlnar Joint – RUJ)	19
2.3 Principali movimenti di polso e mano	21
2.4 Amputazioni e malformazioni dell'arto superiore	22
2.4.1 Classificazione delle amputazioni e delle malformazioni	22
2.4.2 Moncone e sindrome dell'arto fantasma	25
2.5 Protesica	26
2.5.1 Classificazione delle protesi di arto superiore	27

Capitolo 3

Materiali e metodi	31
3.1 Generalità	31
3.2 Progettazione CAD 3D.....	32
3.2.1 Modelli CAD 3D.....	32
3.3 Prototipazione rapida in ABS	34
3.4 Modelli matematici.....	36
3.5 Modelli cinematici.....	37
3.5.1 Meccanismo della mano	37
3.5.2 Meccanismo di trasmissione per apertura e chiusura della mano	40
3.6 Modelli dinamici	41
3.6.1 Meccanismo della mano	41
3.6.2 Meccanismo di trasmissione per apertura e chiusura della mano	44
3.7 Metodo di stima delle forze in gioco nella presa.....	45
3.8 Metodo di stima del momento di pronazione	51
3.9 Materiali scelti per il prototipo	54

Capitolo 4

Risultati	57
4.1 Stima delle forze e dei momenti	57
4.2 Discussione dei risultati.....	63
4.3 Prototipazione.....	65
4.4 Difficoltà riscontrate.....	68

Capitolo 5

Conclusioni e sviluppi futuri	69
5.1 Conclusioni.....	69
5.2 Sviluppi futuri.....	70

Appendice A	73
--------------------------	----

Bibliografia	79
---------------------------	----

Ringraziamenti	83
-----------------------------	----

Introduzione

L'amputazione ad uno degli arti, o ad una parte di questi, è la forma di intervento che si applica a seguito di una malattia o di un trauma che renda irrecuperabile con altri metodi uno dei 4 arti di un essere umano. L'amputazione, rende una persona inabile ad effettuare movimenti e azioni della vita di tutti i giorni. Il compito degli studiosi è quindi quello di rendere possibile un recupero delle funzioni che prima erano svolte dalla parte di arto mancante. In un anno in Italia avvengono circa 3,9 amputazioni ogni 100000 abitanti di cui di cui 3,2 su 100000 solo alle dita. Il trauma è la prima causa di amputazione con netta prevalenza per il sesso maschile, seguita dalle neoplasie e dalle patologie vascolari e infettive.[1] Se si pensa alle molteplici funzioni svolte dall'arto superiore, che vanno dall'afferrare oggetti di piccole dimensioni al mantenimento dell'equilibrio in situazioni di pericolo di caduta, si intuisce quanto importante sia la ricerca in questo campo. Attualmente esistono protesi molto avanzate, controllate tramite segnale mioelettrico che svolgono una moltitudine di compiti, ma purtroppo il loro costo molto elevato e la difficoltà nell'utilizzarle, le rendono accessibili ad un pubblico ristretto. Siamo inoltre ancora molto lontani dall'utopico "arto bionico" che si vede nei film di fantascienza. Vengono quindi fornite anche protesi cosiddette cinematiche, ovvero senza alcuna componente elettronica, meno performanti dal punto di vista funzionale, ma comunque adatte allo scopo, che risultano essere più semplici da utilizzare e meno costose. Tra tutte le protesi, cinematiche ad attivazione tramite energia corporea esistenti, quelle più utilizzate per gli amputati transradiali sono quelle tridigitali che si attivano tramite cavi.

L'idea è quella di rendere meno scomoda e meno dispendiosa dal punto di vista energetico l'apertura e la chiusura della mano meccanica. In questo contesto si sviluppa questo lavoro di tesi che vuole trovare una soluzione a questo problema tramite l'utilizzo di un nuovo meccanismo di polso che garantirebbe l'apertura e la chiusura della mano tramite il movimento di pronazione e supinazione ancora presente nell'amputato trans radiale. Questo movimento che è dato dall'articolazione radio-ulnare (RUJ) è di un'entità dipendente sia dal grado di amputazione, sia dalla tonicità dei muscoli rimanenti. Scopo della tesi è stato quindi, dapprima, quello di progettazione del meccanismo e successivamente quello di valutarne la fattibilità tramite misure su pazienti amputati transradiali. In ultima battuta è stato poi costruito anche il prototipo del meccanismo che è risultato coerente con le valutazioni preliminari affrontate in questo lavoro di tesi.

Capitolo 1

Centro Protesi INAIL – Sede di Vigorso di Budrio (BO)

Il Centro Protesi INAIL, azienda certificata, è una struttura articolata e complessa nella quale vengono applicate le più aggiornate conoscenze nel campo dell'ortopedia tecnica e dove, realtà unica in Italia, viene ricostruito il quadro funzionale e psico-sociale dell'infortunato, per la completa reintegrazione nel mondo del lavoro, nella famiglia e più ampiamente nella società.

Il Centro Protesi ha raggiunto l'assetto attuale nella veste di "Centro per la sperimentazione ed applicazione di protesi e presidi ortopedici" e opera essenzialmente su tre versanti:

- Ricerca di nuove tecnologie finalizzate alla produzione
- Produzione e fornitura di protesi d'arto e presidi ortopedici
- Riabilitazione ed addestramento all'uso della protesi d'arto

Dal 2013 è struttura accreditata per "Attività di Riabilitazione in regime di ricovero non ospedaliero".

Al Centro Protesi accedono:

- Infortunati sul lavoro INAIL e paesi CEE
- Invalidi civili assistiti dal SSN (ASL) di tutto il territorio Nazionale

- Disabili provenienti da Stati Esteri, Europei ed Extraeuropei

Al Centro Protesi accedono persone disabili anche particolarmente gravi, affetti da patologie congenite e/o traumatiche, pluriamputati, mielolesi e amputati per vasculopatie. Nell'attività del Centro inoltre rientrano anche i trattamenti protesici per bambini, fin dalla prima infanzia. L'istituto è inoltre in grado di fornire ai propri utenti un trattamento protesico-riabilitativo che guarda alla globalità della persona per dare una valida risposta alle specifiche esigenze di ognuno. Presso i reparti di produzione, il Centro costruisce e applica presidi ortopedici (protesi e ortesi) personalizzati per tutti i livelli di amputazione.

I presidi ortopedici forniti dal Centro sono caratterizzati da:

- estrema personalizzazione
- utilizzo di componentistica tecnologicamente avanzata
- tecniche di costruzione all'avanguardia
- materiali in grado di ridurre il peso del presidio e di migliorarne il comfort

Oltre a protesi finalizzate allo svolgimento della vita quotidiana dell'individuo, il Centro si presta a ricerche in ambito sportivo. Le protesi sportive sono il frutto di un'attività di studio e sperimentazione, non solo di nuovi materiali e tecnologie, ma anche di modalità di impiego e di utilizzo dei presidi ortopedici. Presso l'Area Ricerca del Centro Protesi INAIL vengono quindi costruite protesi per qualsiasi disciplina sportiva, da praticare sia a livello amatoriale, sia a livello agonistico.

Infatti sono sempre più numerosi gli atleti, "trattati" presso il Centro, che, con presidi ortopedici appositamente progettati per lo sport praticato, partecipano a competizioni sportive e, a volte, gareggiano anche con atleti normodotati. [2]

Capitolo 2

Anatomia e sostituzione protesica dell'arto superiore

2.1 I piani principali del corpo umano

Per la descrizione delle parti anatomiche e soprattutto dei movimenti eseguiti dai diversi segmenti corporei è opportuno che si utilizzino dei sistemi di riferimento idonei. Infatti l'anatomia associa a ciascun segmento corporeo un opportuno sistema di riferimento definito rispetto al sistema di riferimento principale del corpo umano. Per la definizione di tale sistema di riferimento si considera la "posizione anatomica", ovvero quella posizione in cui il corpo è in postura eretta, con gli arti inferiori uniti e quelli superiori posti parallelamente ai fianchi. E' importante, inoltre, considerare anche il centro di massa corporeo, il quale, in stazione eretta, è ubicato nella regione addominale a livello della quinta vertebra lombare (L5).

Gli assi anatomici o principali schematizzati in Figura 2.1 costituiscono una terna ortogonale di assi, che origina dal centro di massa del corpo e sono:

- l'asse y (*prossimo-distale*): è l'asse in direzione verticale e parallelo alla forza di gravità, ma con verso opposto;

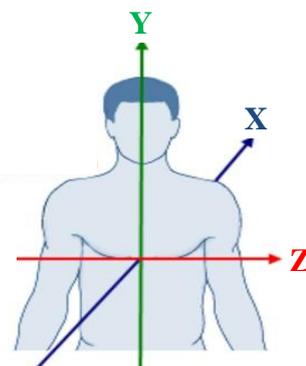


Fig. 2.1 - Assi anatomici[20]

- l'asse z (*medio-laterale*): è l'asse perpendicolare ad y e rivolto verso destra;
- l'asse x (*antero-posteriore*): è l'asse perpendicolare sia ad y sia a z e rivolto con verso anteriore.

Tali assi sono identificati come intersezione dei piani principali di figura 2.2:

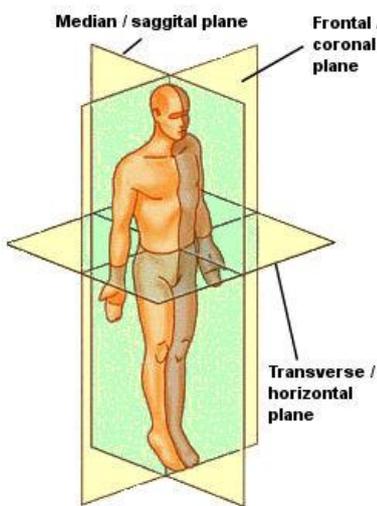


Fig. 2.2 - Piani anatomici[21]

- il piano *sagittale*, definito come il piano di simmetria del corpo, è il piano verticale ed antero-posteriore, passante attraverso il centro di massa corporeo e perpendicolare all'asse z;
- il piano *frontale* (o coronale) è definito come il piano verticale ortogonale al piano sagittale passante per il centro di massa del corpo e perpendicolare all'asse x;
- il piano *orizzontale* (o trasverso), definito come il piano ortogonale ai precedenti due piani e passante anch'esso per il centro di massa del corpo, è perpendicolare all'asse y.

Anteriore e posteriore sono utilizzati per indicare le relazioni fra le parti davanti e dietro il piano frontale (lungo l'asse antero-posteriore, A/P). Le strutture corporee vicine e lontane al piano sagittale sono indicate rispettivamente come mediali e laterali (lungo l'asse medio-laterale, M/L). Per gli arti, i termini prossimale e distale sono relativi alla distanza fra gli estremi di un arto; quello più vicino al piano trasverso è definito prossimale e quindi l'altro viene chiamato distale (il relativo asse è l' asse prossimo-distale, P/D). Per caratterizzare i movimenti articolari, considerando che si tratta principalmente di rotazioni, si definisce il piano anatomico all'interno del quale è sviluppato il movimento e l'asse attorno al quale è stata realizzata la rotazione di tale movimento. E' importante notare come questa descrizione venga effettuata in modo oggettivo, essendo legata all'identificazione del centro di massa che non è un punto anatomico ed è interno al corpo.

2.2 Anatomia dell'arto superiore

Per comprendere meglio il contesto in cui vanno ad inserirsi gli argomenti trattati è necessario avere delle conoscenze minime sull'anatomia dell'arto superiore, sulle articolazioni coinvolte e sullo stato dell'arte delle protesi attualmente in commercio.

Le fonti utilizzate per questa sezione sono [3][4][5][18].

2.2.1 Generalità

L'arto superiore è l'appendice che si articola con il tronco nella sua parte superiore, ha origine dalla regione del deltoide e termina con la mano. Nel linguaggio anatomico, il termine "braccio" si riferisce solo alla strutture dalla spalla al gomito, escludendo esplicitamente l'avambraccio quindi le parole "arto superiore" e "braccio" non sono sinonimi.

Gli arti superiori nell'uomo, al contrario di quelli inferiori, non sono direttamente adibiti alla locomozione, ma vengono normalmente utilizzati per le funzioni manuali quali il raggiungimento di oggetti e la presa. Solo indirettamente vengono utilizzati per la postura in quanto la loro posizione rispetto al piano sagittale modifica le coordinate del centro di massa garantendo un miglior equilibrio.

L'arto superiore è composto principalmente di quattro parti che si trovano in successione prossimo-distale nel seguente ordine:

- spalla: è la zona di attacco dell'arto superiore con il tronco;
- braccio: è la parte più prossimale della regione libera dell'arto superiore;
- avambraccio: è la parte che collega braccio e mano, che va dal gomito al polso;
- mano: è la parte più distale, l'attuatore finale dell'arto superiore;

Il braccio insieme all'avambraccio agiscono da supporto per aumentare il numero di movimenti dell'arto in funzione delle diverse necessità prensili della mano. La distribuzione muscolare del segmento superiore dell'arto (riferita quindi all'omero) si distingue in:

1. muscoli flessori del gomito (regione anteriore del braccio);
2. muscoli estensori del gomito (regione posteriore del braccio);

La distribuzione dei muscoli dell'avambraccio e nella mano, invece risulta essere più complessa, a causa della varietà dei movimenti eseguibili dalla mano e dai relativi distretti digitali.

La Figura 2.3, mostra i muscoli presenti nell' arto superiore, a sinistra la vista anteriore dell' arto e a destra la sua vista posteriore.

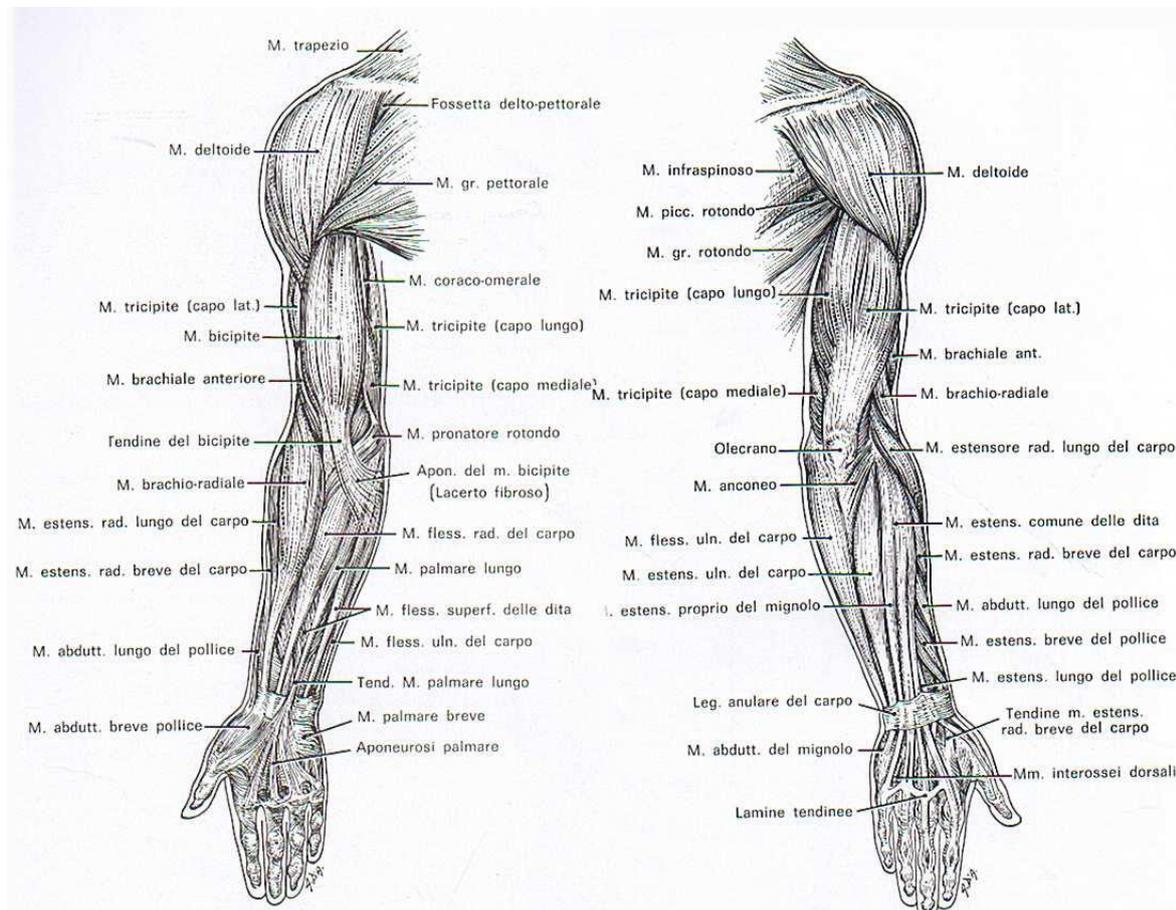


Figura 2.3: Vista anteriore e posteriore dell' arto superiore in relazione ai muscoli presenti[25]

2.2.2 Spalla

La spalla, anatomicamente detta cingolo scapolare o cingolo toracico, è la regione attraverso la quale l'arto superiore, si unisce al tronco e con esso si articola.

➤ Composizione ossea della spalla

Le principali ossa presenti nella spalla sono:

1. La scapola, di forma quasi triangolare che si trova nella zona più alta della schiena. La sua funzione è, oltre a quella di fornire protezione e resistenza al dorso, di permettere, con la sua grande mobilità, i movimenti di adduzione e abduzione. La scapola risulta essere pure fondamentale nel movimento di rotazione del braccio attorno al centro costituito dalla spalla, dato che i muscoli che lo causano sono collegati anche ad essa.

2. La clavicola, si presenta come un osso di media lunghezza che si collega con la sua parte esterna alla scapola e all'omero e con quella interna allo sterno. Il suo compito all'interno è sia di sostegno dei muscoli che di articolazione della spalla.

3. L'omero, è l'osso che si trova internamente al braccio. La sua parte più distale si lega con l'ulna e con il radio, dando forma all'articolazione del gomito mentre la sua zona più prossimale, quella vicina al tronco, si articola con la clavicola e la scapola all'altezza della spalla.

➤ **Composizione muscolare della spalla**

I principali muscoli situati nel cingolo scapolare sono il trapezio, l'infraspinato, il pettorale e il deltoide. Sono presenti poi altri muscoli di più piccole dimensioni comunque degni d'attenzione. I principali muscoli sono:

1. Il trapezio è un muscolo di notevoli dimensioni: si trova nella schiena, ed esso origina dalle vertebre cervicali e toraciche, ma anche sulle clavicole, andando al di sopra della spalla. Grazie alla sua posizione è in grado, contraendosi, di far sollevare le clavicole e con esse l'intera spalla.

2. L'infraspinato e il pettorale sono due muscoli tra di loro concorrenti (antagonisti): ciò indica che alla contrazione del primo corrisponde la distensione del secondo e viceversa. L'infraspinato si trova nella schiena e si collega tramite i tendini sia con la scapola che con l'omero; il grande pettorale, al contrario, è presente sul torso, unendosi con la clavicola, lo sterno e l'omero. Lo scopo di questi due muscoli è quello di far muovere rispettivamente il braccio in dietro e in avanti.

3. Il deltoide è il muscolo situato sopra l'articolazione del cingolo scapolare: si unisce quindi sia alla scapola che alla clavicola che all'omero. Dal punto di vista dei movimenti, esso è in grado di far compiere al braccio un'abduzione contraendosi e un'adduzione distendendosi. Il movimento di rotazione deriva invece dal movimento coordinato di deltoide, infraspinato e grande pettorale.

Oltre a questi muscoli sono presenti poi altri, quali: il soprascapolare che permette movimenti di abduzione e rotazione esterna dell'omero; il sottoscapolare permette l'adduzione e rotazione interna dell'omero; il piccolo e grande rotondo permettono movimenti di adduzione, estensione e rotazione interna dell'omero.

La Figura 2.4, illustra i diversi muscoli che appartengono alla regione anatomica della spalla.

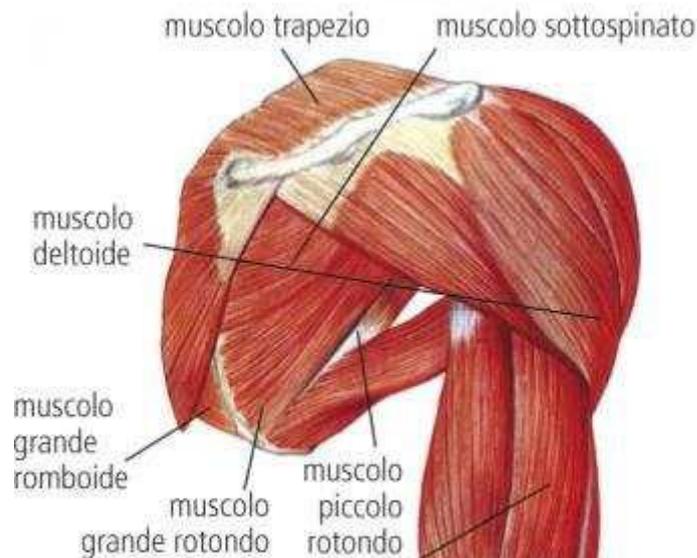


Figura 2.4: Composizione muscolare della spalla[23]

2.2.3 Braccio

Il braccio è la porzione dell'arto superiore compresa fra le articolazioni della spalla e del corrispondente gomito.

