POLITECNICO DI MILANO

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Meccanica

SVILUPPO DI UN ESOSCHELETRO ATTIVO E DI UN'APPLICAZIONE DI REALTÀ VIRTUALE PER LA RIABILITAZIONE DELLA MANO

Relatore: Chiar.mo Prof. Mario COVARRUBIAS

Tesi di Laurea di:

Beatrice ARUANNO

Matr. 819786

Anno Accademico: 2014/2015

Indice

Ringraziamenti..... 11
Sommario..... 13
Abstract..... 15
Introduzione..... 17
1. Accidenti vascolari cerebrali.....21
1.1 Definizione.....21
1.2 Anatomia dell'encefalo..... 21
1.3 Tipologie di ictus.....23
1.4 Epidemiologia..... 26
1.5 Sintomatologia..... 28
1.6 Terapia di riabilitazione.....32
2. Anatomia della mano umana.....33
2.1 Introduzione..... 33
2.2 Struttura della mano..... 33
2.3 Le ultime quattro dita.....36
2.3.1 Le articolazioni metacarpo falangee..... 36
2.3.2 Le articolazioni interfalangee.....39
2.3.3 I tendini..... 41
2.4 Il pollice.....43
2.4.1 I gradi di libertà.....43
2.4.2 L' articolazione trapezio-metacarpica.....45
2.4.3 L' articolazione metacarpo-falangea.....48
2.4.4 L' articolazione inter-falangea.....50
2.5 Il processo di controllo.....51
3. Riabilitazione - Stato dell'arte.....53
3.1 Introduzione..... 53
3.2 Riabilitazione motoria.....54
3.2.1 Passiva.....54
3.2.2 Attiva..... 57
3.3 Riabilitazione cognitiva.....58
3.4 La terapia domiciliare.....60
4. Cinematica.....61
4.1 Dalla mano umana al modello semplificato.....61
4.2 Scelte progettuali.....62
4.2.1 Azionamento e costi..... 63

4.2.2 Scelta meccanismo e distribuzione delle forze..... 63
4.2.3 Interferenze e vestibilità..... 65
4.3 Traiettoria delle dita..... 67
4.4 Schema cinematico delle dita..... 69
4.4.1 Ottimizzazione..... 69
4.4.2 Schemi cinematici..... 72
4.4.3 Risultati..... 77
4.5 Modello CAD..... 79
4.5.1 Pollice..... 80
4.5.2 Le ultime quattro dita..... 82
4.5.3 Link esoscheletro..... 84
4.5.4 Carrello..... 89
5. Il prototipo..... 91
5.1 Realizzazione..... 91
5.1.1 Stampa 3D..... 91
5.1.2 Montaggio..... 95
5.2 Attuazione..... 97
5.3 Controllo..... 103
6. Ambiente virtuale..... 115
6.1 La motivazione alla riabilitazione..... 115
6.2 Leap Motion Controller..... 115
6.3 L'applicazione..... 118
6.3.1 L'architettura..... 118
6.3.2 Area di prova..... 119
6.3.3 Esercizi..... 121
6.3.4 Pioggia di meteoriti..... 123
7. Analisi sperimentale..... 129
7.1 Introduzione..... 129
7.2 Protocollo dei test..... 129
7.3 Esecuzione..... 131
7.3.1 Test esoscheletro..... 131
7.3.2 Test applicazione virtuale..... 132
7.3.3 Test complessivo..... 134
7.4 Risultati..... 134
Conclusioni e sviluppi futuri..... 139
Bibliografia..... 143
Sitografia..... 147
Software utilizzati..... 149
Appendice A - Listato dell'algoritmo di controllo..... 151

Indice delle figure

Figura 1.1 - Faccia interna di un emisfero cerebrale coi suoi sistemi arteriosi [2]....22
Figura 1.2 - La figura mostra i due sistemi arteriosi che irrorano l'encefalo comunicano attraverso numerose diramazioni. Si può notare il poligono di Willis situato alla base encefalica [2]....23
Figura 1.3 - La figura mostra come un ictus ischemico può verificarsi nel cervello [I]....24
Figura 1.4 - La figura mostra come un ictus emorragico può verificarsi nel cervello [I]....25
Figura 1.5 - L'incidenza di morti dovute alle malattie cardiovascolari (CVD) nel mondo nel 2002 [II]....26
Figura 1.6 - Il grafico mostra che soltanto un quinto dei casi di ictus si verifica prima dei sessantacinque anni. Si osserva inoltre, come a partire dai 45 anni la frequenza salga molto più rapidamente [II]....27
Figura 1.7 - Schema di un emiplegia. Poiché le fibre nervose motrici si incrociano a livello del tronco encefalico, la lesione di un emisfero cerebrale si manifesta nella metà opposta del corpo [III]....29
Figura 1.8 - Percentuali delle conseguenze di un AVC [1]....31
Figura 2.1 - Architettura della mano [4]....34
Figura 2.2 - Assi delle dita [4]....36
Figura 2.3 - Articolazioni metacarpo falangee [4]....37
Figura 2.4 - Ampiezza movimenti articolazioni metacarpo-falangee [4]....39
Figura 2.5 - Schema delle articolazioni interfalangee [4]....39
Figura 2.6 - Ampiezze dei movimenti delle articolazioni interfalangee [4]....40
Figura 2.7 - Tendini della mano (a) e la loro struttura (b) [4]....41
Figura 2.8 - Incrocio dei tendini delle dita [4]....42
Figura 2.9 - Schema tendini flessore ed estensore [4]....43
Figura 2.10 - Struttura osteo-articolare e gradi di libertà del pollice [4]....44
Figura 2.11 - Geometria dell'opposizione del pollice [4]....45
Figura 2.12 - Struttura dell'articolazione trapezio metacarpica [4]....45
Figura 2.13 - Schema del giunto trapezio-metacarpico [4]....46
Figura 2.14 - Paragone col giunto di cardano [4]....46
Figura 2.15 - Movimenti dell'articolazione trapezio-metacarpica [4]....47