➤ Composizione ossea del braccio

L'omero è l'osso con maggior lunghezza, larghezza e robustezza dell'arto superiore, ed è anche l'unico osso del braccio. E' un tipico osso lungo, con una diafisi (parte centrale) allungata e stretta, e con le due epifisi (regioni più lontane rispetto al centro) più larghe e tozze, vedi Figura 2.5.

L'epifisi prossimale si articola con la cavità glenoidea della scapola a formare l'articolazione scapolo-omerale. L'estremità distale invece è caratterizzata da una zona articolare e una zona non articolare. Quella articolare è data lateralmente dal condilo dell'omero e medialmente dalla troclea dell'omero. Il condilo si articola con la testa del radio, la troclea si articola con l'incisura trocleare o semilunare dell'ulna. La porzione non

articolare dell'estremità distale invece, è data dall'epicondilo laterale e dall'epicondilo mediale.

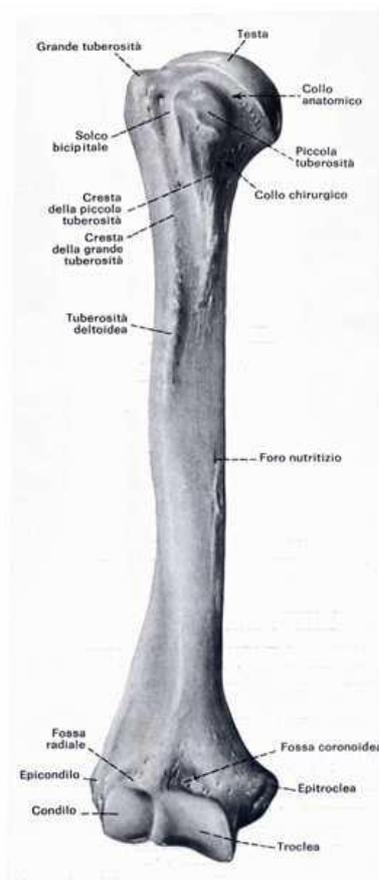


Fig 2.5 – Omero[24]

➤ **Composizione muscolare del braccio**

I muscoli principali presenti nel braccio sono il bicipite brachiale, il brachiale, il coracobrachiale e il tricipite.

Oltre a questi vengono considerati come parzialmente appartenenti al braccio, anche altri muscoli: il deltoide, il brachioradiale e l'anconeo. Tra i muscoli del braccio, il bicipite e il tricipite lavorano sia sull'articolazione della spalla che sul gomito, mentre il brachiale e l'anconeo lavorano solo sul gomito e il coracobrachiale solo sulla spalla.

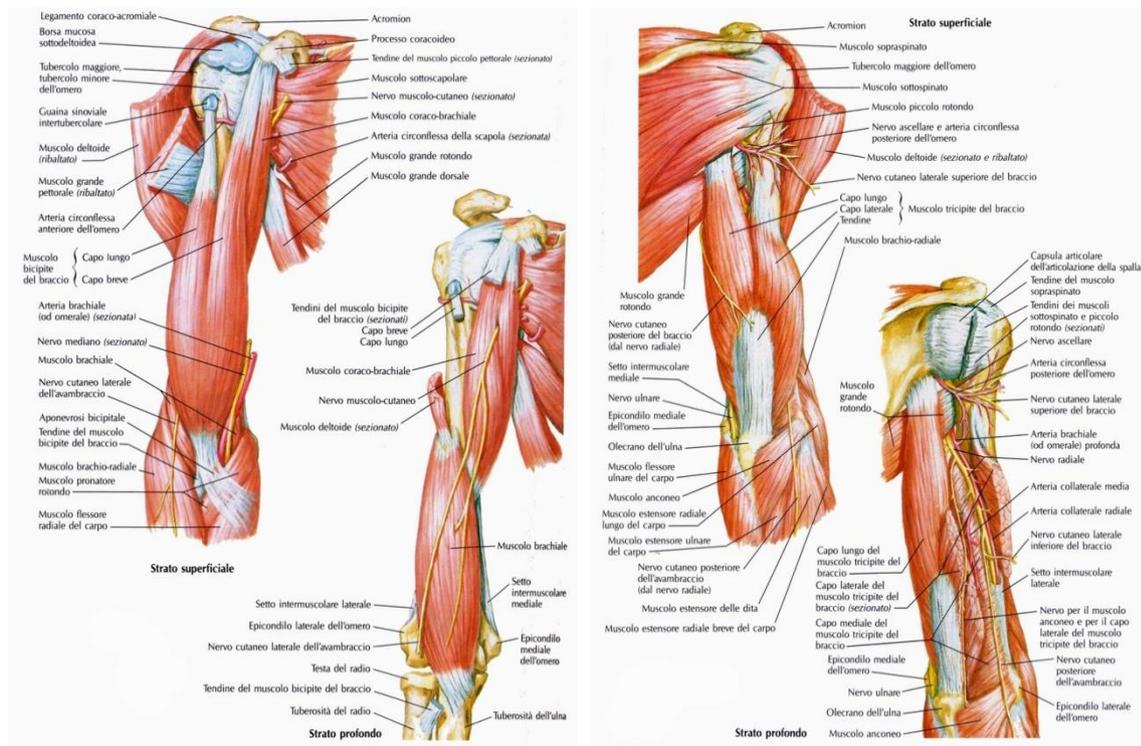


Fig. 2.6 – Muscoli braccio in vista anteriore (a sinistra) e posteriore (a destra)[22]

1. Bicipite brachiale, è un lungo muscolo che origina con due capi dalla scapola e si inserisce al radio. Esso è innervato dal nervo muscolocutaneo ed è il principale muscolo motore anteriore dell'articolazione del gomito.

Tale muscolo è formato da due lunghi fasci muscolari paralleli, che nella zona prossimale si trovano inseriti tramite due distinti tendini diretti alla scapola, mentre nella zona distale si fondono creando un unico tendine collocato sulla parte superiore del radio.

Il bicipite brachiale è considerato un muscolo biarticolare, attraversa l'articolazione scapoloomerale e del gomito ed inoltre lavora anche sull'articolazione radio-ulnare dell'avambraccio.

Il bicipite è costituito da due capi:

- (a) il capo lungo (è la porzione più laterale dell'omero, si inserisce sulla scapola);
- (b) il capo breve (rappresenta la porzione più interna all'omero).

Tale muscolo agisce sull'articolazione scapoloomerale come stabilizzatore e su quella del gomito determinando la flessione dell'avambraccio sul braccio e, ad avambraccio prono, è un muscolo supinatore. Inoltre, il bicipite è fornito nella sua inserzione inferiore di un

ulteriore ancoraggio lacerto fibroso posto sull'ulna, che risulta utile alla stabilità assiale nel corso della supinazione dell'avambraccio. Considerando che questo muscolo agisce sulla meccanica delle tre articolazioni (spalla, gomito e radio-ulnare), esso raggiunge il massimo allungamento quando il segmento del braccio è in posizione estesa rispetto alla spalla e l'avambraccio si trova esteso e pronato; viceversa, si ha il massimo accorciamento quando l'omero è flesso verso la spalla e l'avambraccio flesso e supinato.

2. Tricipite brachiale, è disposto lungo il braccio e copre tutta la regione dorsale. E' sostanzialmente l'unico muscolo estensore dell'articolazione del gomito. E' composto di tre capi distinti, che si fondono nella parte inferiore a livello del gomito a formare un unico e robusto tendine collocato sull'avambraccio.

Nell' articolazione del gomito i tre diversi fasci (in particolare quello mediale e quello laterale) agiscono come unici protagonisti nell'estensione dell'avambraccio sul braccio e viceversa. A livello della spalla lavora solo il capo lungo, che partecipa all'avvicinamento del braccio al tronco estendendo e/o adducendo l'omero sulla scapola.

3. Brachiale, è posto in profondità rispetto al bicipite brachiale. Esso prende origine dalla metà distale della faccia anteriore dell'omero e termina sulla tuberosità ulnare e sulla capsula articolare. Il brachiale lavora quando si ha il piegamento del gomito, indipendentemente dalla rotazione dell'avambraccio. Trova il suo ruolo principale nella flessione dell'avambraccio sul braccio, quando l'arto viene anteposto verso la spalla.

4. Coracobrachiale, è un muscolo della regione anteriore del braccio, che parte dalla scapola e discende sulla faccia interna dell'omero. Il coracobrachiale è mediale al bicipite nella sua porzione prossimale, mentre è posteriore nella sua porzione media e distale. Esso partecipa all'elevazione del braccio, flettendolo sulla spalla sul piano laterale e lo avvicina al torace sul piano orizzontale ed inoltre contribuisce all'adduzione dell'omero.

5. Anconeo, è un piccolo muscolo triangolare e appiattito che è in continuità con la parte infero laterale del capo mediale del tricipite brachiale.

Si estende tra l'epicondilo mediale dell'omero e l'estremità prossimale dell'ulna. E' un modesto estensore dell'avambraccio sul braccio.

2.2.4 Avambraccio

L'avambraccio è la parte dell'arto superiore localizzata tra il gomito e il polso. Esso è costituito da due ossa lunghe, il radio e l'ulna Figura 2.7, che formano il complesso radio-ulnare.

L'avambraccio inoltre contiene molti muscoli, compresi i flessori ed estensori delle dita, un flessore del gomito (brachioradiale), e muscoli pronatori e supinatori che permettono di portare il palmo della mano verso il basso o verso l'alto, rispettivamente.

➤ **Composizione ossea dell'avambraccio**

Come detto le ossa presenti nell'avambraccio sono due:

1. Il radio, è considerato un osso lungo quindi presenta le due epifisi (distale e prossimale) e la zona interna. L'epifisi prossimale è contraddistinta dalla presenza di una grossa testa del radio, nota come capitello, di forma cilindrica, che poggia su un collo. Il capitello è ricoperto di cartilagine articolare, per le articolazioni omero-radiale e radio-ulnare prossimale. L'epifisi distale appare più voluminosa di quella prossimale (il radio aumenta di diametro verso la zona distale). Distalmente presenta una faccia articolare bipartita, per l'articolazione radio-carpica (regione del polso). La parte laterale della superficie articolare si articola con lo scafoide, mentre quella mediale con il semilunare;

2. L'ulna è un osso lungo dell'avambraccio di forma prismatica, localizzato medialmente e parallelo al radio. L'ulna si articola sia con l'omero nell'articolazione del gomito, sia con il radio permettendo a quest'ultimo di sovrapporsi all'ulna durante i movimenti di pronazione.

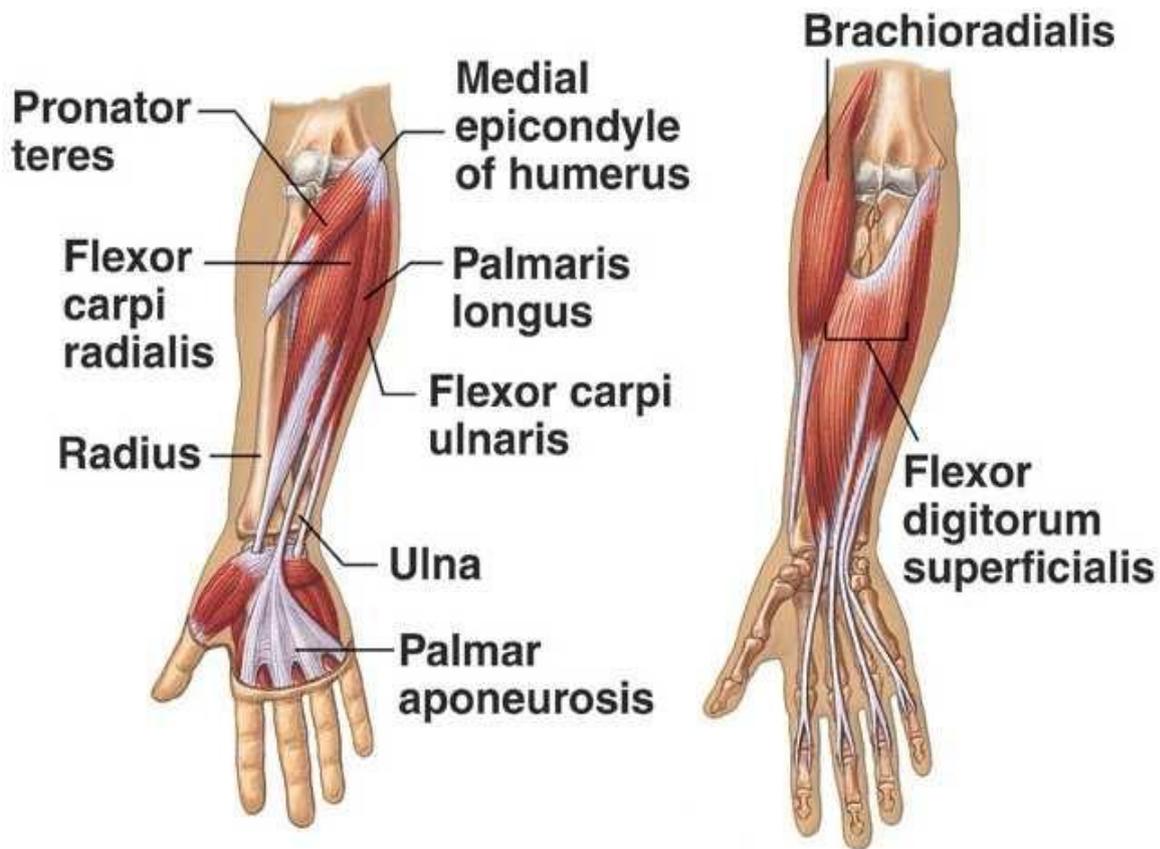


Fig. 2.8: Muscoli presenti nella regione dell'avambraccio[25]

I muscoli anteriori dell'avambraccio sono otto e sono disposti in quattro strati sovrapposti.

Strato 1. E' composto dai muscoli epitrocleari:

- muscolo pronatore rotondo;
- muscolo flessore radiale del carpo;
- muscolo palmare lungo;
- muscolo flessore ulnare del carpo;

Strato 2. E' formato dal muscolo flessore superficiale delle dita della mano.

Strato 3. Ad esso appartengono:

- muscolo flessore profondo delle dita della mano;
- muscolo flessore lungo del pollice;

Strato 4. E' il più profondo, dove si trova il muscolo pronatore quadrato.

I muscoli laterali dell'avambraccio sono:

- muscolo brachioradiale;

- muscolo estensore radiale lungo del carpo;
- muscolo estensore radiale breve del carpo;

I muscoli posteriori dell'avambraccio sono nove e si differenziano in due strati, uno più superficiale e uno profondo.

1. I muscoli superficiali hanno tutti origine dall'epicondilo, essi sono:

- muscolo estensore comune delle dita della mano;
- muscolo estensore proprio del mignolo;
- muscolo estensore ulnare del carpo;
- muscolo anconeo.

2. I muscoli profondi sono:

- muscolo supinatore;
- muscolo abduttore lungo del pollice;
- muscolo estensore breve del pollice;
- muscolo estensore lungo del pollice;
- muscolo estensore proprio dell'indice;

2.2.5 Mano

La mano è l'organo prensile situato all'estremità dell'arto superiore.

In essa si identificano il polso, che congiunge la mano stessa con l'avambraccio, il metacarpo, che ne rappresenta la porzione più ampia, e le dita, la cui flessione e opposizione sul metacarpo permette alla mano l'abilità prensile. La mano è costituita di cinque dita, pollice, indice, medio, anulare e mignolo, che permettono all'individuo un'enorme variabilità di gesti.

➤ **Composizione ossea della mano**

Le ossa che sono presenti nella mano, sono di dimensioni molto ridotte e sono almeno 27, tra le quali distinguiamo il complesso del carpo, del metacarpo e le 14 falangi:

- il carpo, è la parte dello scheletro che congiunge l'avambraccio con il metacarpo ed è composto di otto ossa disposte in due file, una prossimale ed una distale. Il carpo entra in articolazione diretta con l'epifisi distale del radio, col quale forma l'articolazione radio-carpale, e con l'ulna.

- il metacarpo comprende 5 ossa lunghe, cave, ricche di midollo osseo. Esse sono articolate prossimalmente con il carpo e distalmente con le falangi;
- le falangi, compongono le dita e sono costituite di 14 ossa. In particolare, ciascun dito è formato da tre falangi ad eccezione del pollice, nel quale sono presenti due sole falangi.

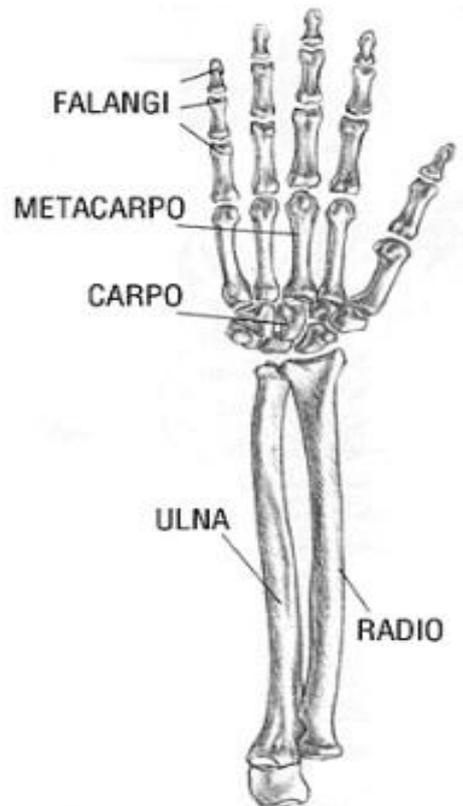


Fig. 2.9: Ossa della mano[26]

➤ **Composizione muscolare della mano**

I muscoli della mano sono situati sulla faccia palmare e si differenziano in tre gruppi, uno laterale dei muscoli dell'eminenza tenar, uno mediale dei muscoli dell'eminenza ipotenare e uno intermedio dei muscoli palmari.

I muscoli dell'eminenza tenar sono:

- Muscolo abduuttore breve del pollice;
- Muscolo flessore breve del pollice;
- Muscolo opponente del pollice;

- Muscolo adduttore del pollice.

I muscoli dell'eminanza ipotenar sono:

- Muscolo palmare breve;
- Muscolo abduttore del mignolo;
- Muscolo flessore breve del mignolo;
- Muscolo opponente del mignolo.

I muscoli palmari sono:

- Muscoli lombricali;
- Muscoli interossei.

2.2.6 Articolazione RadioUlnare (RadioUlnarJoint--RUJ)

Di tutte le articolazioni presenti nell'arto superiore poniamo la nostra attenzione su quella di maggior interesse ai fini del lavoro descritto da questa tesi. E' infatti a partire dal movimento reciproco tra radio e ulna che ha origine il movimento di prono-supinazione della mano. Risulta importante quindi capire quali siano i muscoli e le dinamiche che intervengono in questo movimento, anche se ai fini dello studio ci si concentrerà solo sull'effettivo movimento finale dovuto all'interazione tra radio e ulna, ovvero la pronazione e la supinazione della mano.

L'avambraccio è composto da due ossa lunghe, il radio e l'ulna. Esse ruotano l'uno sull'altra creando la rotazione dell'avambraccio e si congiungono al gomito e al polso dando origine, rispettivamente, all'articolazione radio ulnare prossimale (PRUJ) e all'articolazione radio ulnare distale (DRUJ).