Figura 2.16 - Ampiezza movimenti dell'articolazione trapezio-metacarpica [4] 48
Figura 2.17 - Struttura dell'articolazione metacarpo-falangea [4]....49
Figura 2.18 - Rotazioni dell'articolazione metacarpo-falangea [4]....49
Figura 2.19 - Ampiezze movimenti della MF [4]....50
Figura 2.20 - Movimenti articolazione inter-falangea [4]....51
Figura 2.21 - Sezione trasversale del midollo spinale a livello cervicale che illustra in blu i tratti ascendenti sensitivi (a) e in rosa i tratti motori discendenti (b) [IV]....51
Figura 2.22 - Aree motorie e sensoriali del cervello [IV]....52
Figura 3.1 - CAD del prototipo AFX Hand, con ingrandimento di un giunto [10]....55
Figura 3.2 - Schema del prototipo HandSOME [11]....55
Figura 3.3 - Studio di attuazione pneumatica [12]....56
Figura 3.4 - Prototipo di ExoGlove (a) con schema dell'attuatore (b) [13]....56
Figura 3.5 - Prototipo dell'Università di Berlino[14]....57
Figura 3.6 - Prototipo esoscheletro della Gifu University [10]....58
Figura 3.7 - Gloreha [V]....59
Figura 3.8 - Amadeo della Tyromotion Inc. [VI]....59
Figura 4.1 - Schema ossa (a) [VII] e modello articolazioni (b) [18] della mano....61
Figura 4.2 - Schema cinematico semplificato ottenuto....62
Figura 4.3 - Schema di azionamento diretto mediante cavi [19]....63
Figura 4.4 - Simulazione di chiusura di un meccanismo sotto attuato [18]....64
Figura 4.5 - Interferenza meccanica dovuta ad assi di rotazione non coincidenti [20]....65
Figura 4.6 - Meccanismo necessario per evitare le interferenze [20]....66
Figura 4.7 - Aspetto del prototipo Master Hand [20]....66
Figura 4.8 - Traiettoria percorsa dalla punta dell'indice durante diversi test di presa [21]....67
Figura 4.9 - Spirale logaritmica generata dalle distanze tra due giunti successivi [22]....68
Figura 4.10 - Antropometria della mano [24] in riferimento alla Tabella 2....71
Figura 4.11 - Meccanismo del pollice aperto (a) e flesso (b)....72
Figura 4.12 - Meccanismo dell'indice aperto (a) e flesso (b)....73
Figura 4.13 - Meccanismo del medio aperto (a) e flesso (b)....74
Figura 4.14 - Meccanismo dell'anulare aperto (a) e flesso (b)....75
Figura 4.15 - Meccanismo del mignolo aperto (a) e flesso (b)....76
Figura 4.16 - Grafico della traslazione del carrello nel tempo....77
Figura 4.17 - Andamento della punta dell'indice in istanti successivi....78
Figura 4.18 - Traiettoria dell'indice in coordinate polari e confronto con il tratto di spirale logaritmica approssimante....79
Figura 4.19 - Vista laterale del pollice completamente aperto....80
Figura 4.20 - Vista laterale del pollice completamente flesso....80
Figura 4.21 - Vista isometrica del pollice completamente aperto....81
Figura 4.22 - Vista laterale dell'indice completamente aperto....82
Figura 4.23 - Vista laterale indice completamente flesso....82
Figura 4.24 - Vista isometrica indice completamente aperto....83

Figura 4.25 - Vista isometrica indice completamente flesso..... 83
Figura 4.26 - Vista 3D esplosa dell'indice.....84
Figura 4.27 - Vista frontale, da destra, isometrica e sezione del link 1..... 85
Figura 4.28 - Vista frontale, da destra e isometrica del link 2..... 86
Figura 4.29 -Vista frontale, da destra e isometrica del link 3..... 86
Figura 4.30 -Vista frontale, da destra, dall'alto e isometrica del link 4.....87
Figura 4.31 - Vista frontale, da destra, dall'alto e isometrica del link 5.....87
Figura 4.32 - Vista frontale, da destra, dall'alto e isometrica del link 6.....88
Figura 4.33 - Vista frontale, da destra, dall'alto e isometrica del carrello.....89
Figura 4.34 - Vista frontale, dal basso, in sezione e isometrica della guida del carrello..... 89
Figura 5.1 - Passaggi per ottenere una stampa 3d.....92
Figura 5.2 - Anteprima 3d dei componenti dell'indice, con l'aggiunta del carrello e della sua guida, in Slic3r..... 94
Figura 5.3 - Anteprima della traiettoria dell'utensile al livello *z = 4,10* mm..... 94
Figura 5.4 - Foto dell'esoscheletro (a) con ingrandimento dei collegamenti (b) 96
Figura 5.5 - Foto dell'esoscheletro collegato al tutore della mano dal basso (a) e dall'alto (b).....97
Figura 5.6 - Schema del sistema di azionamento dell'esoscheletro.....98
Figura 5.7 - Interpolazione dell'andamento della forza elastica delle molle.....99
Figura 5.8 - Vista frontale e dall'alto della struttura per l'azionamento.....100
Figura 5.9 - Vista laterale sinistra della struttura per l'azionamento..... 101
Figura 5.10 - Vista in sezione della struttura per l'azionamento..... 101
Figura 5.11 - Vista isometrica con pallinatura dei componenti della struttura per l'azionamento.....102
Figura 5.12 - Foto della struttura realizzata.....102
Figura 5.13 - Diagramma a blocchi del programma principale.....105
Figura 5.14 - Diagramma a blocchi della procedura setup..... 105
Figura 5.15 - Diagramma a blocchi della procedura loop..... 106
Figura 5.16 - Diagramma a blocchi della procedura coutdown.....107
Figura 5.17 - Diagramma a blocchi della procedura screen..... 107
Figura 5.18 - Diagramma a blocchi della procedura twoFingers.....108
Figura 5.19 - Diagramma a blocchi della procedura sensors.....108
Figura 5.20 - Schema del circuito realizzato con Fritzing [S7]..... 109
Figura 5.21 - Foto del guanto di controllo con i sensori di flessione.....110
Figura 5.22 - Prove svolte sul sensore 1..... 111
Figura 5.23 - Andamento lineare del sensore 1.....112
Figura 5.24 - Deviazione standard delle misure del sensore 1.....112
Figura 5.25 - Medie delle misure dei cinque sensori..... 113
Figura 5.26 - Deviazione standard dei cinque sensori..... 113
Figura 5.27 - Foto del sistema complessivo.....114
Figura 6.1 - Campo di vista del Leap Motion Controller [XX]..... 116
Figura 6.2 - Sistema di coordinate adottato dal LMC [XXI]..... 116
Figura 6.3 - Modelli della mano (a) e delle dita (b) calcolati dal LMC [XXI].... 117
Figura 6.4 - Struttura dell'applicazione riabilitativa.....118
Figura 6.5 - Menu principale dell'applicazione..... 119
Figura 6.6 - Schermata iniziale della scena "Area di prova"..... 119

Figura 6.7 - Esempio di interazione con il fiore nella scena “Area di prova”..... 120
Figura 6.8 - Esempio di interazione con i cubi nella scena “Area di prova”..... 121
Figura 6.9 - Scena “Esercizi”..... 122
Figura 6.10 - Videata della scena “2 dita insieme” di “Esercizi”..... 123
Figura 6.11 - Istruzioni per l’exergame “Pioggia di meteoriti”..... 124
Figura 6.12 - Schermata iniziale di “Pioggia di meteoriti”..... 125
Figura 6.13 - Laser automatici per colpire il bersaglio..... 126
Figura 6.14 - Sistema di particelle che simula il fumo che fuoriesce dalle armi scariche..... 127
Figura 6.15 - Schermata di pausa..... 127
Figura 6.16 - Schermata di conclusione del gioco quando si supera il livello..... 128
Figura 6.17 - Schermata di fine del gioco quando l’utente non raggiunge il punteggio prestabilito..... 128
Figura 7.1 - Foto dei test dell’esoscheletro..... 131
Figura 7.2 - Foto di prima (a) e dopo l’adozione degli appoggi (b)..... 132
Figura 7.3 - Foto del test dell’ambiente virtuale..... 133
Figura 7.4 - Risultati del questionario per il primo test..... 134
Figura 7.5 - Risultati del questionario per il secondo test..... 135
Figura 7.6 - Risultati del questionario per il test complessivo e sulle impressioni globali..... 136
Figura 7.7 - Durate medie dei tre test in minuti..... 137

Indice delle tabelle

Tabella 1 - Lunghezze falangi adottate..... 70
Tabella 2 - Antropometria della mano umana [24]..... 71
Tabella 3 - Angoli massimi e minimi tra gli elementi cinematici..... 77
Tabella 4 - Range of Motion delle dita.....78
Tabella 5 - Distinta componenti pollice..... 81
Tabella 6 - Distinta componenti indice..... 84
Tabella 7 - Quote variabili tra gli stessi link di diverse dita.....88
Tabella 8 - Parametri principali adottati per la stampa 3d.....93
Tabella 9 - Riepilogo costi e tempi di stampa..... 95
Tabella 10 - Specifiche generali dei servomotori utilizzati [XII].....97
Tabella 11 - Dati dei partecipanti ai test.....130

Ringraziamenti

Desidero ringraziare innanzitutto il mio relatore, il Professor Mario Covarrubias per la sua grande disponibilità e per aver creduto in me e nei miei progetti. Ringrazio inoltre il Dottor Franco Molteni e l'Ingegner Mauro Rossini, del Centro di Riabilitazione "Villa Beretta", per il loro aiuto nel farmi comprendere i bisogni dei pazienti e per l'entusiasmo che hanno manifestato verso il mio lavoro, dimostrandomi quanto sia importante la ricerca sulla riabilitazione.

Vorrei ringraziare anche l'Ingegner Francesco Rosa per i suoi utili consigli e il suo prezioso contributo durante il processo di stampa 3D..

Infine, ma non per questo meno importante, un grazie enorme va alla mia famiglia e, in particolare, a mio papà per il suo enorme supporto e costante incoraggiamento durante tutto il periodo di tesi (e non solo!).

Sommario

L'ictus è una grave patologia che colpisce circa 15 milioni di persone al mondo ogni anno, di cui 5 milioni presentano una disabilità permanente. Questo lo pone tra le principali cause di invalidità, con un'incidenza sempre maggiore a partire dai 45 anni.

Il desiderio principale delle persone colpite è quello di riottenere la capacità motoria della mano per compiere le azioni di vita quotidiana.

La riabilitazione svolge un ruolo fondamentale in questo processo. Tuttavia è emerso che la maggior parte dei dispositivi è utilizzabile solo in centri specializzati ed è di tipo passivo, comportando lunghi tempi e costi elevati.

Partendo da questi presupposti e considerando l'importanza di proseguire la terapia anche a domicilio, si è realizzato un esoscheletro indossabile per la mano, di dimensioni ridotte, con un costo contenuto che permette di eseguire i movimenti di flesso-estensione delle dita. Inoltre è controllabile dal paziente stesso, affetto da emiplegia, con la mano sana, associando alla componente muscolare quella neuro-cognitiva e permettendo di accelerare il recupero.

Per essere efficace, la terapia va eseguita con costanza, ma molti pazienti la svolgono in modo irregolare a causa della monotonia degli esercizi.

Per impedire che questo accada, è stata realizzata un'applicazione di realtà virtuale con tre scene. La prima è dedicata all'apprendimento interattivo del suo funzionamento, la seconda all'esecuzione degli esercizi di base sfruttando i neuroni specchio e la terza è un exergame che abbina alla riabilitazione anche una componente ludica e motivazionale. In questo modo sarà il paziente stesso a voler svolgere gli esercizi migliorando i propri risultati nell'applicazione e le sue condizioni di salute nella realtà.

Il sistema è stato valutato sperimentalmente da un gruppo di persone e mostrato al centro riabilitativo di Villa Beretta. In entrambi i casi ha ricevuto un elevato indice di gradimento e l'analisi sperimentale ha mostrato un notevole incremento del tempo dedicato agli esercizi.