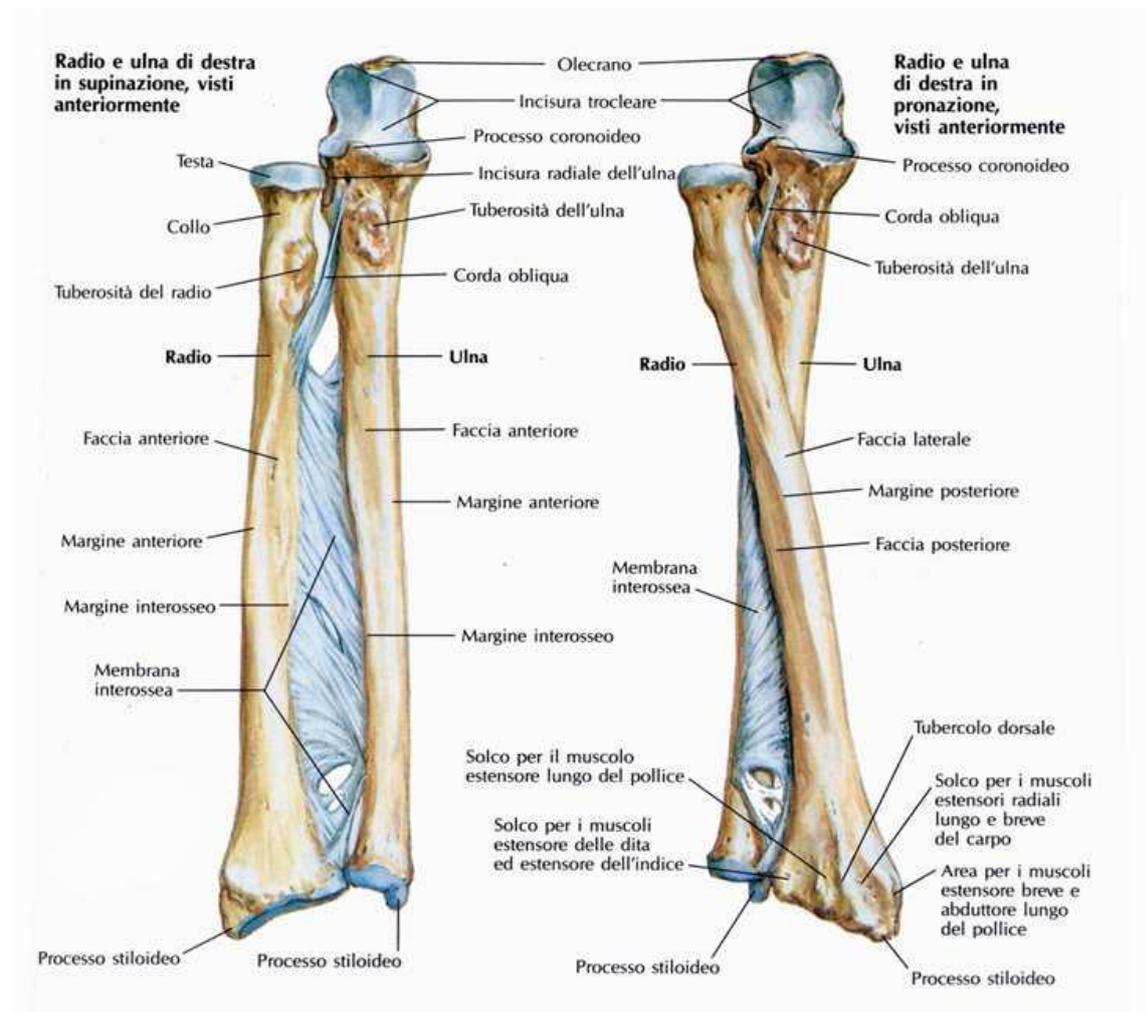


Fig. 2.10: Ossa nell'avambraccio: radio e ulna durante i movimenti di supinazione e di pronazione. [24]

La DRUJ è considerata come un'articolazione rotatoria sinoviale dove la cavità sigmoidea inferiore del lato ulnare del radio distale si articola sulla testa circolare dell'ulna. Durante la pronazione e la supinazione, il radio ruota attorno all'ulna con una rotazione attestata tra i 150° e i 190°. L'angolo di rotazione medio del radio in posizione di massima pronazione è di 66° e al massimo della supinazione di 75°. Questa rotazione porta ad una rotazione della mano che, in configurazione base con gomito flesso a 90°, va dai 90° di supinazione a 85° di pronazione.

Nella DRUJ si verifica, oltre al movimento rotatorio, anche un movimento traslatorio. Quando l'avambraccio passa dalla supinazione alla pronazione la testa dell'ulna scivola distalmente nella cavità sigmoidea. La relativa traslazione del radio e dell'ulna può cambiare fino a 2mm durante la rotazione dell'avambraccio.

L'asse di rotazione dell'avambraccio è generalmente considerato l'asse longitudinale che connette la testa radiale al gomito e la fovea (stiloide ulnare) al polso.

L'ulna distale ha una superficie articolare che copre approssimativamente due terzi della propria circonferenza. La cartilagine articolare copre un arco tra i 90° e i 135° della testa ulnare, mentre l'arco della cavità sigmoidea del radio si colloca tra i 47° e gli 80°.

La struttura e l'integrità della superficie articolare della sede ulnare non riescono a garantire di per sé un fulcro meccanico esente da problemi per tutte le attività di carico radio-ulnare.

Il raggio di curvatura nella parte concava della cavità radiale sigmoidea è maggiore approssimativamente del 50% rispetto alla testa dell'ulna con la quale si articola. La superficie di contatto dell'articolazione varia dal 60% in posizione neutra fino ad un <10% in piena pronazione e supinazione. A causa di una ridotta superficie di contatto nella DRUJ l'anatomia ossea garantisce minima stabilità. Per questo una varietà di tessuti molli contribuisce alla stabilità della DRUJ. Per quanto riguarda le strutture stabilizzanti troviamo muscoli come il pronatore quadrato, il flessore e l'estensore ulnare del carpo. Anche la membrana interossea (IOM), che connette radio e ulna, fa parte degli stabilizzatori della DRUJ.

Tuttavia la stabilità rotatoria alla quale contribuiscono questi stabilizzatori è considerata secondaria rispetto a ciò che svolge il complesso fibrocartilagineo triangolare (TFCC). Il TFCC include il disco fibrocartilagineo triangolare, i legamenti radio ulnari palmari e dorsali, il menisco omologo e la guaina dell'estensore del carpo ulnare. [6]

2.3 Principali movimenti di polso e mano

La complessa struttura muscolare rende possibile un notevole numero di movimenti. A livello di articolazione del polso si compiono movimenti di pronosupinazione, di abduzione e adduzione, di flessoestensione e di circumduzione. Per studiare correttamente la pronosupinazione, il braccio deve essere addotto e l'avambraccio flesso a 90° con il palmo della mano rivolto verso l'alto (posizione di supinazione); da questa posizione si può passare alla posizione intermedia, con pollice in alto e palmo rivolto medialmente, e a quella di pronazione con il palmo rivolto in basso. Rispetto alla posizione intermedia l'ampiezza della supinazione raggiunge 90° mentre la pronazione al massimo 85°. L'abduzione massima è di circa 15°, l'adduzione di 45°; nella flessoestensione si ha

un'ampiezza, per ciascun movimento, di 80°- 85°. Questi movimenti combinati portano a realizzare la circumduzione. Altri movimenti sono possibili a livello delle articolazioni delle dita: le articolazioni delle ultime quattro dita (cioè pollice escluso) sono dotate di movimenti di flessoestensione e di lateralità. L'ampiezza della flessione, che è di 90° per l'indice, cresce progressivamente sino al quinto dito; l'estensione attiva può raggiungere in alcuni soggetti i 30°. I movimenti di lateralità, possibili in condizione di estensione delle dita, hanno un'ampiezza di circa 30° e sono massimi a livello dell'indice. Per quanto riguarda il pollice, sono possibili movimenti di ante e retro posizione, di abduzione e adduzione e di flesso-estensione, con ampiezze rispettivamente di 50°- 85°, 30°- 40° e 80°. Un altro aspetto molto importante della funzionalità della mano è rappresentato dalla ricca dotazione di sensori tattili, che costituiscono un feedback naturale tale da consentire di graduare i movimenti dei vari segmenti nel modo più opportuno. La sensibilità tattile, quale si intende comunemente, è un fenomeno complesso cui partecipano recettori diversi. Alla sensazione tattile complessiva, che consiste essenzialmente nella segnalazione ai centri nervosi superiori di un qualsiasi contatto della superficie del corpo con un oggetto esterno, contribuiscono infatti principalmente i recettori di pressione, ma anche i termocettori, i propriocettori muscolari e i recettori per il dolore. Mediante la sensibilità tattile è possibile ottenere importanti informazioni (al di fuori ovviamente della visione) sulla forma bi- o tridimensionale degli oggetti, nonché sulle caratteristiche della loro superficie, sulla loro consistenza e così via. [7]

2.4 Amputazioni e malformazioni all'arto superiore

Tra tutti gli interventi che si possono effettuare sugli arti malati o feriti di una persona, l'amputazione è l'ultimo trattamento che viene preso in considerazione. Purtroppo a volte risulta essere l'unica soluzione possibile per salvare la parte di arto ancora sana. Oltre alle amputazioni è importante soffermarsi anche sulle possibili malformazioni che possono richiedere l'utilizzo di una protesi.

2.4.1 Classificazione delle amputazioni e delle malformazioni

In medicina si distingue tra amputazione e malformazione congenita degli arti. Le cause di amputazione sono lesioni e tumori, come ad esempio:

- ferite da taglio, frese o seghe;
- ferite da trancio o in seguito a crolli e incidenti;
- morsi;
- traumi dovuti ad esplosioni;
- congelamenti;
- folgorazioni dovute all'alta tensione;
- tumori alle ossa (giovani);
- metastasi alle ossa (anziani).

Le patologie vascolari sono causa di un'amputazione su cinque. Ulteriori cause sono i disturbi circolatori venosi e linfatici, infezioni e paralisi.

Le amputazioni si distinguono in base al livello al quale vengono praticate (Figura 2.11):

- interscapolotoracica;
- spalla;
- braccio;
- gomito;
- avambraccio;
- polso;
- mano;
- dita.

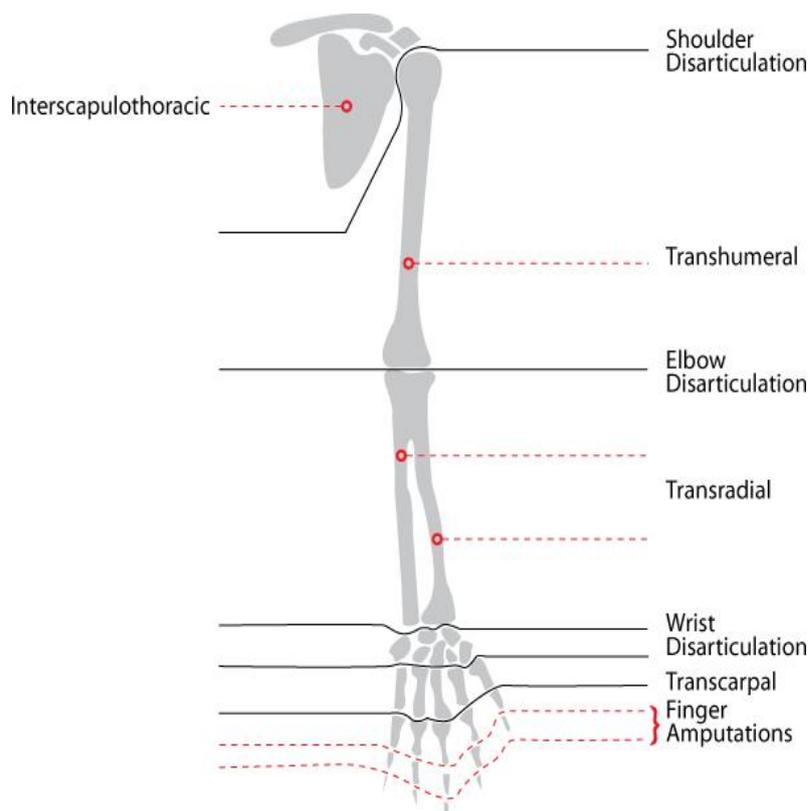


Fig 2.11: Livelli di amputazione dell'arto superiore[27]

Se si parla di amputazione vera e propria si intende una resezione ossea a livello diafisario o metafisario, mentre per disarticolazione si intende una resezione a livello articolare.

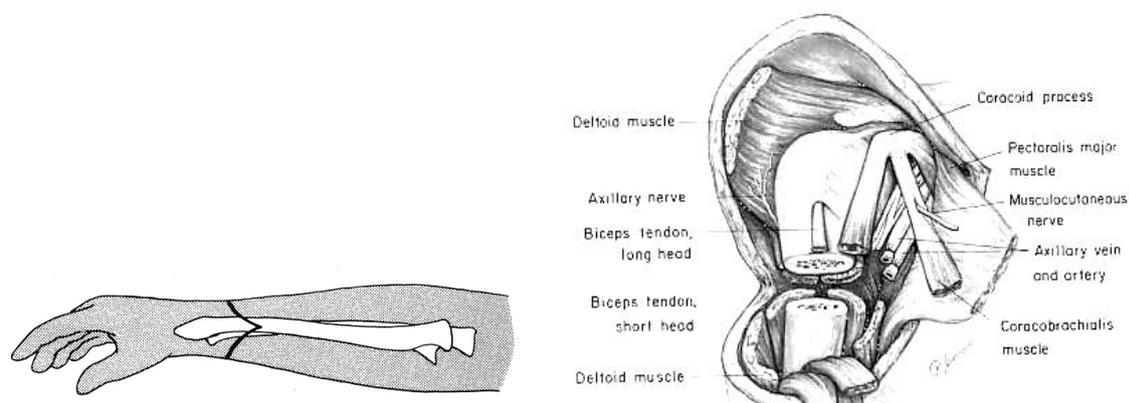


Fig. 2.12: a sinistra esempio di amputazione transradiale; a destra esempio di disarticolazione di spalla[27]

Si stima che le amputazioni all'arto superiore siano circa il 13%-20% delle amputazioni totali, di cui il 90% dovute ad una causa traumatica.

Per quanto riguarda le malformazioni, invece, la ricerca medica ha individuato le seguenti cause di malformazioni congenite degli arti:

- alterazioni cromosomiche (alterazioni del patrimonio genetico);
- danni sofferti dall'embrione durante i primi tre mesi di gravidanza (carenza d'ossigeno, intossicazioni, radiazioni, disordini di origine virale, incompatibilità di gruppo sanguigno e legatura con bande amniotiche).

Le malformazioni congenite vengono classificate internazionalmente come malformazioni trasversali e longitudinali.

Ulteriori caratteristiche di differenziazione sono:

- lato sinistro o destro;
- ossa mancanti o malformate;
- malformazioni totali o parziali.

Le malformazioni parziali possono riguardare omero, ulna o radio.

Negli ambienti clinici si utilizza ancora la vecchia classificazione europea, secondo la quale le malformazioni trasversali si differenziano (Figura 2.13) in:

1. Amelie: mancanza totale dell'arto superiore;
2. Focomelie: la mano o parti di essa sono collegate direttamente alla spalla;
3. Ectromelia: manca una parte dell'osso tubolare, la mano è integra;
4. Peromelia: manca parte del braccio.

Le malformazioni congenite vengono denominate genericamente dismelie.[8]-[9]

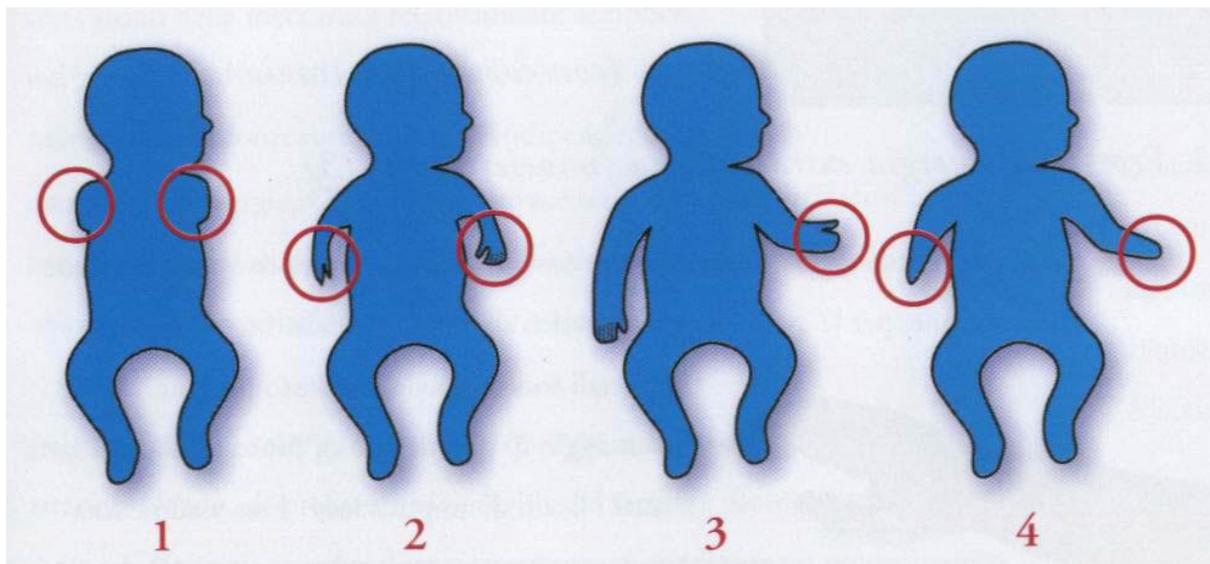


Fig. 2.13: Classificazione malformazioni[28]

2.4.2 Moncone e sindrome dell'arto fantasma

Il rischio di difficoltà di guarigione e di infezioni è elevata nel periodo di tempo seguente un'amputazione. Ecco perché è di primaria importanza controllare la guarigione delle ferite giornalmente. Se la pelle intorno al moncone diventa rossa e si avverte dolore, è necessario attivarsi immediatamente.

Anche il bendaggio del moncone è molto importante in quanto deve generare la giusta pressione sui tessuti molli. La terapia fisica, la fisioterapia ed ergoterapia dovrebbero iniziare subito dopo l'operazione, se possibile. A seguito di un'amputazione, infatti, oltre al danno fisico vi è anche il danno psicologico dovuto alla perdita dell'arto. In tutti i casi, è di aiuto, o necessaria, una conversazione tra il medico e il paziente, includendo anche uno psicologo. Spesso nei pazienti amputati, in particolare quelli amputati all'arto superiore, compare quella che è chiamata sindrome dell'arto fantasma. Il dolore dell'arto fantasma è un dolore improvviso nell'area dell'arto che non esiste più. Ad esempio le dita fantasma possono prudere o bruciare, oppure nei casi più acuti il paziente percepisce un dolore simile a quello provato durante la contusione traumatica che ha portato all'amputazione. Questa condizione sussiste in quanto le aree corticali del cervello che sono adibite al controllo dell'arto, alla ricezione dei segnali da parte di questo e quelle adibite alla percezione spaziale del corpo, lavorano ancora e continuamente, fino al momento in cui non vengono riallocate e adibite ad altri compiti (fenomeno della *plasticità cerebrale*). La sensazione dell'arto fantasma, viene vista comunque come reazione

assolutamente normale. Alcuni pazienti testimoniano di percepire le dita come se fossero in grado ancora di muoversi. Con gli occhi chiusi, i pazienti riescono anche a descrivere che cosa stanno tenendo in mano al momento. Normalmente la sindrome è passeggera e passa in poco tempo, tuttavia un ridotto numero di pazienti soffre di questa patologia anche per lungo tempo.

In questi casi spesso si nota che le estremità nervose sono troppo lunghe e “avvolgono” l'osso, in particolare nei casi di pazienti amputati per trauma. Simili problemi si possono risolvere durante un'operazione correttiva del moncone accorciando i nervi e i vasi. Un'altra possibilità, da attuare immediatamente dopo l'operazione, consiste nel fatto di includere una terapia di blocco del dolore tramite medicazioni con infusioni di calcitonina. Il corretto bendaggio del moncone con una pressione lieve può portare anche a una significativa riduzione della sindrome dell'arto fantasma. Il trattamento adeguato si deve effettuare con personale qualificato in fisioterapia ed ergoterapia.

Anche la terapia fisica ha ottenuto ottimi risultati. Infine, è stato anche dimostrato che l'utilizzo della protesi contribuisce ad alleviare il dolore. In particolare l'utilizzo della protesi mioelettrica aiuta il cervello ad adattarsi alla nuova situazione.[10]

2.5 Protesica

L'arto superiore può essere descritto come un sistema il cui principale organo effettore è la mano, grazie alla quale l'uomo è in grado di compiere una varietà estremamente ampia di funzioni e di abilità che vengono utilizzate nelle diverse attività della vita quotidiana, lavorativa e sportiva.

La presa e la manipolazione rappresentano senza dubbio le funzioni predominanti della mano, tuttavia essa, grazie alla sensibilità propriocettiva di cui è dotata, può essere considerata considerata alla stregua di un “organo di senso” in grado di proteggerci dalle lesioni, definire i profili degli oggetti e percepire la temperatura. La mano è inoltre uno dei principali e più raffinati mezzi di espressione psico-emotiva dell'uomo, entrando a far parte, del cosiddetto “linguaggio del corpo”.

Considerando questa estrema complessità delle funzioni della mano, risulta comprensibile come negli anni siano stati profusi grandi sforzi per la realizzazione di una mano protesica quanto più rispondente alle diverse esigenze dei soggetti amputati. [11]

2.5.1 Classificazione delle protesi di arto superiore

Dalle norme ISO 9999 la protesi può essere definita come un “ausilio ortopedico che vicaria o sostituisce, seppur parzialmente l’arto mancante sia sotto l’aspetto funzionale che estetico. [12]

Una protesi deve rispondere a caratteristiche di funzionalità, affidabilità, scarso peso e ingombro, associate ad una cosmesi quanto più possibile accettabile.

Per quanto riguarda l’arto superiore, distinguiamo protesi passive, suddivise in cosmetiche e lavorative e protesi attive azionate ad energia corporea e/o extracorporea.

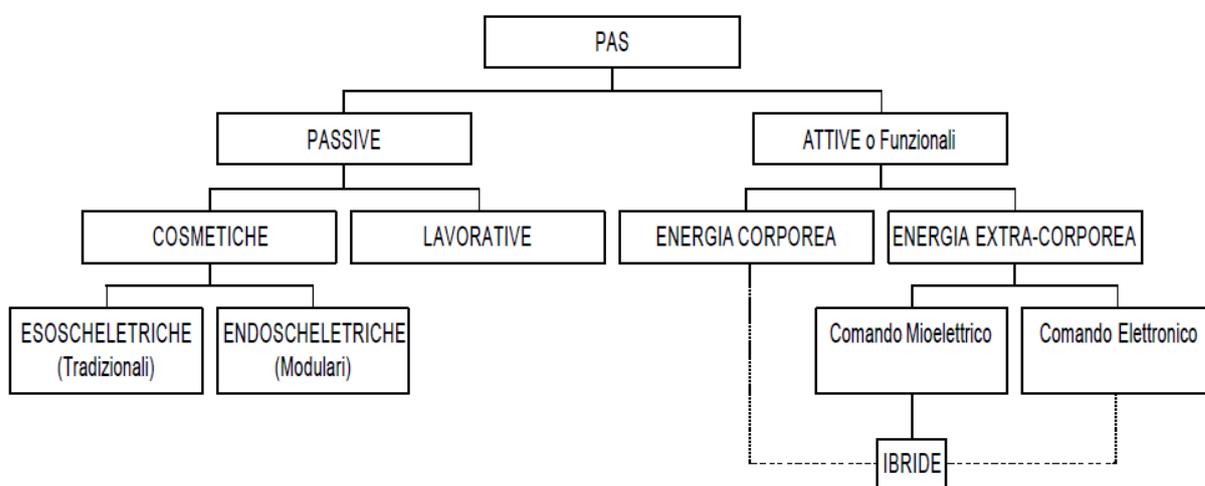


Fig 2.14: Classificazione delle protesi per arto superiore

➤ **Protesi passive**

Le protesi passive si dividono a loro volta in protesi cosmetiche e lavorative.

Protesi cosmetiche

Le protesi cosmetiche mirano alla ricostruzione estetica di un segmento scheletrico mancante, ricostruendo l’integrità corporea: possono essere applicate a tutti i livelli di amputazione e vengono utilizzate soprattutto nei casi in cui non sia possibile l’uso di una protesi funzionale (ad esempio nelle amputazioni più prossimali o nelle amputazioni parziali di mano). Inoltre a volte sono richieste direttamente dal paziente che rinuncia alla funzionalità dell’arto in favore di una cosmesi che copre completamente la mancanza dell’arto superiore (spesso in vista). Nelle protesi cosmetiche esoscheletri che o tradizionali le pareti esterne della protesi, costituite in materiali rigidi, hanno funzione strutturale e

portante; questa funzione nelle protesi endoscheletri che è svolta invece dalle componenti tubolari interne, mentre la copertura esterna di materiale espanso ha esclusivamente un ruolo estetico. Questa tipologia di protesi ha generalmente un organo di presa che è tenuto chiuso da una molla, e che è apribile all'occorrenza dall'arto contro laterale.[12][13]

Protesi lavorative

Le protesi cosiddette lavorative invece vengono generalmente utilizzate per amputazioni a livello delle dita o del carpo della mano e sono costituite da ausili specifici che hanno lo scopo di facilitare l'attività lavorativa. Spesso lavorano in opposizione di forza.[12][13][14]

➤ **Protesi attive (o funzionali)**

Si possono distinguere in base alla fonte di energia. Possiamo distinguere così le protesi attive ad energia corporea da quelle ad energia extracorporea.

Protesi ad energia corporea

Fanno parte della famiglia delle protesi ad energia corporea le protesi cinematiche, come quella presentata in questo lavoro di tesi, che sfruttano per l'attivazione della mano e/o del gomito protesico il movimento di una regione corporea ancora attiva. Attualmente sono presenti solamente protesi cinematiche attivate tramite l'utilizzo di cavi azionati da scomodi bretellaggi. Questo tipo di soluzione può essere utilizzata facilmente per tutte le amputazioni fino al 3° medio trans-omerale, mentre nelle disarticolazioni di spalla la presenza di un moncone molto corto implica leve svantaggiose, tali da rendere difficoltoso l'azionamento della protesi.

Con le protesi cinematiche le funzionalità sono limitate all'apertura e chiusura della mano e alla flessione-estensione, blocco-sblocco del gomito. Questa tipologia di protesi risulta generalmente ben tollerata per la loro leggerezza, affidabilità, robustezza e assenza di batterie; tuttavia sono in grado di generare una limitata forza prensile e richiedono un elevato dispendio energetico. [12][13][14]

Protesi ad energia extracorporea

Fanno parte di questo gruppo le protesi a comando mioelettrico e quelle a comando elettronico. Le prime sfruttano, per l'attivazione degli elementi funzionali della protesi, i segnali elettromiografici generati dalla contrazione isometrica della muscolatura del moncone. Tali segnali se di intensità adeguata, variabile tra i 40 e i 100 microvolt, possono essere rilevati sulla superficie cutanea da specifici elettrodi, successivamente convogliati ad un amplificatore e sfruttati per l'ottenimento di un movimento funzionale. [15]

Presupposto necessario per l'applicazione di una protesi attiva mioelettrica è la possibilità da parte del paziente di azionare isolatamente e volontariamente i gruppi muscolari di interesse, come ad esempio nel caso in cui si utilizzino i muscoli estensori del carpo per aprire la mano protesica ed i flessori per chiuderla. La fonte di energia è rappresentata da un accumulatore ricaricabile a circa 6-8 volt (4,8 Volt nelle protesi per bambini) collocato all'interno dell'invasatura. Gli accumulatori commerciali rappresentano un accettabile compromesso tra energia erogabile, dimensione e peso, garantendo una autonomia giornaliera di 1000-2000 movimenti. [16]

Le protesi funzionali a comando mioelettrico ed elettronico possono essere applicate a partire dalla disarticolazione di polso fino alla disarticolazione di spalla. A livello del gomito sono ottenibili movimenti di flessione-estensione, al polso movimenti di pronosupinazione e alla mano di apertura-chiusura. E' così possibile un elevato grado di funzionalità anche con livelli prossimali di amputazione, tuttavia il peso elevato (soprattutto nei casi in cui sia necessario un gomito elettromeccanico) e la fragilità di alcune componenti altamente tecnologiche ne limita l'utilizzo durante attività particolarmente gravose. [12][13][14]

Protesi ibride

Esistono poi soluzioni che prevedono un'attivazione "ibrida" della protesi. Questa opzione è attuabile se la lunghezza del moncone transomerale (generalmente terzo-distale) e la mobilità della spalla lo permettono. Tali protesi, che prevedono l'utilizzo di una mano a comando mioelettrico unitamente ad un gomito ad energia corporea, hanno il vantaggio di avere un peso più contenuto rispetto alla soluzione completamente elettromeccanica pur mantenendo una buona funzionalità. [12][13][14]

Capitolo 3

Materiali e metodi

3.1 Generalità

Per prima cosa, è necessario ed opportuno ridefinire attentamente quali sono gli scopi e gli obiettivi di questo lavoro di tesi.

L'idea di base è quella di studiare un nuovo meccanismo di attivazione di una mano protesica cinematica, che non preveda l'uso degli scomodi bretellaggi, che obbligano i pazienti a movimenti molto vistosi del corpo per azionare la mano. Il fine ultimo è poi quello di studiare l'applicabilità del progetto. E' necessario quindi predefinire anche due tipi diversi di target: il primo definisce quale sia la parte di popolazione amputata che può usufruire di questo nuovo strumento, l'altro è quello invece che definisce gli obiettivi minimi funzionali che deve raggiungere la nuova mano. Si è giunti così alla conclusione di utilizzare il movimento di prono-supinazione residuo di pazienti che posseggono ancora una rotazione della parte distale del moncone di entità sufficientemente elevata. Inoltre è stato definito come obiettivo finale il sollevamento da parte della mano di un oggetto cilindrico di diametro massimo di 60 mm e di massa 0,5 kg (l'oggetto riproduce una bottiglietta d'acqua da mezzo litro o una lattina di bibita).

La novità viene ad essere il meccanismo che idealmente sostituisce il polso naturale mentre la parte relativa alle dita, momentaneamente, è stata presa da una protesi cinematica di mano già esistente.

3.2 Progettazione CAD 3D

In ingegneria, l'acronimo inglese CAD viene usato per indicare un metodo di disegno assistito al calcolatore:

- **Computer-Aided Design (*progettazione assistita dall'elaboratore*):**

in questa accezione, la più comune, CAD indica il settore della progettazione volto all'utilizzo di tecnologie software e in particolare della "computer grafica" per supportare l'attività di progettazione (*design*) di manufatti sia virtuali che reali. I sistemi di Computer Aided Design hanno come obiettivo la creazione di modelli, soprattutto 3D, del manufatto. Ad esempio, un sistema di questo secondo tipo può essere impiegato da un progettista meccanico nella creazione di un modello 3D di un motore. Se viene realizzato un modello 3D, esso può essere utilizzato per calcoli quali analisi statiche, dinamiche, strutturali e di ingombro ed in tal caso si parla di Computer Aided Engineering (CAE), disciplina più vasta di cui il CAD costituisce il sottoinsieme di azioni e strumenti volti alla realizzazione puramente geometrica del modello.[17]

Il software utilizzato presso il centro Inail per la progettazione delle protesi è Autodesk Inventor, programma appartenente ai programmi CAD che può passare dal modello 3D ad un ambiente di disegno tecnico creando automaticamente tavole di descrizione dell'oggetto in assonometria, in proiezione, in sezione o in esploso. Questo passaggio è utilizzato per dotare il fornitore di tutti i disegni necessari alla realizzazione del prototipo. È necessario dunque, al fine di rendere gli accoppiamenti meccanici più adatti possibile allo scopo, inserire nelle tavole le tolleranze desiderate.

3.2.1 Modelli CAD 3D

Inizialmente è stato necessario analizzare la parte di protesi riguardanti le dita. Questa parte è stata riprodotta come modello 3D da una protesi già esistente, ed è stata in minima parte modificata per adattarla ai nostri scopi. La protesi in questione è la mano cinematica a trazione della ditta Ottobock 8K20 da cui sono state tratte le dita ed il telaio.



Fig. 3.1: Mano 8K20 della ditta Ottobock con e senza guanto di copertura[14]

Tramite *Reverse Engineering* sono quindi state rilevate le misure degli oggetti da disegnare e sono stati realizzati i modelli tridimensionali delle dita e delle parti strutturali della mano. Di seguito sono presentati i vari componenti e l'assemblato della mano.

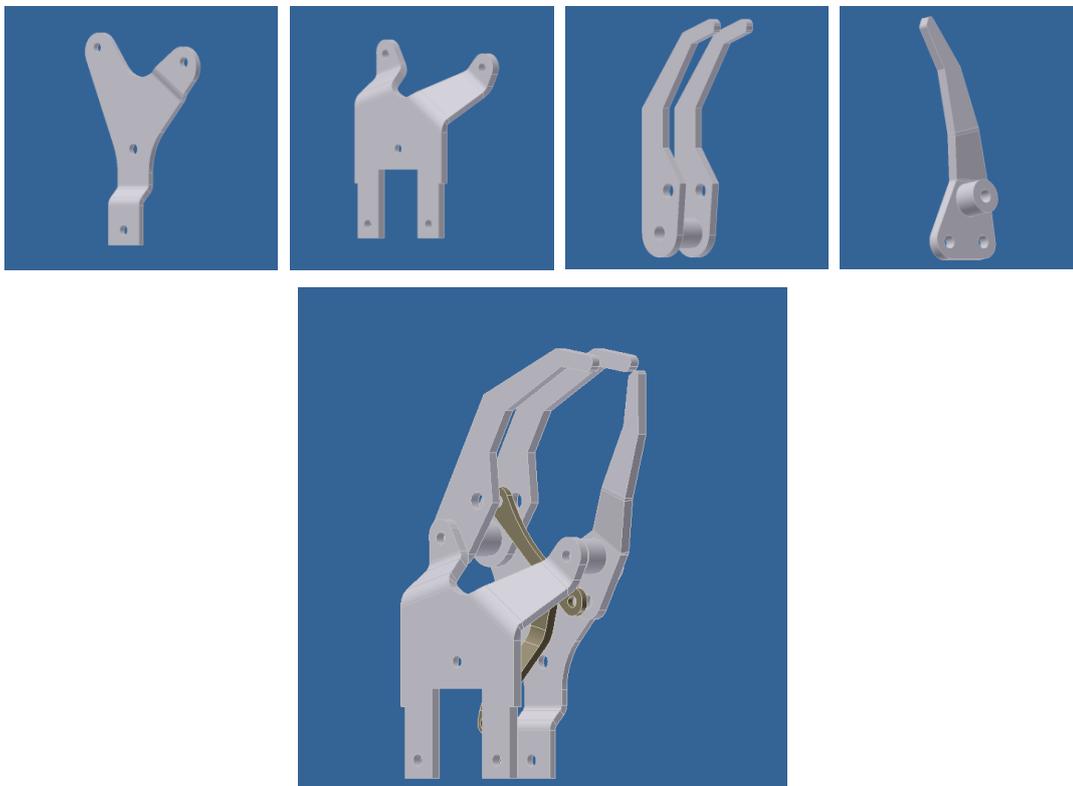


Fig. 3.2: In alto le componenti in lamiera; in basso assemblato con bielle di trasmissione del movimento

A questo punto si è reso necessario disegnare anche i componenti del meccanismo di apertura e chiusura. Si procede infatti ad assemblare in ambiente CAD tutta la protesi. Questo passaggio è indispensabile per poter controllare le eventuali interferenze che ci possono essere tra una componente ed un'altra. Inventor inoltre mette a disposizione una serie di vincoli che definiscono il comportamento relativo tra i diversi componenti del meccanismo. In questo modo è possibile valutare se la trasmissione e l'entità dei movimenti risponde alle specifiche di progetto.

I modelli del meccanismo sono stati utilizzati per costruire un prototipo per valutarne il reale funzionamento e le eventuali modifiche da apportare.

3.3 Prototipazione rapida in ABS

Per alcuni passaggi importanti di questo studio è stato necessario l'utilizzo del prototipatore Dimension Elite della Stratasys presente all'interno dei laboratori INAIL.



Fig. 3.3: Prototipatore Dimension Elite presente nei laboratori INAIL[29]

Questa macchina “stampa” oggetti in 3D in acrilonitrile-butadiene-stirene (ABS). Questo materiale è un polimero termoplastico che trova grande applicazione in questo campo. La prototipazione rapida si differenzia dalle tecniche tradizionali di lavorazioni meccaniche soprattutto per la velocità con cui è possibile creare il prototipo. Le tecniche in RP operano per addizione di materiale, con la possibilità di poter ottenere forme anche molto complesse, semplicemente aggiungendo materiale strato per strato. Si parla, infatti, di layered manufacturing (fabbricazione stratificata).

In dettaglio le fasi che portano alla realizzazione del prototipo sono le seguenti:

- *Creazione del file STL*

È una fase preliminare alla prototipazione vera e propria e consiste nella generazione del file STL e nella sua verifica. Il file STL (Standard Triangulation Language To Layer) è uno standard grafico che descrive l'oggetto tramite una decomposizione in triangoli delle superfici che lo compongono. In pratica le superfici del pezzo vengono "meshate" ('mesh' significa 'maglia') con elementi triangolari. Il file di estensione .stl si estrae mediante apposite utility di esportazione o direttamente dal CAD qualora questa utility sia integrata nel software utilizzato, come ad esempio Autodesk Inventor.

- *Gestione del file STL*

Una volta generato il file STL si deve verificare che sia esente da errori. Il controllo si fa attraverso software dedicati mediante i quali, oltre a individuare e correggere gli errori presenti, si possono orientare gli oggetti e modificarli ed eseguire lo slicing, cioè generare le "fette" che sovrapposte le une alle altre daranno vita al solido finale.

- *Costruzione del prototipo layer by layer (strato dopo strato)*

Consiste nell'inviare alla macchina il file STL, e procedere con la deposizione del materiale strato per strato fino ad arrivare all'oggetto finale. Questa fase può durare alcune ore in funzione delle dimensioni dell'oggetto e in particolare dell'altezza, pertanto un'accurata scelta dell'orientazione è importante sia per la finitura superficiale sia per ridurre i tempi macchina.

- *Post trattamenti*

Sono operazioni manuali il cui scopo è togliere l'oggetto stampato dalla macchina e liberarlo dal supporto o dal materiale in eccesso ed eventualmente operare ulteriori finiture.

Una volta che si è costruito il prototipo in ABS si è passati alla realizzazione di un modello cinematico e uno dinamico che permettessero lo studio del meccanismo in modo da poter

valutare la funzionalità e l'entità delle forze e dei momenti che intervengono nella trasmissione del movimento.

3.4 Modelli matematici

Il meccanismo studiato si compone di due parti: il meccanismo di apertura e chiusura della mano (*accoppiamento a camma* in Figura 3.4) e la mano stessa. Queste due parti sono in comunicazione tra loro tramite una biella che riceve il movimento dalla prima parte e lo trasmette alla seconda.

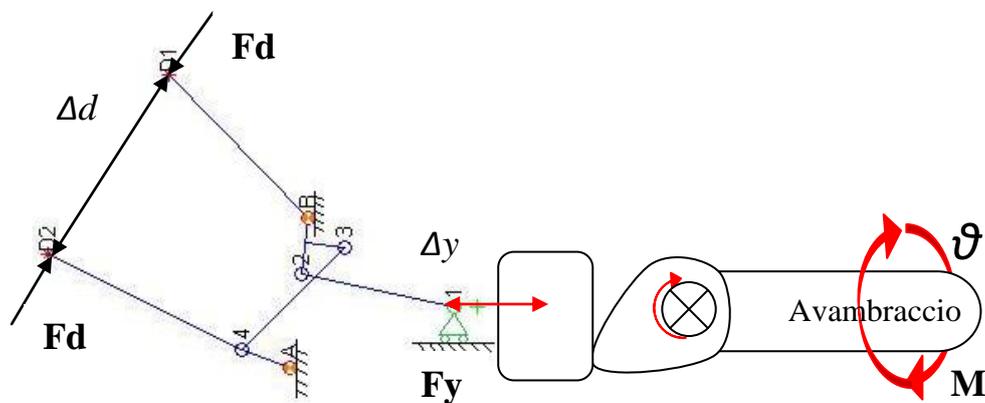


Fig. 3.4: Schema della protesi

La prima parte, che viene approssimata come un accoppiamento a camma, è appunto la novità, ovvero quella che deve sostituire il meccanismo a molla con tirante delle protesi attualmente in uso tramite trasmissione del momento di prono-supinazione, mentre il secondo è quello adibito alla presa, ovvero la mano. Nello schema a blocchi di Figura 3.5 è riassunto il modo in cui sono stati interpretati i modelli matematici relativi allo schema di Figura 3.4.

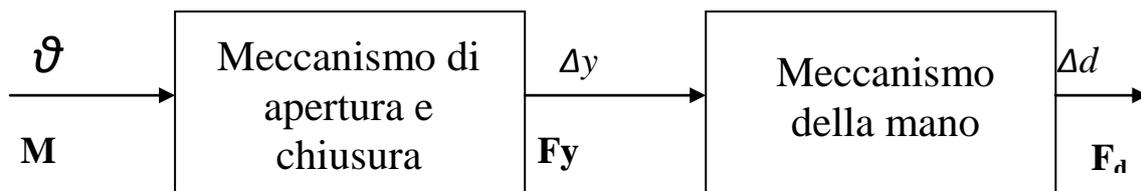


Fig. 3.5: Schema a blocchi del modello cinematico (sopra) e dinamico (sotto)

Dove le variabili presenti sulla parte superiore si riferiscono ai modelli cinematici, mentre quelle inferiori ai modelli dinamici. Per ognuno dei due blocchi sono state calcolate le relazioni ingresso/uscita considerando delle semplificazioni, che verranno esplicitate in dettaglio in seguito, che risultano comunque accettabili per il fine ultimo di questo studio.