Abstract

Stroke is a serious disease that affects approximately 15 million people worldwide every year, of which 5 million have a permanent disability. This puts it among the leading causes of disability, with an increasing incidence from 45 years.

The main desire of the affected people is to regain the hand's motor skills to perform daily living activities.

Rehabilitation plays a vital role in this process. However, it was found that most of the devices can only be used in specialized centers and is of the passive type, which implies long times and high costs.

On this basis, and considering the importance of continuing therapy even at home, it has created a small, low cost, wearable exoskeleton for hand that allows performing the flexion and extension movements of fingers. It is also controllable from the same patient, suffering from hemiplegia, with his good hand, combining the muscular component with the neuro-cognitive one and allowing you to speed up recovery.

To be effective, the therapy must be done consistently, but many patients the irregularly held because of the monotony of the exercises.

To prevent this, a virtual reality application with three scenes was made. The first is dedicated to the interactive learning of its operation, the second on the execution of the basic exercises using mirror neurons and the third is a exergame that combines rehabilitation with a playful and motivational component. This will ensure that the patient wants to do exercises to improve his results in the application and his health in real life.

The system was experimentally evaluated by a group of people and shown to the

Villa Beretta rehabilitation center. In both cases it received a high rating and the experimental analysis has shown a considerable increase of the time devoted to the exercises.

Introduzione

La presente tesi di laurea magistrale riguarda lo sviluppo di un prototipo di esoscheletro per la riabilitazione della mano associato a un'applicazione di realtà virtuale per le persone colpite da ictus.

L'ictus è una grave condizione patologica che si manifesta a seguito del mancato afflusso di sangue a un area del cervello. Esso rappresenta la terza causa di morte al mondo dopo l'infarto del miocardio e il cancro e una delle principali cause di disabilità delle persone adulte. Annualmente, 15 milioni di persone al mondo soffrono di ictus. Di queste 5 milioni muoiono e altre 5 milioni presentano una disabilità permanente. Si stima, inoltre, che il DALY (Disability Adjusted Life Years, ossia la misura dell'impatto sulla salute di una malattia, espressa in anni persi a causa di disabilità o morte prematura dovuti alla malattia) a livello mondiale salirà da circa 38 milioni nel 1990 a 61 milioni nel 2020 [II].

Uno dei sintomi più comuni, che si presenta in oltre il 70% dei casi, è l'emiplegia, ossia l'impossibilità di eseguire movimenti volontari della metà del corpo controllata dall'emisfero cerebrale colpito [1].

La riabilitazione svolge un ruolo fondamentale nel processo di recupero. Studi dimostrano che il desiderio principale dei pazienti colpiti da ictus è quello di poter riottenere la capacità motoria della mano [5], parte più frequentemente colpita del cervello [6], per compiere le azioni quotidiane.

Tuttavia i metodi passivi adottati solitamente dai fisioterapisti, in cui l'arto del paziente viene movimentato senza alcuna interazione da parte sua, richiedono tempi lunghi [7]. L'adozione di un esoscheletro attivo, dove il paziente partecipa attivamente, permette di ridurre notevolmente i tempi e i costi del trattamento riabilitativo [8], considerando che la terapia stimola maggiormente le funzioni

cognitive alterate, non limitandosi alla sola componente muscolare.
In questa tesi si vuole compiere un ulteriore passo avanti, permettendo al paziente di controllare, indossando un guanto dotato di sensori sulla mano sana, il movimento di quella danneggiata, che calza l'esoscheletro.
Tuttavia, il problema principale che si riscontra nel processo riabilitativo è che le persone spesso perdono interesse a causa della monotonia degli esercizi che vengono loro proposti. Come conseguenza, tendono a svolgerli in maniera irregolare o, nel peggiore dei casi, a interrompere la terapia. Per limitare questa situazione si è deciso di associare all'esoscheletro un'applicazione di realtà virtuale in cui, grazie all'uso del Leap Motion Controller, il paziente esegue gli esercizi riabilitativi in modo più coinvolgente.
Inoltre si vuole che il prototipo possa essere destinato non soltanto all'uso in centri riabilitativi specializzati, ma anche nelle case dei pazienti in modo che possano proseguire la terapia in un ambiente a loro familiare, col sostegno delle persone care, con maggiore autonomia e senza essere costretti a continui spostamenti.
Per ottenere questo risultato è necessario che il prototipo abbia un costo e una dimensione contenuti e che il suo utilizzo sia di facile comprensione. Inoltre si è deciso di scorporare il controllo dell'esoscheletro con l'uso del computer, per non precludere la terapia motoria a chi non ne fosse in possesso.
Il documento è organizzato nel modo seguente.
Il Capitolo 1 definisce le due principali tipologie di ictus, ischemico ed emorragico, la sua epidemiologia e la sua sintomatologia, permettendo di comprendere quali sono le caratteristiche di questa grave patologia e quindi le necessità delle persone che ne sono colpite.
Il Capitolo 2 riporta un'analisi della struttura della mano che costituisce il punto di partenza della progettazione dell'esoscheletro, focalizzandosi particolarmente sulla cinematica e sui gradi di libertà delle diverse articolazioni.
Il Capitolo 3 è una panoramica dello stato dell'arte degli esoscheletri progettati per la riabilitazione della mano.
Il Capitolo 4 è dedicato all'analisi e alla progettazione del prototipo da un punto di vista cinematico. Ogni dito è parte di un meccanismo a un grado di libertà che

permette, accoppiando i movimenti delle falangi, di ottenere una traiettoria molto simile a quella che si avrebbe durante la flesso-estensione delle dita di una persona sana. Infine si riporta il modello CAD progettato.

Il Capitolo 5 tratta della realizzazione del prototipo fisico dell'esoscheletro con la stampa 3D, del sistema di azionamento e di controllo utilizzati.

Il Capitolo 6 descrive l'applicazione di realtà virtuale creata, costituita da tre scene principali in cui il paziente può imparare ad utilizzare il Leap Motion Controller, svolgere tre esercizi di base (presa di precisione, di forza e opposizione del pollice con le altre dita) e svolgere la riabilitazione divertendosi con l'uso di un *exergame* (exercise game).