I parametri inseriti rappresentano:

- ϑ : angolo di prono-supinazione della RUJ;
- M : momento di prono-supinazione della RUJ;
- Δy : avanzamento lineare del punto in cui la biella di azionamento della mano si collega con il meccanismo di apertura e chiusura;
- F_y : forza con cui viene tirata/spinta la biella di azionamento;
- Δd : distanza tra la parte più distale delle dita;
- F_d : forza di presa delle dita.

3.5 Modelli cinematici

Vediamo innanzitutto i modelli cinematici. Ricordiamo che il target di progetto a cui i modelli si riferiscono è una specifica configurazione spaziale che corrisponde all'apertura minima delle dita per afferrare l'oggetto scelto:

- $\Delta d = 60$ mm;

3.5.1 Meccanismo della mano

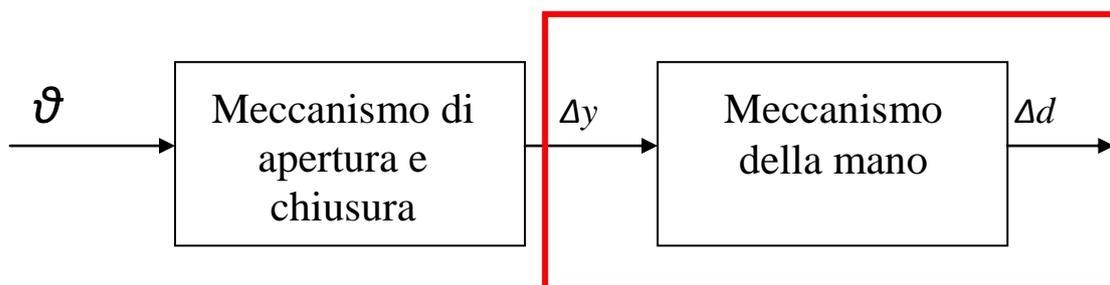


Fig. 3.6: Particolare del modello cinematico del meccanismo a valle

Le semplificazioni eseguite su questo modello per lo studio cinematico sono:

- meccanismo bidimensionale;

- vincoli ideali;
- geometria “a trave” delle componenti;

Per la geometria sono state utilizzate misurazioni di distanza tramite il software CAD. I parametri ricavati di lunghezza e di forma dei diversi membri sono stati poi utilizzati per ricavare la posizione di tutti i centri di rotazione dei membri relativamente al telaio della mano.

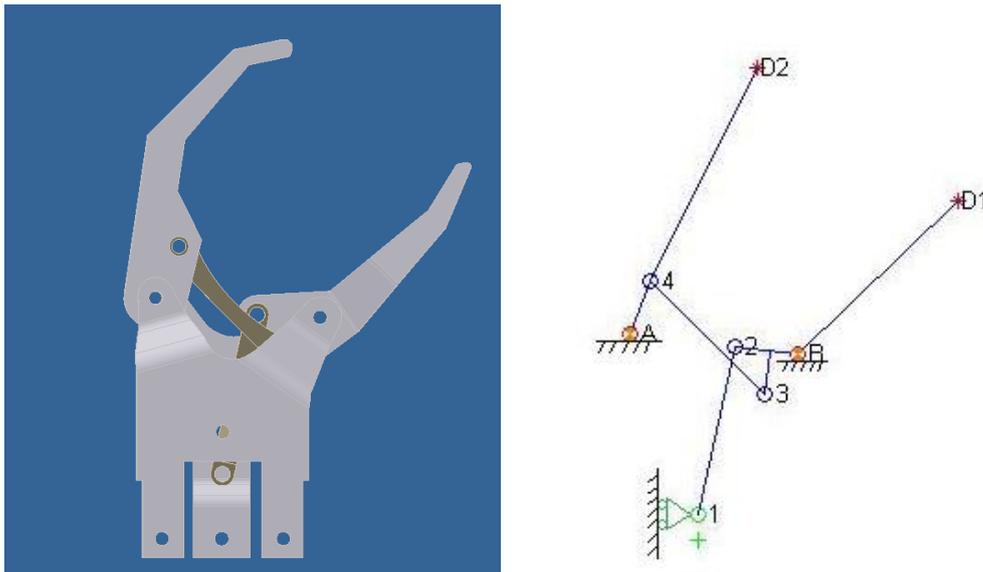


Fig. 3.7: A sinistra modello CAD 3D da cui si è ricavato il relativo modello matematico(a destra)

In questa fase del lavoro è stato necessario l’utilizzo di MatLab. Questo, è un linguaggio di programmazione di alto livello per il calcolo numerico, l’analisi e la visualizzazione dei dati. MatLab consente di analizzare dati, sviluppare algoritmi e creare modelli attraverso l’uso di matrici e di funzioni matematiche incorporate. E’ risultato quindi molto utile nello studio dei modelli matematici in quanto è possibile lavorare direttamente con matrici di grandi dimensioni, riducendo così i tempi di calcolo delle variabili. Inoltre grazie alle capacità di questo software di programmazione, si possono compilare dei programmi che simulano, anche graficamente, il comportamento dei modelli che si vogliono studiare per poterne avere così, un approccio più visivo. E’ stato quindi scritto un programma (codice) in MatLab che calcola, per ogni spostamento del carrello in 1 (estremità della biella - Figura 3.7), la relativa posizione di tutti i centri articolari, note le lunghezze e le inclinazioni dei vari membri. Lo spostamento Δy in ingresso al modello è stato scelto con incremento di 0,1 mm ad ogni ciclo. Il programma blocca il calcolo nel momento in cui

trova una distanza fra le punte delle dita $\Delta d > 60$ mm (distanza scelta appunto come target di progetto).

Di seguito è presentato lo schema a blocchi che esplicita il riquadro rosso di Figura 3.6, che rappresenta il modo in cui si è proceduto per il calcolo delle variabili di posizione:

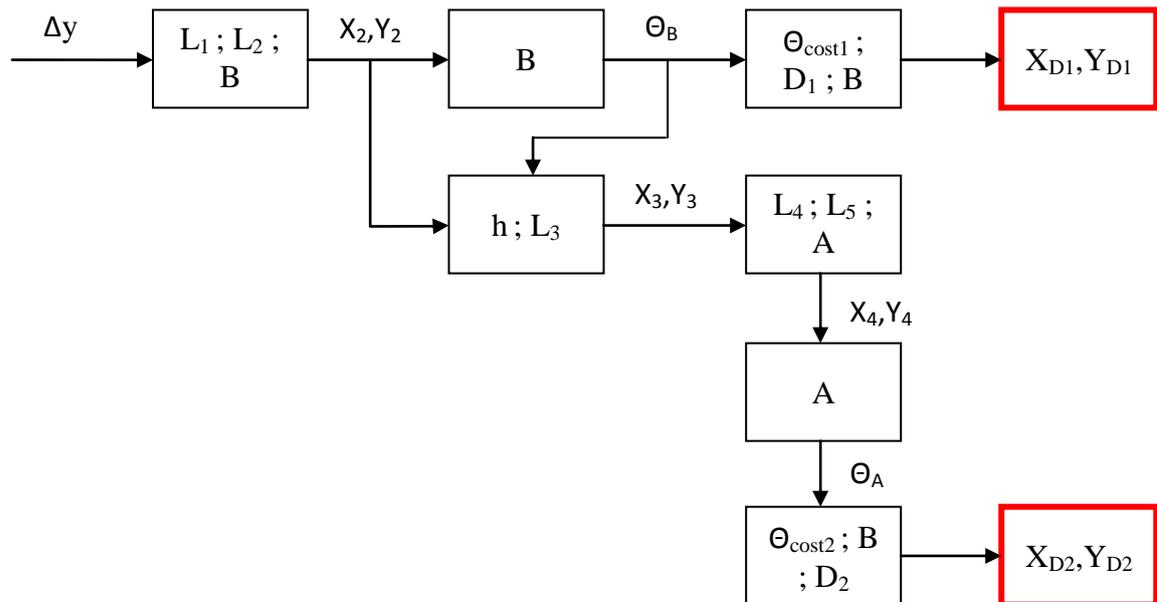


Fig. 3.8: Schema a blocchi per il calcolo della posizione delle dita

Con le costanti in riferimento alla Figura 3.7:

- L_1 = lunghezza della biella di trasmissione $\overline{12}$;
- L_2, h = geometria della base del dito1 (pollice) $\overline{2B}$;
- L_3 = geometria della base del dito1 (pollice) $\overline{32}$;
- Θ_{cost1} = inclinazione rispetto alla base delle falangi del dito1 (pollice) $\widehat{2BD_1}$;
- D_1 = lunghezza dito1 (pollice) $\overline{BD_1}$;
- L_4 = lunghezza biella di giunzione delle dita $\overline{34}$;
- L_5 = base del dito 2 (indice/medio) $\overline{A4}$;
- Θ_{cost2} = inclinazione rispetto alla base delle falangi del dito2 (indice/medio) $\widehat{A4D_2}$;
- D_2 = lunghezza dito 2 (indice/medio) $\overline{4D_2}$;
- A, B = coordinate delle cerniere vincolate alla struttura.

Per ulteriori dettagli sul codice MatLab sviluppato, si rimanda all'appendice A.

In questo modo si ottiene per ogni ingresso la corrispondente configurazione finale.

Con procedimento inverso si calcola lo spostamento che deve effettuare la biella 1 per avere l'apertura desiderata delle dita.

3.5.2 Meccanismo di trasmissione per apertura e chiusura della mano

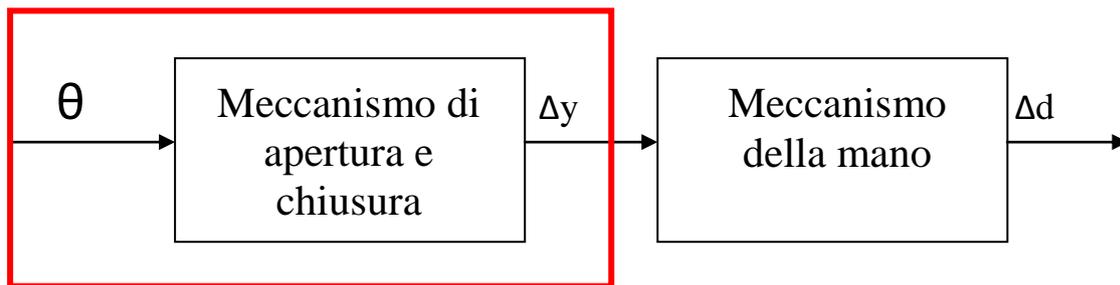


Fig. 3.9: Particolare del modello cinematico del meccanismo a monte

Le semplificazioni eseguite su questo modello per lo studio cinematico sono:

- superfici di contatto perfettamente congruenti

Il modello di questa parte dello studio verrà valutato esclusivamente considerando gli ingressi e le uscite, per evitare di entrare nei particolari del meccanismo, il quale è in sostanza un accoppiamento di forma. Come detto, in ingresso vi è il movimento di pronosupinazione residuo del paziente che viene trasformato in un movimento traslazionale della biella 1. Questa trasmissione deve poter utilizzare al massimo il movimento “residuo” del paziente, quindi per procedere con la progettazione è necessario capire quali siano le entità delle variabili in gioco.

La mano protesica originale può effettuare un'apertura massima di circa 95 mm tra le estremità delle dita. Tramite il modello cinematico implementato in MatLab si è visto che questa apertura comporta uno spostamento della biella 1 di trasmissione (vedi Figura 3.5) di circa 12 mm. Per una persona normodotata l'ampiezza totale di pronosupinazione è di circa 175°, dato non confrontabile all'ampiezza di movimento di un amputato transradiale che ha invece un range di movimento più ridotto, all'incirca 80°-100°. Non avendo trovato dati specifici in letteratura, questo dato è stato fornito dal reparto protesi di arto superiore del centro INAIL, ed è stato poi confermato da alcune misurazioni effettuate in seguito durante i test di pronosupinazione su pazienti amputati terzo-distali che posseggono una

buona tonicità dei muscoli. Con queste specifiche e con le semplificazioni riportate è stata calcolata, sempre tramite l'utilizzo di MatLab, la funzione di trasferimento (F.d.T.) che trasforma l'angolo di prono-supinazione in una variabile di traslazione in due dimensioni.

3.6 Modelli dinamici

Lo studio dei modelli dinamici, per gli scopi di questa tesi, risulta molto importante, soprattutto per effettuare lo studio di fattibilità della protesi. E' necessario quindi definire i metodi utilizzati e le semplificazioni introdotte al fine di validare un modello matematico che si avvicini il più possibile alla realtà.

3.6.1 Meccanismo della mano

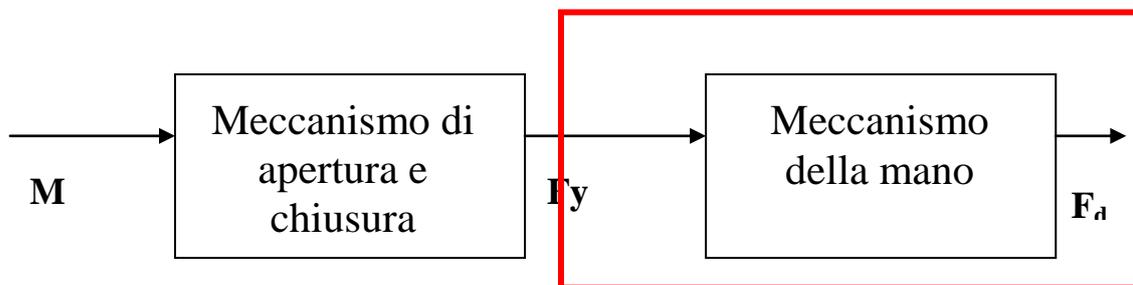


Fig. 3.10: Particolare del modello dinamico del meccanismo a valle

Così come per il modello cinematico anche per il modello dinamico è necessario introdurre alcune semplificazioni entro i limiti dell'accettabilità, senza che vengano meno i presupposti della tesi:

- trasmissione delle forze senza attriti (vincoli a cerniera ideali);
- geometria a trave senza massa;
- forze di presa agenti lungo l'asse di congiunzione delle estremità delle dita;
- analisi del guanto di copertura (cover) del meccanismo assimilandolo nella sua azione ad una molla di ritorno.

Una semplificazione importante per gli scopi finali della protesi riguarda il cover. Va specificato che a "riposo", esso mantiene le dita in configurazione chiusa. Quest'ultima verrà utilizzata come configurazione di base per la mano. Per aprire le dita bisogna quindi "spingere" la biella 1 di trasmissione (vedi Figura 3.7) fino ad equilibrare la forza uguale e

contraria che il cover esercita nella configurazione scelta come target di progetto. In seguito verrà esposto il metodo con cui è stata stimata la forza di ritorno del cover quando esso agisce come una molla.

Per l'analisi dinamica, a differenza di quella cinematica, si è proceduto a ritroso, ovvero, a partire dalla forza tra le dita necessaria a mantenere l'oggetto in presa, si è calcolata la forza sulla biella 1 necessaria ad ottenere tale risultato (equilibrio dinamico). Questo è un dato molto importante perché identifica la forza netta che il paziente deve essere in grado di esercitare tramite l'attivazione del meccanismo attraverso la pronosupinazione del moncone.

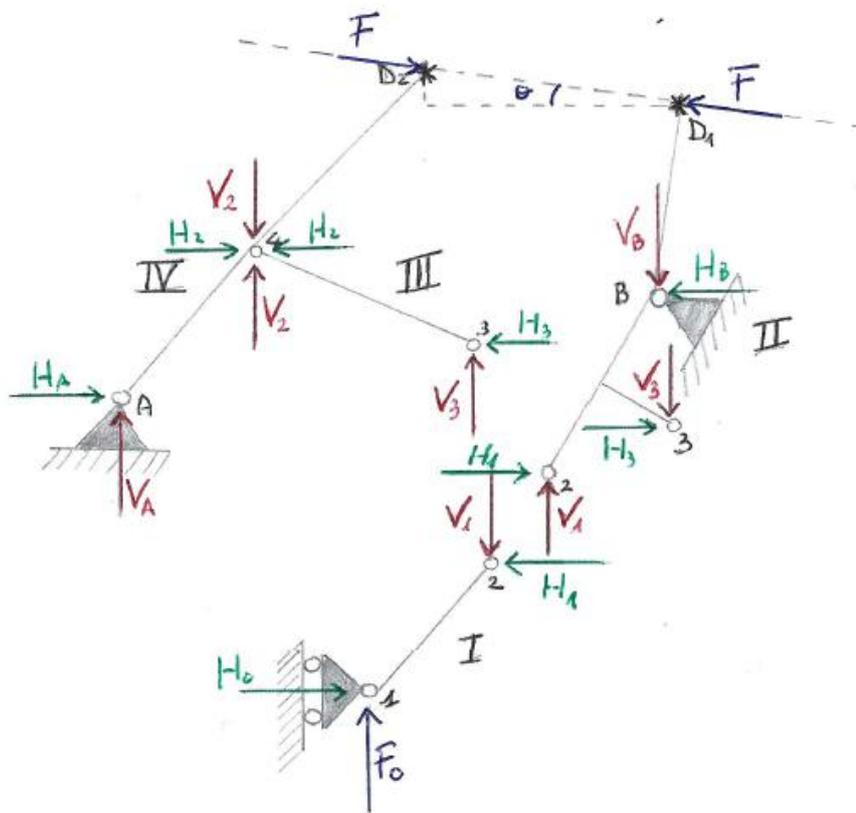


Fig 3.11 : Diagramma di corpo libero del meccanismo di mano

Come si vede in figura, dall'analisi all'equilibrio del diagramma di corpo libero si risale dopo alcune considerazioni alla forza F_y di interesse. La soluzione è data dalla risoluzione di un classico sistema lineare $Ax=b$ dove x è il vettore delle incognite e b il vettore dei termini noti.

$$A = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & |y_2 - \Delta y| & -|x_2| & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 0 & |y_B - y_2| & -|x_B - x_2| & 0 & 0 & |y_B - y_3| & |x_B - x_3| & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -|y_3 - y_4| & |x_3 - x_4| & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & |y_4 - y_A| & -|x_4 - x_A| & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$x = \begin{bmatrix} H_0 \\ F_y \\ H_1 \\ V_1 \\ H_2 \\ V_2 \\ H_3 \\ V_3 \\ H_A \\ V_A \\ H_B \\ V_B \end{bmatrix} \quad b = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ F_x D_1 \\ -F_y D_1 \\ -F_x D_1 * |y_{D1} - y_B| - F_y D_1 * |x_{D1} - x_B| \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ F_y D_2 \\ -F_x D_2 \\ F_x D_2 * |y_{D2} - y_4| + F_y D_2 * |x_{D2} - x_4| \end{bmatrix}$$

Tramite semplice inversione della matrice A si calcola $x=A^{-1}b$ dove il secondo elemento del vettore x rappresenta F_y che è esattamente la forza di ingresso necessaria a equilibrare la F_d agente sulle dita. Per approfondimenti sul codice MatLab si rimanda all'appendice A. In figura sono riportate le forze nette agenti sui vincoli.

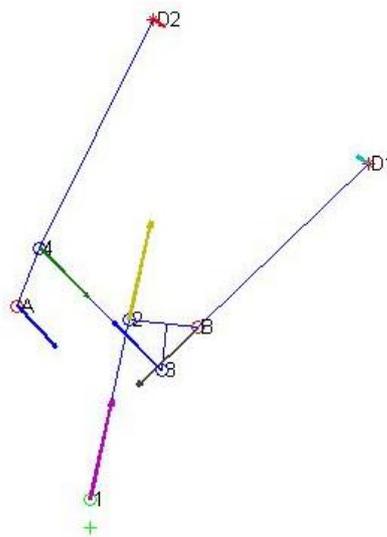


Fig. 3.12: Analisi dinamica del meccanismo della mano

3.6.2 Meccanismo di trasmissione per apertura e chiusura della mano

Pur non descrivendo nel dettaglio il meccanismo di trasmissione per l'apertura e la chiusura della mano che, come detto, è assimilabile un accoppiamento di forma caratterizzato da due elementi che scorrono reciprocamente, vediamo in generale la relazione che sussiste tra l'ingresso e l'uscita del meccanismo.

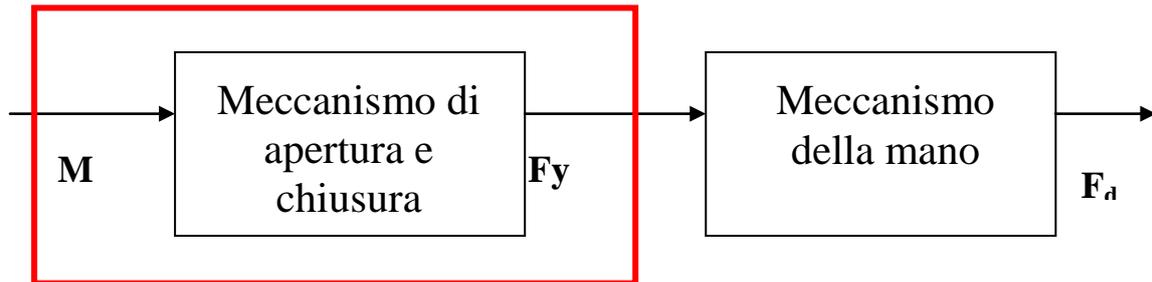


Fig. 3.13: Particolare del modello dinamico del meccanismo a monte

Le semplificazioni più importanti introdotte all'interno del modello sono:

- Superfici lisce di contatto degli elementi accoppiati;
- Presenza di attrito (μ) solo nella parte di meccanismo che trasmette effettivamente il movimento, mentre è stato ipotizzato nullo sulle altre superfici di contatto.

La Funzione di Trasferimento (F.d.T) del blocco è data da $H = \frac{F_y}{M}$. Il calcolo tramite la modellazione dell'accoppiamento di forma porta ad avere:

$$H = \frac{1}{br * \tan(\alpha + \varphi)}$$

o più semplicemente con calcoli trigonometrici:

$$H = \frac{1}{br} \frac{\mu * \sin \alpha - \cos \alpha}{\sin \alpha + \mu * \cos \alpha}$$

Dove:

br, α = parametri progettuali di forma;

$\varphi = \arctan(\mu)$;

μ = coefficiente di attrito.

Per la finalità dello studio, dobbiamo ottenere risultati che diano un margine di congruità sufficientemente alto. Per questo motivo il coefficiente di attrito è stato preso decisamente più alto rispetto a quello definito in letteratura tra bronzo e acciaio (che sono i materiali con cui sono fatti i due elementi contatto).

Ricordiamo inoltre che, il paziente deve poter essere in grado di fornire nella realtà una forza molto maggiore, almeno il doppio, rispetto a quella calcolata tramite la simulazione tramite MatLab per tener conto delle semplificazioni introdotte, nonché per sopperire ad altre eventuali perdite non considerate.

3.7 Metodo di stima delle forze in gioco nella presa

Questa parte di lavoro è stata effettuata presso la ditta Elletipi di Ferrara, azienda che effettua prove meccaniche su materiali. Tramite i test qui descritti si vuole stimare empiricamente la forza con cui bisogna azionare la biella 1 per poter reggere l'oggetto scelto come target progettuale.

➤ *Stima della forza necessaria per la presa di un oggetto target*

Ricordiamo che l'oggetto scelto come "obiettivo" è una bottiglietta d'acqua o una lattina. Per simularla nella peggiore delle ipotesi, cioè senza tenere conto dell'attrito superficiale e della conformazione dell'oggetto reale, è stato utilizzato un cilindro di acciaio del diametro di 60 mm e di massa 0,5 Kg.

Per questa parte di esperimento si sono utilizzati:

- meccanismo della mano;
- cilindro di acciaio;
- pesi calibrati;
- base di supporto;
- carrucola a basso attrito;
- filo di acciaio.

Come si vede in Figura 3.14, è stato posizionato il meccanismo della mano sul supporto ed è stato collegato il filo d'acciaio alla biella 1 della mano protesica da un capo, mentre lo si è fatto penzolare dal supporto tramite la carrucola dall'altro lato.

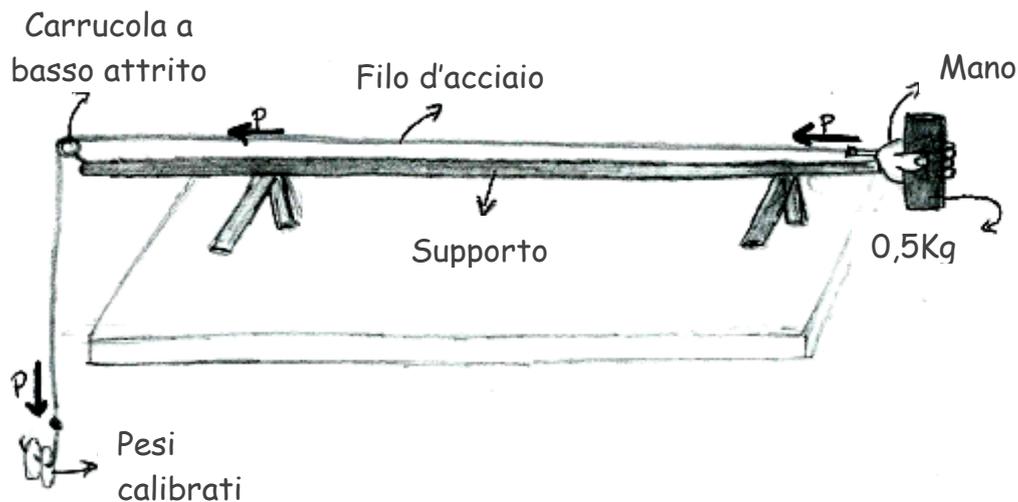


Fig. 3.14: Rappresentazione schematica del metodo di test

A questo punto per ogni prova si posiziona e si sostiene il cilindro tra le dita della mano protesica e si aggiungono pesi all'estremità libera del filo fino a quando questo non viene retto solo dalla protesì. Si inizia poi a diminuire lentamente la quantità di pesi fino a che il cilindro non inizia a scivolare. La massa individuata, moltiplicata per l'accelerazione di gravità, fornisce la forza con cui è necessario trazionare la biella per reggere l'oggetto. Questa prova è stata eseguita sia con il cover (il guanto di copertura visibile in figura), sia utilizzando solo dei polpastrelli ricavati da un altro guanto uguale a quello integro, per poter avere un confronto tra la forza necessaria a sostenere l'oggetto con e senza il contributo dato dal cover.



Fig. 3.15: A sinistra pesi di massa nota da aggiungere al gancio di trazione; a destra supporto con carrucola e meccanismo di mano

Per ognuna delle due tipologie di test sono state eseguite 5 prove, e ogni volta si è partiti da peso zero e mano completamente aperta.

Nel fare le prove con il cover integro abbiamo notato che il cilindro di acciaio rimaneva sospeso anche senza applicare forza alla biella. Si evince quindi che per il funzionamento della protesi in questa configurazione il paziente deve fornire una forza molto piccola per essere sicuro di afferrare l'oggetto. Tenendo conto di questa osservazione quindi, il "lavoro" di entità maggiore per il paziente si limita alla sola apertura della mano ovvero a contrastare la forza che il guanto esercita quando non è nella configurazione base. L'oggetto scelto come target, ha un diametro di 60 mm, ma per riuscire ad afferrarlo si deduce facilmente che l'apertura deve superare questa misura. Per questo motivo la stima della forza che esercita il guanto deve essere fatta su un diametro più grande, almeno 65 mm. Anche mantenendo questo margine però è necessario considerare che la forza fornita dal paziente deve essere comunque molto più alta.

➤ ***Stima della forza di ritorno del guanto di copertura della mano***

Uno dei passaggi più importanti e difficili è stato quello di valutare la forza di ritorno che il guanto effettua quando è posto in configurazione aperta. Questa forza corrisponde infatti all'entità minima di forza che il paziente deve poter trasmettere alla biella 1 per poter aprire la mano.

Per poter valutare la forza si è proceduto utilizzando i seguenti strumenti:

- meccanismo di presa della mano;
- cilindro deformabile di polietilene del diametro di 60 mm;
- estensimetro elettrico a resistenza ($R=120\Omega \pm 3\%$, Gauge Factor= $2.08 \pm 1\%$);
- pesi calibrati;
- resina;
- base di supporto;
- carrucola a basso attrito;
- filo di acciaio.

Tramite il cilindro in plastica, l'estensimetro e la resina è stato costruito un trasduttore ottimale per il nostro test. L'estensimetro è stato applicato circonferenzialmente al cilindro e due spessorini di resina sono stati applicati in posizione diametralmente opposti a 90° rispetto al centro dell'estensimetro. Gli spessori hanno due scopi: rendere piatto e

univocamente determinato per tutte le prove il punto di contatto tra le dita e lo strumento, e aumentare la distanza tra le dita di circa 0,5-0,8 mm.

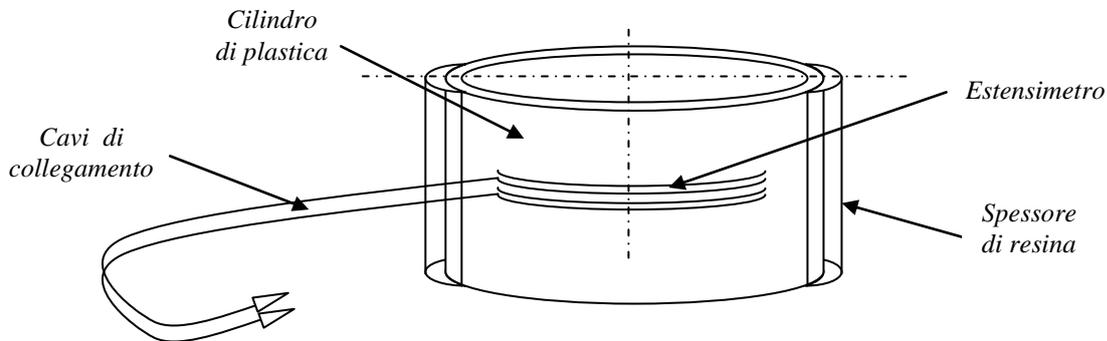


Fig 3.16 : Schema del trasduttore costruito

Inizialmente è stato necessario calibrare lo strumento realizzato. Sono stati quindi aggiunti uno ad uno 8 pesi da 50g sulla resina i uno dei due lati, mentre l'altro è rimasto appoggiato al piano di lavoro. Ad ogni aggiunta è stata valutata la deformazione dell'estensimetro. Questa prova è stata ripetuta 3 volte impostando il *level-set* a zero all'inizio di ognuna.



Fig. 3.17 : calibrazione dello strumento costruito

I dati sono stati inseriti in un grafico a dispersione XY dove sulle ascisse sono stati messi i pesi in ordine crescente e sulle ordinate i relativi valori di deformazione dell'estensimetro. Con una semplice regressione lineare possiamo constatare che si sta lavorando in regime di deformazione lineare ($R^2 \approx 1$).

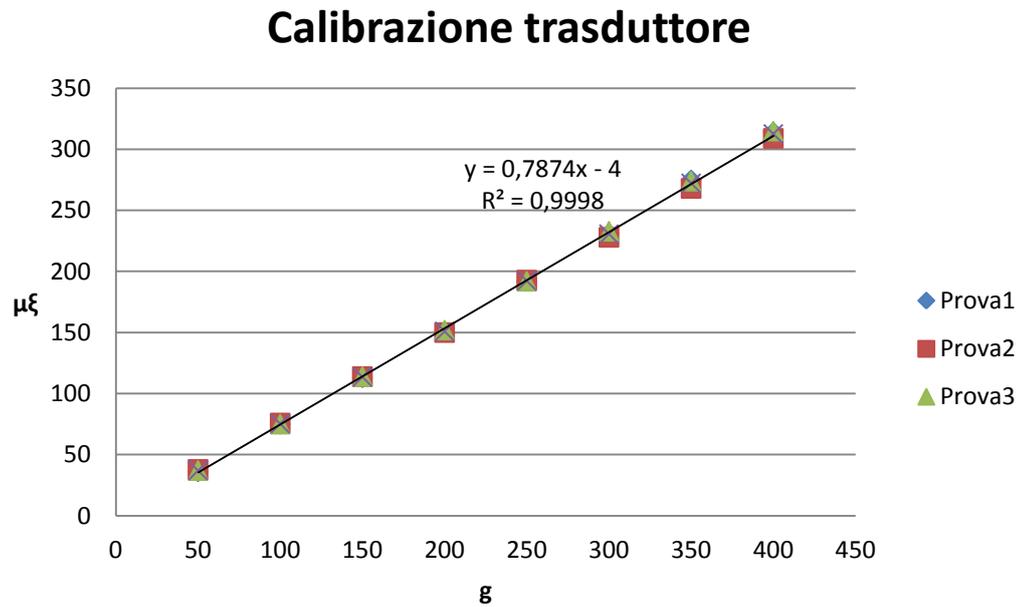


Fig. 3.18: Grafico di calibrazione

Dal grafico si evince che il fattore di trasformazione da applicare è $m=0,7874$. Il valore q di intercetta può essere considerato ininfluenza in quanto i dati riflettono valori che sono due ordini di grandezza più grandi rispetto a q ed è soprattutto un offset da eliminare.

Si pone quindi il guanto, senza la struttura della mano, in presa sul cilindro facendo attenzione che le dita poggino completamente sulla resina utilizzata.



Fig. 3.19 : Valutazione della forza esercitata dal guanto

La stessa prova è stata eseguita 5 volte per poter avere un valor medio. Tramite la relazione descritta in Figura 3.18 dal valore di deformazione trovato con il guanto è stato ricavato il corrispondente valore di forza presente tra le dita.

A questo punto si vuole calcolare quale forza è necessario applicare alla biella 1 per determinare la stessa deformazione sul cilindro senza il guanto di copertura. In questo modo si trova, come già detto, il valore di forza che è necessario applicare per avere la stessa azione del guanto. Questa forza, con le opportune considerazioni di maggiorazione, corrisponde a quella necessaria a vincere la resistenza opposta dal guanto e aprire la mano. Tutto ciò è possibile grazie alla semplificazione introdotta di far corrispondere il guanto ad una molla lineare.

Per far ciò si fissa la mano sul supporto con il cavo di acciaio utilizzato nella stima precedente. Si inserisce il trasduttore facendo attenzione a non deformarlo prima che la mano faccia presa sulla resina.



Fig. 3.20 : Valutazione della forza necessaria ad aprire il guanto

A questo punto si aggiungono i pesi all'estremo libero fino a che il valore di deformazione dell'estensimetro rilevato non è pari a quello trovato in precedenza con il guanto.

Ora si dispone di tutti i dati necessari per poter fare un confronto tra la forza che può essere trasmessa da un paziente amputato, e quella ricavata tramite il modello matematico.

3.8 Metodo di stima del momento di prono-supinazione

A questo punto, manca solo di disporre dei dati relativi al momento di prono-supinazione che i pazienti sono in grado di produrre con il moncone. In letteratura è presente molto poco per quel che riguarda questi dati relativamente a persone normodotate, e praticamente nulla per quanto riguarda la popolazione amputata. Si è resa necessaria quindi un'indagine sull'entità di questa variabile su pazienti idonei del centro protesi INAIL.

I problemi principali da affrontare, relativamente alla stima del momento di prono-supinazione della RUJ su un paziente amputato, sono dovuti alla difficoltà nel collegare uno strumento di misura al moncone del paziente. Tra tutti i modi possibili ne è stato scelto uno di semplice realizzazione.

L'idea principale è stata quella di realizzare uno strumento di misura che potesse essere usato da più pazienti senza dover prendere prima le misure sul moncone di ogni paziente. La soluzione trovata è quella di utilizzare una puleggia costruita in Rapid Prototyping a cui il paziente deve poter essere in grado di "ancorarsi" tramite la protesi, mioelettrica o cinematica, che già possiede. Questa scelta fa sì che potessero far parte di questa indagine solo pazienti amputati transradiali in possesso di una protesi la cui invasatura non fosse bloccata sui condili del gomito (in questo caso infatti il movimento di prono-supinazione non è permesso dall'invasatura).



Fig. 3.21 : A sinistra modello CAD della puleggia; al centro prototipo in ABS; a destra prova di stima del momento di prono-supinazione

Tramite dei pesi attaccati circonfenzialmente alla puleggia tramite un filo il paziente ha dovuto poi effettuare il movimento di prono-supinazione. Il movimento doveva essere fatto in condizioni neutre che non permettessero al paziente di compensare inconsciamente con un movimento della spalla o del braccio. Grazie all'aiuto dei fisioterapisti presenti nel reparto di fisioterapia è stato quindi appoggiato il gomito del paziente su una superficie in modo che l'angolo tra avambraccio e braccio fosse il più naturale possibile. Una volta definita la posizione si procede con la prova.

Il peso è stato aumentato fino a che questo non è risultato eccessivo, e il paziente non è più riuscito a vincere o equilibrare il momento sviluppato dai pesi attaccati alla puleggia.

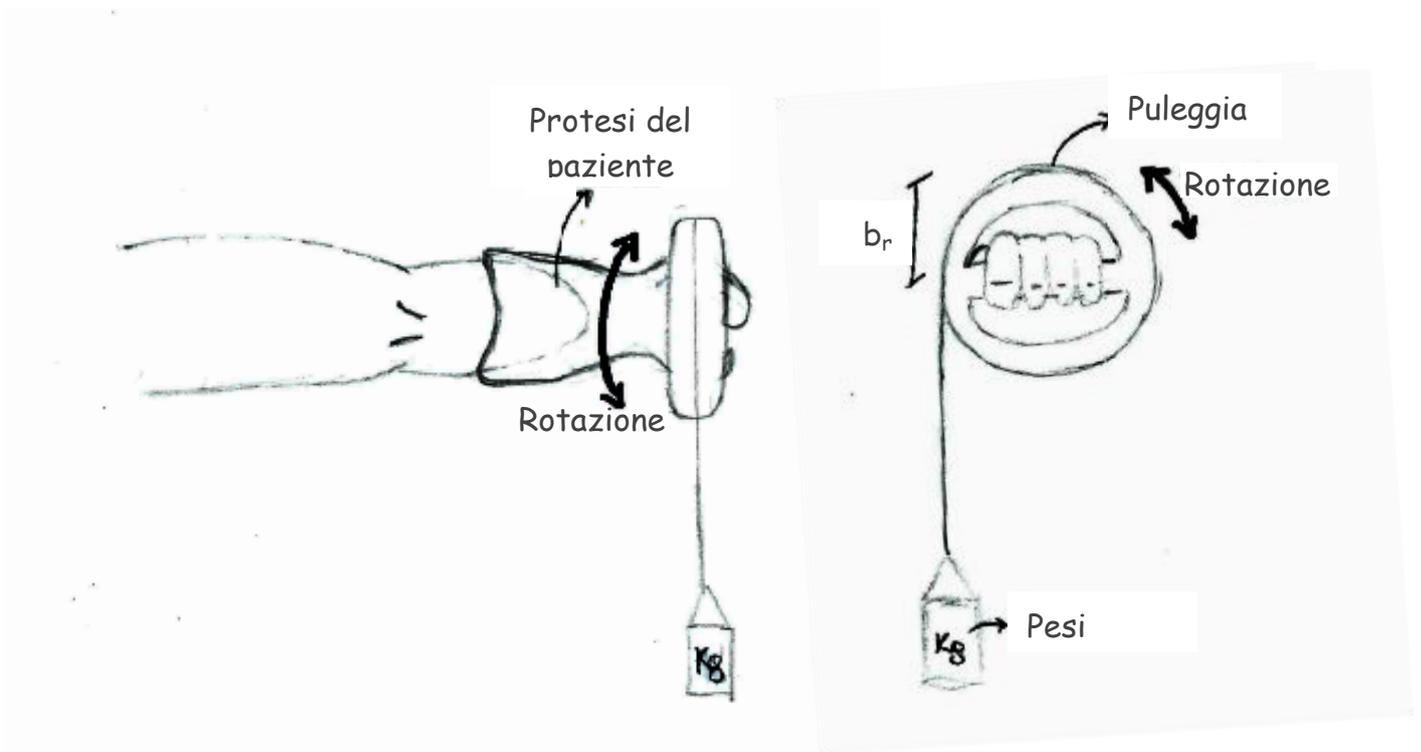


Fig. 3.22: Rappresentazione schematica del metodo di test

Questo peso limite moltiplicato per il braccio, che si ipotizza essere costante e uguale al raggio della puleggia, identifica la coppia massima sviluppata dal paziente:

$$Cp_{\max} = (P + T) * r;$$

Dove Cp_{max} rappresenta il momento massimo sviluppato, P il peso in Newton che è attaccato al filo, T è il peso del contenitore per i pesi e r è il raggio noto della puleggia.

Un altro dato fondamentale del quale non si trova nulla in letteratura è quello relativo al range di prono-supinazione dei pazienti a cui è stato fatto il test precedente. Questo dato è stato ricavato tramite uno strumento che, tra le altre, possiede anche la funzione di misura angolare: il BioMetrics. Questo strumento si compone di una parte hardware e di una software viene utilizzato, in particolar modo dai fisioterapisti del centro, per valutare alcuni parametri biomeccanici in funzione dello strumento (es: componente gialla tra le dita del paziente in Figura 3.23) che viene attaccato allo strumento. Alcune delle variabili misurate sono ad esempio la forza di presa in modalità “presa di forza” o solo per singolo dito, o appunto le variabili angolari di rotazione.