Il Capitolo 7, infine, riporta i risultati di un'analisi sperimentale svolta per valutare l'efficacia globale del sistema.

1. *Accidenti vascolari cerebrali*

1.1 Definizione

"Con il termine di accidenti vascolari celebrali, abbreviato AVC, si indica una serie di condizioni patologiche dell'encefalo caratterizzate da insufficiente apporto di sangue a tutto il cervello o ad una sua parte" [1].
Le manifestazioni degli AVC possono prendere diversi nomi, tra cui: ictus, colpo apoplettico o attacco cerebrale.

1.2 Anatomia dell'encefalo

Una vasta e complessa rete di vasi irrora costantemente l'encefalo per fornire un apporto sanguigno adeguato a tutte le formazioni nervose situate nel cranio.
L'apporto di sangue è indispensabile affinché le cellule nervose possano disporre di ossigeno e sostanze nutritizie sufficienti per mantenersi attive e svolgere le loro funzioni. A differenza di altri tessuti, il tessuto nervoso non dispone di riserve d'ossigeno o di sostanze nutritizie e perciò viene rapidamente alterato quando l'apporto di sangue è insufficiente.
Il sangue affluisce all'encefalo attraverso due sistemi arteriosi: il sistema carotideo e il sistema vertebro-basilare. I due sistemi sono collegati tra loro, così che, a fronte di un difetto d'irrorazione localizzato in uno di essi, la circolazione nella zona colpita può essere, in molti casi, rapidamente ristabilita grazie a compensazione con l'altro sistema.

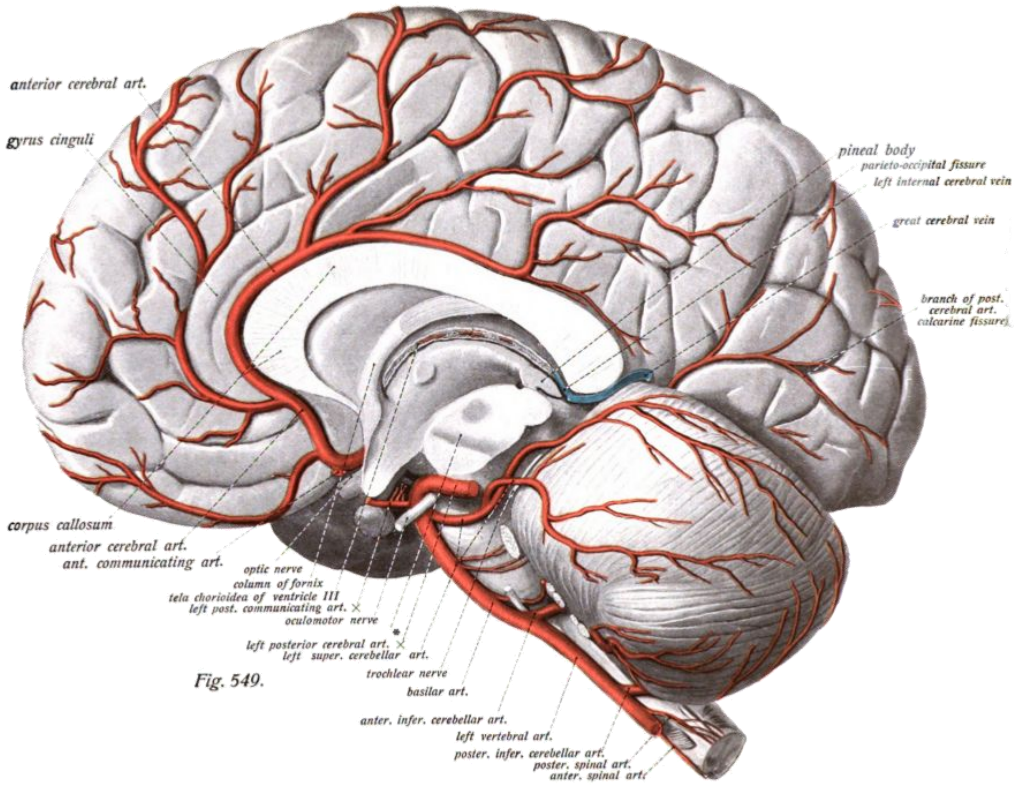


Figura 1.1 - Faccia interna di un emisfero cerebrale coi suoi sistemi arteriosi [2].

I due sistemi arteriosi non sono indipendenti, ma sono anastomizzati in diversi punti a livello dei rami collaterali che irrorano gli emisferi celebrali. Alla base del cervello, le diverse arterie formano il cosiddetto poligono di Willis, in cui mediante le arterie comunicanti anteriori si stabilisce una comunicazione fra le arterie anteriori dei due lati, e attraverso le arterie comunicanti posteriori un collegamento con vasi del sistema carotideo con le arterie celebrali posteriori. In condizioni normali, queste non danno passaggio al sangue in quanto il sistema carotideo e quello vertero-basilare sono sufficienti per mantenere una circolazione adeguata. Comunque, se per qualsiasi motivo uno dei due sistemi è insufficiente, a causa per esempio dell'ostruzione di un vaso sanguigno importante, le arterie comunicanti sono in grado di trasportare il sangue dal sistema che è indenne verso quello insufficiente. Dalla rapidità e dall'efficacia con cui viene ristabilita la circolazione dipende la gran parte la gravità dell'AVC.