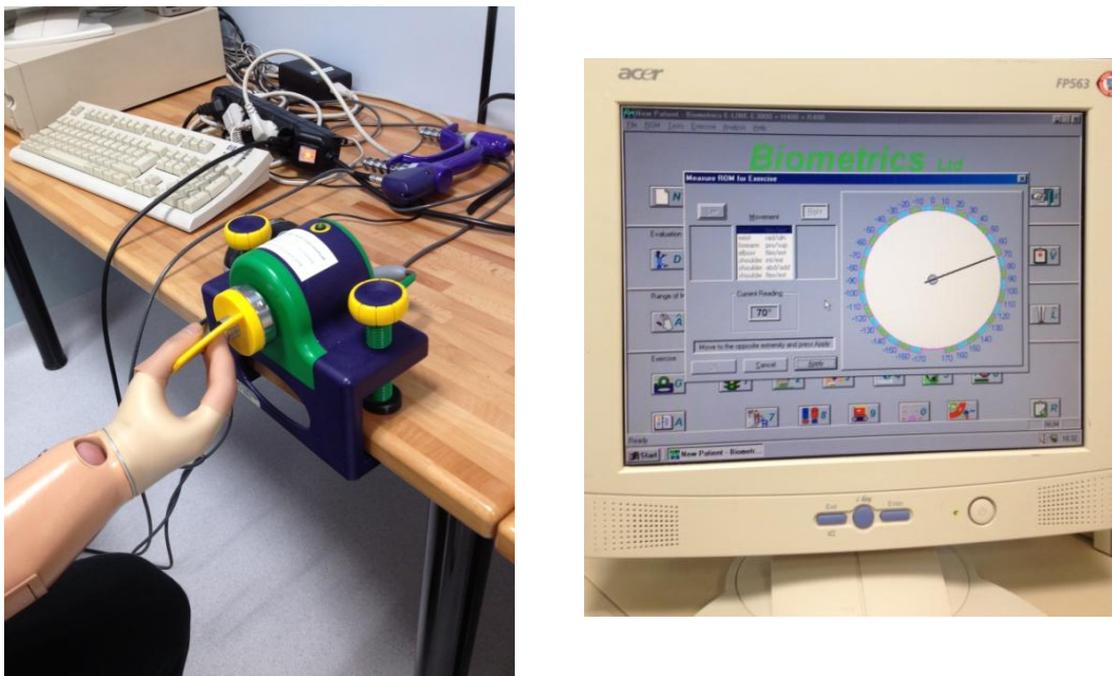


Fig. 3.23 : A sinistra il BioMetrics; a destra il software che ricava i dati.

Il paziente è stato sistemato in una posizione simile a quella descritta per il test effettuato in precedenza per stimare il momento di prono-supinazione. In questo caso però, non appoggiando il gomito su una superficie, la sicurezza che non vi fosse movimento

compensatorio della spalla è stata assicurata dal fisioterapista che ha bloccato manualmente il braccio al tronco del paziente.

Una volta sistemato il paziente si verifica che l'avambraccio sia il più possibile allineato con lo strumento modificando l'altezza della seduta. Una volta che il paziente ha afferrato lo strumento tramite la protesi che possiede è stato eseguito lo *zero setting* dal software. Il paziente poi deve pronare e supinare la mano e si annotano i gradi visibili a monitor (Figura 3.23 a destra) dei due movimenti. La somma, in valore assoluto, dei due valori fornisce il range massimo di mobilità residua del moncone.

A questo punto possediamo tutte le variabili necessarie per le fare le opportune considerazioni di fattibilità della protesi:

- Forza di ritorno del cover;
- Forza di trazione necessaria per aprire la mano con il cover;
- Forza di trazione necessarie a reggere l'oggetto target;
- Coppia sviluppata dal paziente;
- Range di prono-supinazione residuo nei pazienti campione;
- Variabili ricavate dai modelli matematici.

3.9 Materiali scelti per il prototipo

Ultimo passo del lavoro è stato quello di definire i materiali migliori da utilizzare nella costruzione del meccanismo protesico di nuova invenzione. In linea generale è stato scelto di utilizzare diversi materiali in base ai diversi requisiti da soddisfare. Per la scelta sono state considerate le caratteristiche meccaniche per garantire la migliore resistenza alle parti di piccole dimensioni che devono però sopportare i carichi, e le caratteristiche di attrito per le componenti che interagiscono tra loro nella trasmissione del movimento.

I materiali impiegati sono:

- Acciaio inossidabile AISI 304: biella di trasmissione del movimento e altre componenti che sopportano maggiormente i carichi applicati;
- Ergal (lega di alluminio): parti esterne che si collegano alla resina dell'invasatura che contiene il moncone;

- Delrin (poliossimetilene; polimero simile al Nylon): parti che interagiscono con metalli dove è necessario un basso coefficiente di attrito;
- Bronzo : parti che interagiscono con metalli dove oltre a un basso coefficiente di attrito è necessaria più resistenza meccanica rispetto al Delrin.

Capitolo 4

Risultati

4.1 Stima delle forze e dei momenti

Di seguito sono presentati i risultati ottenuti tramite i test di misura descritti nei paragrafi 3.7 e 3.8.

➤ *Stime delle forze di presa*

Come primi risultati presentiamo le forze stimate su 5 prove riferite allo schema del test presentato in Figura 3.14.

Le stime presentate sono valutate nelle condizioni di:

- Presa con i soli polpastrelli ricavati da una cover tagliata;
- Cilindro da 500 g.

	<i>F[N]</i>
Prova 1	19,62
Prova 2	19,13
Prova 3	20,11
Prova 4	19,62
Prova 5	20,60
Media	19,82
StD	0,56

Tab 1: Forza di trazione necessaria alla presa con solamente i polpastrelli ricavati tagliando un guanto di copertura

In seguito sono state effettuate le stime delle stesse forze utilizzando il cover (non tagliato), che esercita quindi una forza di presa dovuta alla gomma e alla forma con cui è costruito. Le 5 prove effettuate con cover intero e cilindro di acciaio da 500 g hanno mostrato un risultato molto interessante.

Si è notato che il cover da solo esercita già una forza di presa sufficiente per mantenere il peso di 500 g. Non è stato necessario, infatti, aggiungere nessun peso all'estremità libera del filo d'acciaio dello strumento usato per queste prove (vedi Figura 3.14). La biella 1, quindi, risultava libera e priva di trazione: si è dedotto che tutto il lavoro necessario a reggere l'oggetto era svolto dal cover.

Puramente per motivi che vanno oltre gli scopi di questa tesi abbiamo voluto sovradosare il peso dell'oggetto da reggere con la protesi, mettendo un cilindro delle stesse dimensioni di quello da 0,5 kg ma della massa di 900 g per avere un'idea delle potenzialità della protesi. La valutazione è stata eseguita con il cover che ricopre il meccanismo.

	<i>F[N]</i>
Prova 1	13,73
Prova 2	12,75
Prova 3	13,24
Prova 4	13,73
Prova 5	13,24
Media	13,34
StD	0,41

Tab 2: Forza di trazione necessaria alla presa con tutto il guanto e peso di 900 g

La media sulle 5 prove mostra che in questo caso la sola forza di ritorno del guanto di copertura non riesce a mantenere l'oggetto sospeso. In questo caso è necessario che il paziente attivi la mano in chiusura per poterlo reggere.

➤ *Stima della forza di ritorno del cover quando è posto in configurazione aperta*

In conseguenza ai risultati inattesi, relativi al fatto che per reggere l'oggetto target non serve aggiungere forza aggiuntiva oltre a quella fornita dal cover (a meno di un piccolissimo contributo che serve per stringere inizialmente l'oggetto), si è proceduto a trovare quale sia la forza esercitata dal guanto quando si trova in configurazione aperta e soprattutto quale fosse la forza equivalente che bisogna applicare alla biella 1 per ricreare la stessa forza in assenza della cover. Dopo aver costruito il sensore descritto nel paragrafo 3.7, questo è stato calibrato trovandone il campo di lavoro e la funzione di trasferimento relativa.

Peso	Prova1 [$\mu\xi$]	Prova2 [$\mu\xi$]	Prova3 [$\mu\xi$]
50	36	38	37
100	75	76	75
150	113	114	114
200	151	150	152
250	192	193	192
300	231	228	233
350	275	268	274
400	314	309	315

Tab 3 : Dati per la calibrazione dello strumento di misura

Dalla Tabella 3 è stata ricavata la relazione già presentata in Figura 3.17 che fornisce il fattore di conversione da deformazione a forza assiale applicata al cilindro. Il valore è stato trovato impostando una regressione lineare dei dati. Il *coefficiente di determinazione* (R^2), risulta molto vicino a 1. Questo è un dato molto importante in quanto definisce la correttezza dell'uso di un modello lineare sui dati (il modello spiega con ottima approssimazione i dati), in più conferma che lo strumento funziona correttamente, in quanto ci si aspettava la linearità della relazione tra deformazione e forza applicata. Durante l'utilizzo dello strumento si è visto però, che bisogna prestare particolare attenzione a non muovere i cavi di collegamento, e soprattutto si è notata la necessità di effettuare sempre un *level-set* prima di ogni prova. Il cilindro, infatti, è stato scelto di spessore piccolo, in modo che fosse molto deformabile, in modo che rispondesse ai piccoli carichi a cui è stato sottoposto e ,applicando l'azzeramento del valore base per tutte le prove, si riesce a ovviare al problema di un eventuale offset residuo tra una prova e l'altra. Utilizzando il valore del coefficiente angolare dalla retta di regressione, $m=0,7874$, e trascurando il valore di intercetta q , si ricava la relazione:

$$Eq(x) : \quad F = 0,7874 * \xi * 9,81$$

Tramite l'equazione x si ricava la stima della forza che il guanto è in grado di fornire (seconda colonna di Tabella 4) quando non è in configurazione di riposo a partire dalla deformazione rilevata tramite l'estensimetro (prima colonna di Tabella 4).

	$\mu\xi$	$F[N]$
Prova 1	245	3,05
Prova 2	243	3,03
Prova 3	240	2,99
Prova 4	247	3,08
Prova 5	248	3,09
Media	244,60	3,05
StD	3,21	0,04

Tab 4 : Valori di deformazione dello strumento sotto forza di chiusura del guanto

Dai valori di deviazione standard si può notare innanzitutto l'elevata precisione dello strumento.

Per valutare la forza minima che il paziente deve poter essere in grado di fornire in ingresso alla protesi, tramite la prono supinazione della RUJ viene valutata, tramite 5 prove indipendenti, la forza da applicare alla biella 1 per ricreare lo stesso valore di deformazione medio che abbiamo ottenuto con il test precedente. Sullo strumento esercita la sua azione solo il meccanismo senza il cover di copertura.

	$\mu\xi$	$F[N]$
Prova 1	241	24,53
Prova 2	246	25,51
Prova 3	238	24,03
Prova 4	237	24,03
Prova 5	247	25,51
Media	241,80	24,72
StD	4,55	0,74

Tab 5 : Valori di forza di trazione da applicare al meccanismo senza guanto per ottenere la stessa deformazione data dal guanto

La media sulla deformazione imposta dal cover del test precedente era di 244,60 $\mu\epsilon$. In questo secondo test invece abbiamo ottenuto un valore leggermente minore (241,80 $\mu\epsilon$). Lo scostamento delle due medie possiamo però ritenerlo ininfluenza in quanto una differenza di soli 2,8 $\mu\epsilon$ corrisponde ad una forza di 0,03 N che è irrilevante nell'economia delle forze in gioco.

➤ **Stime del momento di prono-supinazione**

Una volta eseguite tutte le stime delle forze necessarie alla presa, è necessario valutare l'entità reale della grandezza in ingresso, ovvero il momento che il paziente è in grado di fornire tramite il movimento rotatorio di prono-supinazione del moncone. La stima è stata eseguita su 4 pazienti presenti al centro. Di questi uno non è risultato idoneo alla prova per via del livello di amputazione che è risultato eccessivamente prossimale rispetto al target. I tre pazienti rimanenti sono diversi per età, anni di protesizzazione e attività giornaliera svolta, ma tutti con caratteristiche simili di moncone: amputazione trans-radiale terzo-distale. Oltre all'entità del momento apportato dal paziente è stato valutato anche il range di movimento (ROM – Range Of Motion) angolare del movimento prono-supinatorio della parte più distale del moncone.

	<i>P[g]</i>	<i>Tara[g]</i>	<i>Tot[g]</i>	<i>Pron. [°]</i>	<i>Sup. [°]</i>	<i>Range P/S[°]</i>	<i>Anni prot.</i>	<i>Età</i>	<i>Attività</i>
Pz #1	2800	25	2825	-35	70	105	10	25	sport
Pz #2	2470	25	2495	-40	40	80	15	40	lavoro manuale
Pz #3	1950	25	1975	-35	35	70	44	64	nulla

Tab 6 : Dati stimati su 3 pazienti idonei

Il range di prono-supinazione valutato tramite il BioMetrics ha confermato i valori riportati dal reparto protesi di arto superiore del Centro Protesi INAIL. Conoscendo inoltre la geometria dello strumento descritto nel paragrafo 3.8, utilizzato per la stima sui pazienti, si trova il momento di prono-supinazione massimo che ogni paziente è in grado di poter

trasmettere in ingresso al meccanismo della protesi che innesci il movimento di apertura e chiusura della mano.

	<i>F</i> [N]	<i>M</i> [N*mm]
Pz #1	27,71	1939,93
Pz #2	24,48	1713,32
Pz #3	19,37	1356,23
Media	23,85	1669,83
StD	4,20	294,27

Tab 7 : Momenti massimi di prono-supinazione sviluppati dai pazienti

4.2 Discussione dei risultati

Occorre fare delle considerazioni sui risultati ottenuti tramite i test sulla protesi. Si è trovato che per reggere l'oggetto scelto servirebbe trazione la biella con una forza media di 19,82 N. Successivamente tramite i test effettuati si è notato che questa forza viene ottenuta completamente dalla reazione di ritorno fornita dal cover che ricopre il meccanismo della mano. Alla luce di questo risultato, il problema non si focalizza più sulla presa dell'oggetto, compito che viene quasi interamente (a meno di un piccolo contributo dato dal paziente) dedicato al cover e all'attrito tra questo e l'oggetto, ma sull'apertura della mano. Per effettuare quest'operazione il paziente deve fornire un momento che in uscita dal meccanismo studiato produca una forza di almeno 24,72 N (forza di trazione che corrisponde ai 3,05 N di presa del guanto quando si trova in configurazione aperta). Il lavoro del paziente si limita quindi a dover utilizzare la maggior parte del momento di prono-supinazione per l'apertura del cover e una piccola parte per coadiuvare la presa.

Le stime sui pazienti hanno mostrato una grande variabilità. Questo dato non sorprende in quanto il moncone di ogni paziente è notevolmente diverso da quello degli altri in termini

chirurgici. Il modo in cui viene effettuata la chiusura della ferita, infatti, influisce molto sull'attività muscolare. Inoltre si nota che con l'aumentare dell'età e del tempo trascorso dalla menomazione, l'entità del momento e del ROM diminuiscono. Questo fatto è presumibilmente dovuto ad una progressiva atrofia dei muscoli che vengono utilizzati sempre meno. Il paziente #1 è quello con la forza maggiore, ed è il più giovane sia di età che di protesizzazione e in più ha effettuato molta attività sportiva (pallavolo) dopo l'intervento. Il paziente più anziano invece (#3) è quello che ha fornito la performance peggiore sia in termini di range di movimento che in termini di forza espressa. Basandosi su quest'ultimo possiamo dire comunque che la protesi studiata è applicabile in quanto, tramite i modelli presentati nel capitolo 3, a fronte di un momento in ingresso al meccanismo di 1356,23 N*mm vi è una forza in uscita di spinta/trazione della biella di 128,41 N. Questo dato è ampiamente superiore alla forza minima richiesta per aprire la mano più la cover. Possiamo in questo modo affermare che pur essendoci perdite e attriti considerati nulli ai fini della modellazione, la forza esercitata in ingresso dal paziente è talmente maggiore di quella minima richiesta per il funzionamento, da poter dichiarare la protesi applicabile.

Nella Tabella 8 possiamo vedere, a confronto, la forza esercitata dal guanto in configurazione aperta, la forza di trazione necessaria ad equilibrarla, il momento di pronosupinazione (media sui tre pazienti presi in esame) e la forza assiale massima fornita dal paziente. Quest'ultima, come detto, è stata ricavata tramite la modellazione matematica del meccanismo che trasforma la coppia massima sviluppata dall'amputato in una forza assiale che aziona la mano protesica.

<i>F guanto [N]</i>	<i>F eq [N]</i>	<i>Mmax [N*mm]</i>	<i>Fmax [N]</i>
3,05	24,72	1669,83	158,02

Tab. 8 : Valori degli ingressi e delle uscite della protesi a confronto

I valori in tabella sono riferiti alla Figura 4.1 in cui per semplicità il meccanismo di accoppiamento di forma è schematizzato con un accoppiamento a camma.

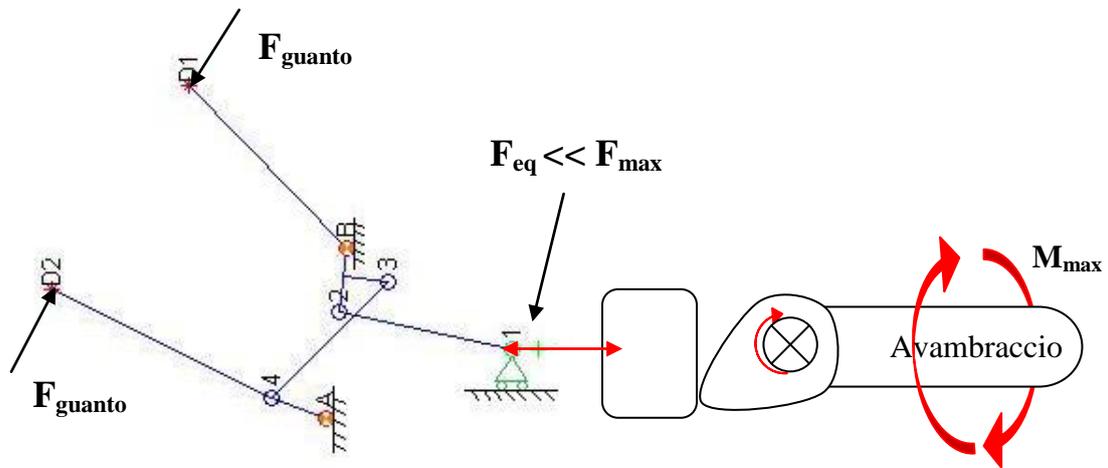


Fig. 4.1: Schema degli ingressi e delle uscite nella protesi

Come si può notare la forza massima media trasmessa dal paziente è molto superiore a quella minima necessaria ad aprire il guanto.

Grazie a questa considerazione possiamo affermare che la protesi è applicabile sul target di pazienti ipotizzato e che le perdite non considerate sono sopperite dalla grande differenza fra F_{eq} e F_{max} .

4.3 Prototipazione

Una volta concluse le considerazioni sulla fattibilità della protesi è necessario costruire un prototipo che possa essere testato sui pazienti. Inoltre il prototipo fisico è l'unico modo che c'è di valutare con assoluta certezza se i componenti disegnati in cad sono stati dimensionati correttamente.



Fig. 4.2: Prototipo finito con cover di copertura

Il prototipo costruito, grazie all'ottimizzazione del dimensionamento dei meccanismi e all'attenzione posta nella scelta dei materiali, ha ottime caratteristiche di peso e di ingombro:

Massa (compreso il cover)	368 g
Ingombro in lunghezza (mano chiusa)	159 mm

Tab 10 : Ingombro protesi

Questo risultato incide in maniera molto positiva sulla percentuale di pazienti amputati che potrebbero usufruire della protesi. E' necessario che questa sia contraddistinta dalle dimensioni il più possibile contenute. Uno degli obiettivi comuni di tutte le protesi di arto, infatti, è quello di non creare dismetria rispetto all'arto controlaterale sano. In caso contrario si verrebbe ad avere una condizione che, nel caso degli arti superiori, risulterebbe soprattutto antiestetica e in alcuni casi non funzionale. Se la misura del moncone più quella della protesi risulta minore dell'arto controlaterale, si può sopperire a questo problema con

l'utilizzo di attacchi modulari tra moncone e attacco della protesi. Diverso invece è il caso dei disarticolati di polso, che con più facilità potrebbero avere una dismetria tra le due braccia.