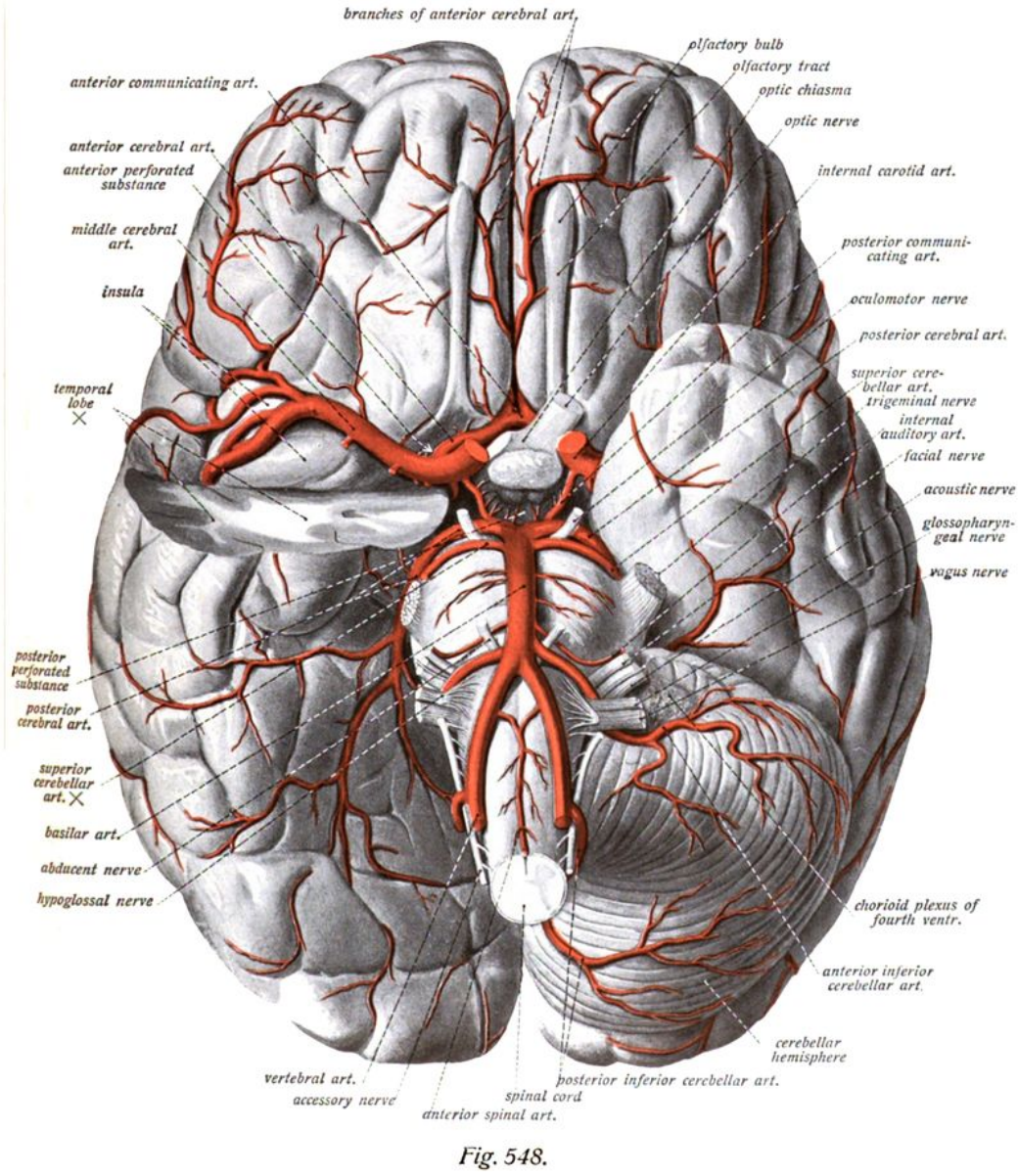


Figura 1.2 - La figura mostra i due sistemi arteriosi che irrorano l'encefalo comunicano attraverso numerose diramazioni. Si può notare il poligono di Willis situato alla base encefalica [2].

1.3 Tipologie di ictus

Tra i diversi tipi di alterazioni circolatorie che possono produrre un AVC, due sono le cause più: l'ostruzione di un'arteria, che interrompe l'apporto di sangue alla parte dell'encefalo da essa irrorato producendo un'ischemia, e la rottura di un'arteria; questa provoca un'emorragia che lede il tessuto nervoso con l'accumulo di sangue che comprime le formazioni nervose vicine alla zona lesa.

L'ostruzione di un vaso sanguigno può prodursi con due meccanismi diversi. Il meccanismo più comune è quello della trombosi, che consiste nella formazione all'interno di un vaso sanguigno di un coagulo che ostruisce il passaggio del sangue (Figura 1.3).

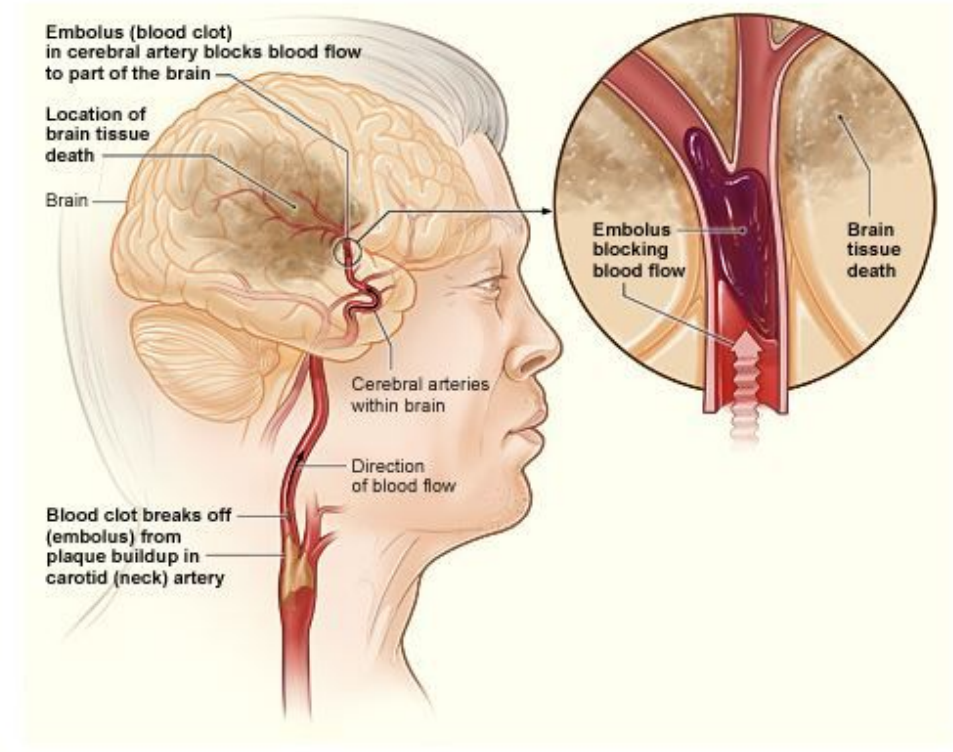


Figura 1.3 - La figura mostra come un ictus ischemico può verificarsi nel cervello [I].

Abitualmente l'alterazione si forma a livello di un incurvamento o di una biforcazione del vaso, dove l'impatto del sangue contro le pareti produce piccole lesioni. Su queste minime lesioni si depositano alcune sostanze che circolano nel sangue, quali colesterolo o il calcio, formando placche ateromatose.

In queste condizioni è possibile che si scateni il processo di coagulazione sanguigna: si forma un coagulo, cioè un trombo che aderisce alla parete vascolare. Il trombo può provocare l'occlusione dell'arteria e privare quindi una parte del cervello del normale apporto di sangue. Le cellule di queste aree, perciò, non ricevendo più ossigeno e sostanze nutritizie, risultano alterate nella loro funzione: ne consegue un AVC.

Un altro meccanismo che può provocare alterazioni del circolo celebrale è dato

dall'embolia, che consiste nell'occlusione improvvisa di un'arteria celebrale perché al suo interno si incunea un coagulo sanguigno distaccatosi da un altro vaso dell'organismo. Nella maggior parte delle embolie cerebrali il coagulo proviene dal cuore.

Il coagulo libero, chiamato embolo, arriva all'encefalo attraverso l'arteria carotide interna, passa a un vaso di calibro inferiore dove si incastra, ostacolando il passaggio del sangue e provocando un AVC.

L'altro tipo di disturbo della circolazione cerebrale è costituito dalla emorragia cerebrale che consiste nella rottura di uno dei vasi sanguigni che irrorano l'encefalo, con la conseguente fuoriuscita di sangue che invade il tessuto nervoso (Figura 1.4). Nella maggior parte dei casi le emorragie sono dovute a ipertensione arteriosa, cioè a una pressione arteriosa superiore alla norma.

L'emorragia cerebrale può anche essere dovuta alla rottura di un aneurisma, cioè una dilatazione anomala di un'arteria cerebrale. Gli aneurismi hanno pareti molto sottili e possono rompersi facilmente a seguito di un aumento improvviso della pressione nelle arterie cerebrali. A volte l'accumulo di sangue è così importante che tutte le funzioni dell'encefalo risultano compromesse. Le emorragie cerebrali, perciò, provocano comunemente AVC più gravi.

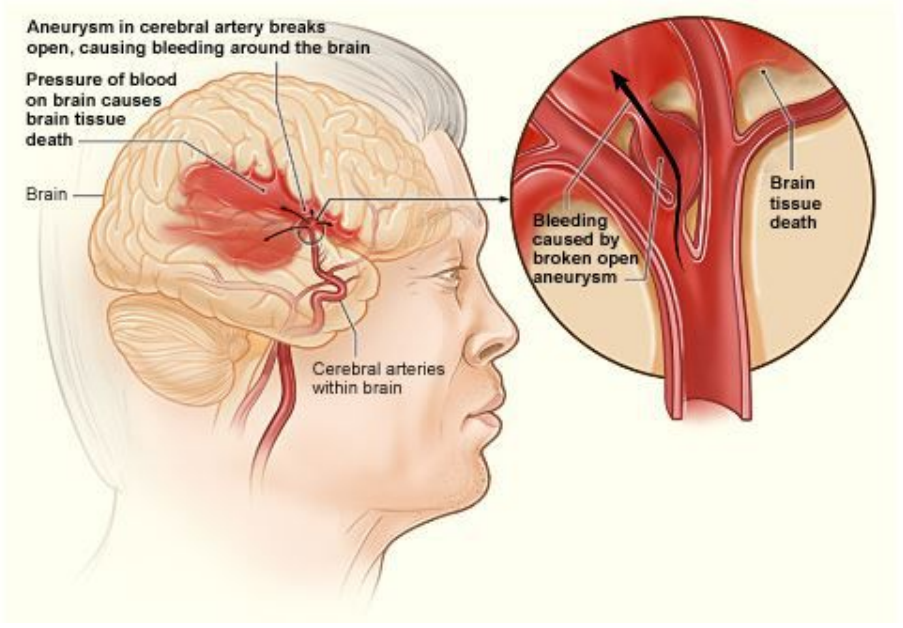


Figura 1.4 - La figura mostra come un ictus emorragico può verificarsi nel cervello [I].

Se l'apporto sanguigno risulta interrotto anche per soli dieci secondi, comincia ad alterarsi la normale funzione dei neuroni; dopo venti secondi, l'attività cessa. Quando l'interruzione dell'apporto sanguigno si prolunga per oltre cinque minuti, le cellule nervose vanno incontro a necrosi e si verifica un infarto cerebrale; in questo caso si sviluppano lesioni neurologiche irreversibili. Se la circolazione viene ristabilita immediatamente, la funzione cerebrale viene recuperata completamente e le alterazioni sono reversibili.

L'AVC di breve durata, in cui le funzioni nervose vengono recuperate del tutto, prende il nome di accidente ischemico transitorio, abbreviato AIT. Gli AIT possono essere dovuti a trombosi o a embolie, in cui i coaguli hanno dimensioni ridotte e si risolvono rapidamente.

1.4 Epidemiologia

L'accidente vascolare cerebrale, specialmente nelle società più evolute, è una malattia frequente. Secondo l'Organizzazione Mondiale della Sanità si stima che ogni anno oltre 71,5 milioni di persone muoiano nel mondo a causa di malattie cardiovascolari (CVD) [II]. L'ictus, in particolare, costituisce la terza causa di morte dopo l'infarto del miocardio e il cancro.