Le misure sulla protesi costruita però forniscono un valore che è assimilabile a quello di una mano sana (dalle tabelle antropometriche ad esempio un uomo di altezza 175 cm possiede una mano di lunghezza 18,9 cm).

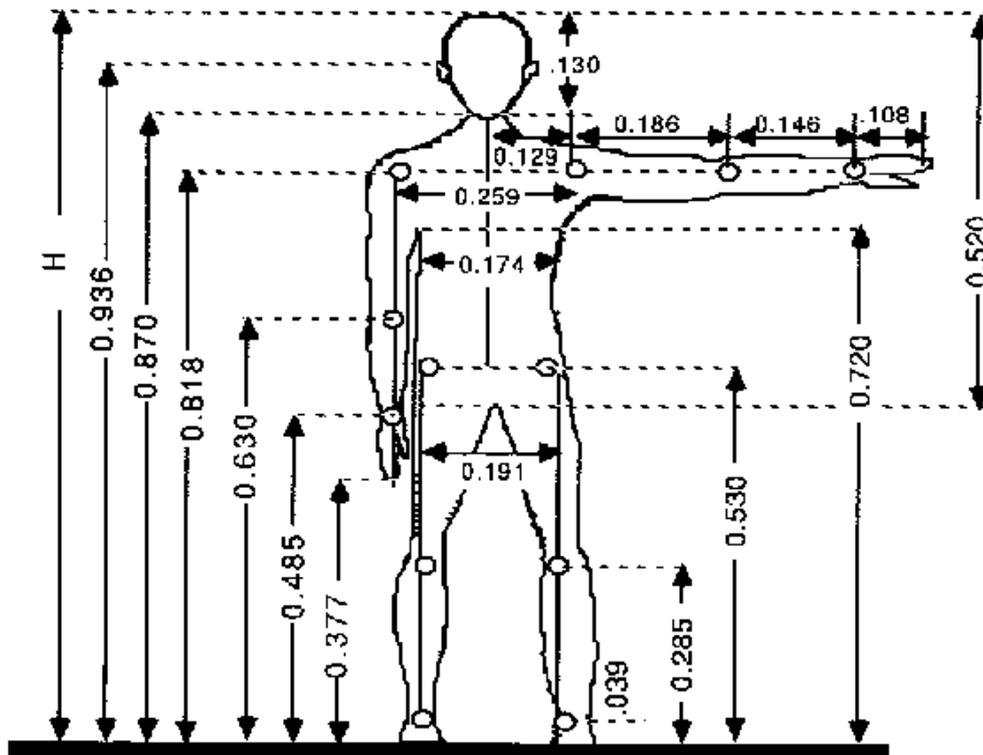


Fig 4.3: tabella antropometrica di riferimento per la lunghezza dei segmenti anatomici di braccio e avambraccio [19]

Anche il peso è molto importante, questo infatti deve essere il più contenuto possibile. La mano protesica in oggetto con il guanto di copertura ha un peso di soli 368 g, a fronte dei ≈ 400 g di peso di una mano umana. Si evince dunque che le ottime caratteristiche fisiche della protesi sono di buon auspicio per un suo utilizzo in vasta scala.

4.4 Difficoltà riscontrate

Le difficoltà riscontrate durante lo studio di questa nuova mano protesica non sono poche. Tra tutte è risultata molto complessa la stima delle variabili che intervengono nel meccanismo. Per valutare queste forze e questi momenti, non essendo in possesso di strumenti dedicati, si è dovuto pensare a metodi alternativi di misura. La costruzione del “sensore” con cui è stata misurata l’entità della forza di ritorno del guanto è stato il problema maggiore da superare in quanto si necessitava di un oggetto che fosse relativamente grande (6 cm di diametro), ma che possedesse la sensibilità per misurare pochi newton. Tra le stime, inoltre, la più incerta in termini di deviazione standard è stata quella del momento di prono-supinazione in quanto ci si affida alla “sensazione” del paziente per identificare il limite di pesi da aggiungere, e in più quando si tratta di persone amputate, i monconi risultano molto diversi tra loro.

Dopo la costruzione del prototipo si è proceduto al ridimensionamento della biella di azionamento, la quale risultava troppo corta per garantire un ROM coerente con le specifiche volute. Il problema è stato velocemente risolto inserendo nel prototipo due bielle sostitutive di prova, realizzate in prototipazione rapida, delle possibili misure che si sono ritenute adeguate: 2,5 mm e 3 mm più lunghe rispetto alla precedente. Dopo aver effettuato la prova del range of motion, si è visto che quella che garantisce il raggiungimento degli obiettivi è quella più lunga di 2,5 mm e si è proceduto con l’ordine di fornitura. Come contro, anche se questa misura garantisce il raggiungimento dell’apertura prevista, non consente ai polpastrelli di toccarsi, probabilmente a causa dei “giochi” dovuti al meccanismo di mano. Si è scelto dunque, infine, di mantenere nel prototipo la biella originale fino a che non verrà presa in considerazione un’ottimizzazione del meccanismo, in modo da poter afferrare anche un foglio di carta o una penna a scapito di una riduzione dell’apertura massima.

Un'altra criticità è stata quella di disporre di un piccolo numero di pazienti idonei ai test. Avendone un numero più alto si sarebbe avuta una stima migliore del momento medio di prono-supinazione e una variabilità più bassa.

Capitolo 5

Conclusioni e sviluppi futuri

5.1 Conclusioni

Questo lavoro di tesi rappresenta un risultato preliminare sullo studio di questa nuova protesi. Si è partiti da un'idea e la si è sviluppata fino ad ottenere un prototipo di protesi di arto superiore. I dati ottenuti, sebbene ancora manchino di un riscontro clinico *in-vivo*, sono incoraggianti. I risultati del confronto tra le variabili realmente in gioco e quelle calcolate tramite la modellazione matematica supportano la *fattibilità* del progetto e l'effettiva possibilità di dotare i pazienti idonei di questa nuova protesi. E' giusto sottolineare i vantaggi e gli svantaggi di questo meccanismo rispetto ai dispositivi esistenti.

Vantaggi:

- movimenti naturali e soprattutto non vistosi per aprire e chiudere la mano;
- assenza di cavi e bretellaggi;
- leggerezza e ingombro ridotti;
- costo contenuto;

- prono-supinazione (passiva, regolabile in termini di “durezza”) della mano protesica rispetto all’invasatura indipendente dall’apertura/chiusura della stessa ed atteggiabile dal paziente nella posizione voluta;
- capacità di sollevare oggetti utilizzati nelle attività giornaliere di una persona (fogli, penne, bicchieri).

Svantaggi:

- applicabilità in relazione al livello di amputazione;
- forza di presa dipendente dalle condizioni muscoloscheletriche del moncone;
- forza di presa di entità inferiore alle protesi a molla in commercio.

Dati i punti di forza di questa nuova mano protesica cinematica, si pensa che questa possa diventare la prima scelta per pazienti che vengono dotati di protesi cinematiche. Ciò implica notevoli prospettive anche dal punto di vista di una eventuale produzione industriale.

5.2 Sviluppi futuri

Ora che è stato realizzato il prototipo ed è stato effettuato lo studio di fattibilità, sarà necessario eseguire dei test clinici nei quali i pazienti verranno realmente forniti di questo meccanismo. Solo così si avrà la certezza che il dispositivo protesico funzioni correttamente.

Dai risultati ottenuti mediante le stime di forza eseguite utilizzando il peso target sovradosato, ci si aspetta che la struttura superi le aspettative: se con la forza sviluppata solo dal cover si è in grado di reggere un oggetto del peso di 0,5 Kg, con un incremento fornito dal paziente, è plausibile pensare di poter sollevare pesi anche doppi o tripli rispetto al target definito in questo lavoro di tesi. Sarà necessario quindi effettuare numerose prove *in-vivo* prima di passare alla produzione industriale del dispositivo di protesi per arto superiore oggetto della tesi.

Inoltre, è stato scelto di utilizzare le dita e il meccanismo base della mano di una protesi già esistente, ma nulla vieta in futuro di modificare anche questa parte per ottimizzarla dal punto di vista della trasmissione del movimento.

Appendice A

Presentiamo in questa appendice il codice compilato in MatLab per lo studio dei modelli.

Codice relativo alla mano

```
clc close all clear all

L1= 43;           % Lunghezza Biella 1
L2= 16;           % Geometria triangolo base Dito 1 (Pollice)
L3= 10.85;        % Geometria triangolo base Dito 1 (Pollice)
L4= 40.5;         % Lunghezza Biella 2
L5= 14.55;        % Base Dito 2 (Indice/Medio)
h= 8.84;          % Geometria triangolo base Dito 1 (Pollice)
thetaCost1=50*pi/180; % Inclinazione Dito 1
thetaCost2=5.5*pi/180; % Inclinazione Dito 2
xA= -17;          % Centri rotazione Dita su Carpo
yA= 52;           % Centri rotazione Dita su Carpo
xB= 25;           % Centri rotazione Dita su Carpo
yB= 47;           % Centri rotazione Dita su Carpo
D1= 55.5;         % Lunghezza dito 1
D2= 60;           % Lunghezza dito 2
spost=0;          % Spostamento verticale Biella 1

for i=0:0.1:15
    spost=spost+0.1;
```

Appendice A

```
% Blocco1 y1----->x2,y2
L1B= sqrt((yB-spost)^2+xB^2);
gammaB= acos(-(L2^2-L1^2-L1B^2)/(2*L1*L1B));
betaB= gammaB+atan((yB-spost)/xB);
x2=L1*cos(betaB);
y2=spost+L1*sin(betaB);

% Blocco2 x2,y2----->thetaB---->xD1,yD1
thetaB=atan((yB-y2)/(xB-x2));

xD1=xB+D1*cos(thetaB+thetaCost1);
yD1=yB+D1*sin(thetaB+thetaCost1);

% Blocco3 x2,y2,thetaB----->x3,y3

x3h=x2+h*cos(thetaB);
y3h=y2+h*sin(thetaB);
x3=x3h+L3*cos(pi/2-thetaB);
y3=y3h-L3*sin(pi/2-thetaB);

% Blocco4 x3,y3----->x4,y4
L3A=sqrt((xA-x3)^2+(yA-y3)^2);
gammaA=acos(-(L5^2-L4^2-L3A^2)/(2*L4*L3A));
betaA=atan((yA-y3)/(xA-x3))+pi-gammaA;

x4=x3+L4*cos(betaA);
y4=y3+L4*sin(betaA);

% Blocco5 x4,y4----->thetaA----->xD2,yD2
thetaA=atan((y4-yA)/(x4-xA));
xD2=x4+D2*cos(thetaA-thetaCost2);
yD2=y4+D2*sin(thetaA-thetaCost2);

deltaYDita=abs(yD1-yD2)
deltaXDita=abs(xD1-xD2)

%disegno della cinematica
```

```

figure(1)
plot(0,0, '+g',0, spost, 'og', x2, y2, 'ob', x3, y3, 'ob', x4, y4, 'ob', xA, yA, 'or', xB
, yB, 'or', xD1, yD1, '*r', xD2, yD2, '*r')
text(0+1, spost, ' 1')
text(x2+1, y2, ' 2')
text(x3+1, y3, ' 3')
text(x4+1, y4, ' 4')
text(xA+1, yA, ' A')
text(xB+1, yB, ' B')
text(xD1+1, yD1, 'D1')
text(xD2+1, yD2, 'D2')

xlim([-100 +100])
ylim([-10 +100])
axis equal
hold on
line([0 x2],[spost y2])
line([x2 xB],[y2 yB])
line([xB xD1],[yB yD1])
line([x3h x3],[y3h y3])
line([x3 x4],[y3 y4])
line([x4 xA],[y4 yA])
line([x4 xD2],[y4 yD2])
hold off
if sqrt(deltaYDita^2+deltaXDita^2)>100
    spost
    break
end
pause(0.01)
end

% Calcolo forza necessaria alla biella1 per equilibrare una forza nota
(3,05 N) tra le dita----> in questo caso è la forza di ritorno del guanto

F=3.05;
thetaDita=atan((yD2-yD1)/(xD2-xD1))+pi;
FxD1=abs(F*cos(thetaDita));
FyD1=abs(F*sin(thetaDita));
FxD2=FxD1;

```

Appendice A

```
FyD2=FyD1;

% X=[H0 F0 H1 V1 H2 V2 H3 V3 HA VA HB VB]' vettore delle incognite;

A=[[1 0 -1 0 0 0 0 0 0 0 0 0];
   [0 1 0 -1 0 0 0 0 0 0 0 0];
   [0 0 abs(y2-spost) -abs(x2) 0 0 0 0 0 0 0 0];
   [0 0 1 0 0 0 1 0 0 0 -1 0];
   [0 0 0 1 0 0 0 -1 0 0 0 -1];
   [0 0 abs(yB-y2) -abs(xB-x2) 0 0 abs(yB-y3) abs(xB-x3) 0 0 0 0];
   [0 0 0 0 0 -1 0 1 0 0 0 0];
   [0 0 0 0 1 0 -1 0 0 0 0 0];
   [0 0 0 0 0 0 -abs(y4-y3) abs(x3-x4) 0 0 0 0];
   [0 0 0 0 0 1 0 0 0 1 0 0];
   [0 0 0 0 -1 0 0 0 1 0 0 0];
   [0 0 0 0 0 0 0 0 abs(y4-yA) -abs(x4-xA) 0 0]];

b=[0 0 0 FxD1 -FyD1 -FxD1*abs(yD1-yB)-FyD1*abs(xD1-xB) 0 0 0 FyD2 -FxD2
   FxD2*abs(yD2-y4)+FyD2*abs(xD2-x4)]';

X=inv(A)*b; %soluzione del sistema lineare

%Disegno della dinamica
figure(2)
plot(0,0,'+g',0,spost,'og',x2,y2,'ob',x3,y3,'ob',x4,y4,'ob',xA,yA,'or',xB
,yB,'or',xD1,yD1,'*r',xD2,yD2,'*r')
text(0+1,spost,'1')
text(x2+1,y2,'2')
text(x3+1,y3,'3')
text(x4+1,y4,'4')
text(xA+1,yA,'A')
text(xB+1,yB,'B')
text(xD1+1,yD1,'D1')
text(xD2+1,yD2,'D2')

xlim([-100 +100])
ylim([-50 +150])
axis equal
```

```

hold on
line([0 x2],[spost y2])
line([x2 xB],[y2 yB])
line([xB xD1],[yB yD1])
line([x3h x3],[y3h y3])
line([x3 x4],[y3 y4])
line([x4 xA],[y4 yA])
line([x4 xD2],[y4 yD2])

quiver(xA,yA,X(9),X(10),'LineWidth',2)
quiver(x4,y4,X(5),-X(6),'LineWidth',2)
quiver(xD2,yD2,FxD2,-FyD2,'LineWidth',2)
quiver(xD1,yD1,-FxD1,FyD1,'LineWidth',2)
quiver(0,spost,X(1),X(2),'LineWidth',2)
quiver(x2,y2,X(3),X(4),'LineWidth',2)
quiver(xB,yB,-X(11),-X(12),'LineWidth',2)
quiver(x3,y3,-X(7),X(8),'LineWidth',2)

```

Parte relative al meccanismo di apertura e chiusura

```

clc clear all close all

alpha=20*pi/180;    %parametro di forma
mu=0.5;            %coefficiente di attrito
br=10;            %parametro di forma

[...]

F=M3/br
Rass=F*(mu*sin(alpha)-cos(alpha))/(sin(alpha)+mu*cos(alpha))

```


Bibliografia

1. Frontera WR, Silver JK, *Fondamenti di Medicina Fisica e Riabilitativa*. Verduci Editore 2004.
2. www.inail.it
3. M. Menchi, M. Manazzoni, *I principali muscoli dell' arto superiore (Dalla fisiologia all'allenamento)*.
4. F. Milani, *Studio e valutazione di robot per la riabilitazione*. Tesi di Laurea in Ingegneria Biomedica, Università degli Studi di Padova, 2004-2005.
5. P. Pigeon, H. Yahia, and G. Feldman, "Moment arms and lengths of human upper limb muscles as functions of joint angles," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, 1996.
6. Joseph Scott Bader. *Distal radioulnar joint: biomechanics and forearm muscle activity*. (2011) University of Kentucky Doctoral Dissertations Paper 825
7. Davalli A, Sacchetti R. *Protesi per arto superiore e inferiore*. Inail, Centro Protesi, Vigorso di Budrio (2009).

8. http://laureainfermieristica.ospedaleniguarda.it/uploads/pdfs/Amputazioni_2012.pdf
9. www.masteringegneriaclinica.it/Bioingegneria/ita/didattica_ita
10. www.ottobock.it
11. Biotto Enrica. *Tecnologie per l'autonomia e l'integrazione sociale delle persone disabili: le protesi di arto superiore*. Università Cattolica del Sacro Cuore (2009)
12. Davalli A, Sacchetti R. *Protesi per arto superiore e inferiore*. Inail, Centro Protesi, Vigorso di Budrio (2009)
13. Brian MK et Al. *Upper Limb Prosthetics*. MedScape (2009)
14. Nader M. *Ottobock Manuale protesi – Protesi per arto superiore*. Schiele & Schon, 1990
15. Cavallari G e Costantino C. *Riabilitazione in esiti di amputazione degli arti superiori. Trattato di medicina riabilitativa*. EMC I-26-270-A-15 Elsevier Masson(2006)
16. Sacchetti R. *Protesi mioelettriche*. (2009) www.tiresias.bio.unipd.it
17. www.wikipedia.com
18. Donvito F. *Validazione tramite sEMG di modello neuro-muscolo-scheletrico dell'articolazione del gomito*. Tesi di laurea in Bioingegneria, Università degli studi di Padova, (2012)
19. Drillis R, Contini R, Bluestein M. *Body segment parameters; a survey of measurement techniques*. 1994
20. www.my-personaltrainer.it

21. www.wikideep.it
22. Atlante di anatomia ortopedica di Netter - Thompson C. Jon, Elsevier editore
23. www.salviofiore.it/ANATOMIA/muscoliartisuperiori1.htm
24. <http://medicinapertutti.altervista.org>
25. <http://medimages.hostzi.com/album/ARTOSUPERIORE/Spalla>
26. www.martellocartoon.it
27. http://laureainfermieristica.ospedaleniguarda.it/uploads/pdfs/Amputazioni_2012.pdf
28. www.masteringegneriaclinica.it/Bioingegneria/ita/didattica_ita
29. www.stratasys.com

Ringraziamenti

I più sinceri ringraziamenti li devo innanzitutto a quelle persone che hanno permesso la realizzazione di questo lavoro di tesi:

Al Prof. Ing. Luca Cristofolini per l'aiuto e la guida durante la stesura della tesi.

Agli Ing. Enrico Boccafogli e Emanuele Gruppioni per la guida nell'eseguire questo lavoro, la pazienza nello spiegarmi ciò che non sapevo, e per tutta l'attenzione dimostratami.

Alla ditta Elletipi di Ferrara, in particolare a Luciano 'Ciano' Rossi, che con una grande dimostrazione di amicizia si è presentato a lavorare per più volte il sabato mattina.

A mia cugina Silvia per l'aiuto nella traduzione di alcuni articoli utilizzati nella tesi.

Altri ringraziamenti, di diverso tipo ma comunque importanti, invece li devo fare alle persone a me più strette:

Grazie a mamma e papà che in questi cinque anni mi hanno aiutato (anche materialmente) a raggiungere un traguardo così importante. Sarò sempre in debito con voi, vi voglio bene. Grazie ai nonni Gianni e Luisa, a mio fratello e agli zii che non hanno mai dubitato di me, e che credono in me più di tutti (anche del sottoscritto). Ancora GRAZIE.

Ai nonni Franca e Silvano che sarebbero molto orgogliosi di me, mando un abbraccio. Staranno sicuramente sorridendo compiaciuti di me.

Ed ora passiamo agli amici. A Lucco, Rudi, Michi, Silvia, Alice, Jo, Ale, Fabio e a tutti gli altri compagni di università. Davvero dei compagni insostituibili; avete reso questi due anni vissuti a Cesena indimenticabili! (Viva il Verdi!!!).

Ringraziamenti

Grazie ancora a Marco, Ale e Greg...non so come avrei fatto senza i MIEI coinquilini!
Per ultimo infine, ma molto importante, il mio più sentito “Grazie” va naturalmente a Paolo, Franz, Ari, Checca, Peppo, TeoBar e a tutti (ma proprio tutti) gli altri amici del Rione Santo Spirito. Siete per me una famiglia meravigliosa, che non cambierei con niente al mondo. Grazie di farmi sentire importante, e grazie di essere sempre stati convinti del mio percorso.

Matteo Pirani
27 Marzo 2014