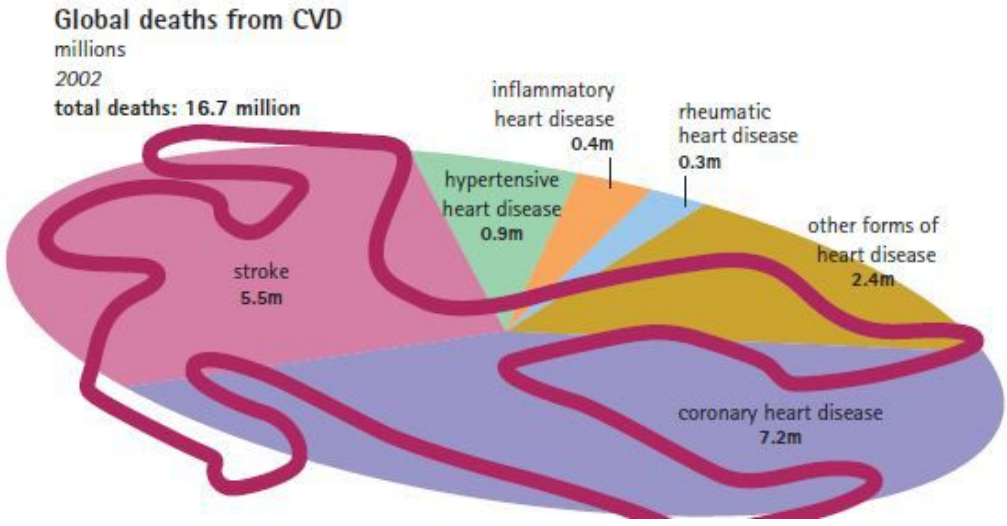


Figura 1.5 - L'incidenza di morti dovute alle malattie cardiovascolari (CVD) nel mondo nel 2002 [II].

L'incidenza di AVC aumenta con l'età. Soltanto un quinto degli AVC si verifica prima dei sessantacinque anni.

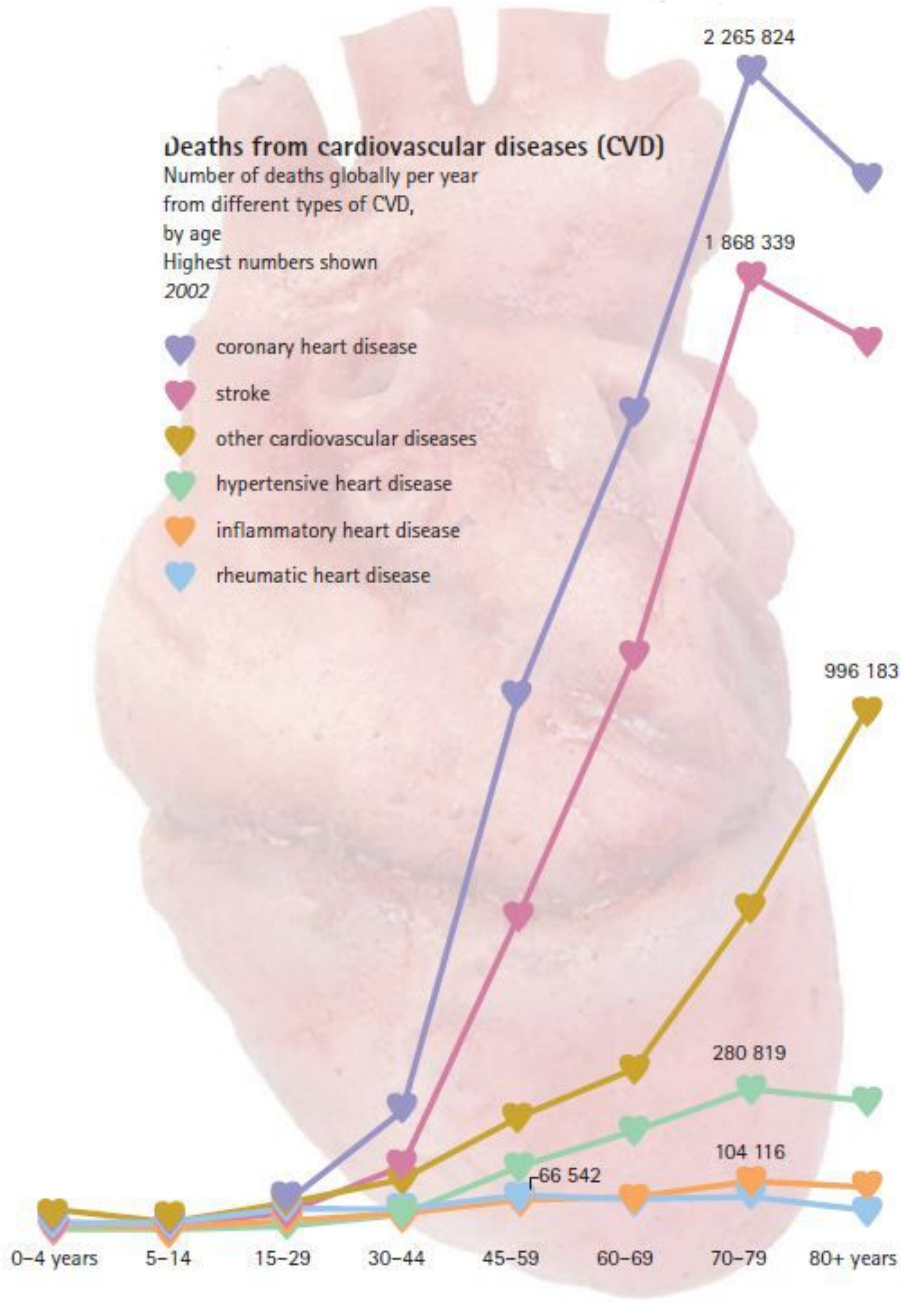


Figura 1.6 - Il grafico mostra che soltanto un quinto dei casi di ictus si verifica prima dei sessantacinque anni. Si osserva inoltre, come a partire dai 45 anni la frequenza salga molto più rapidamente [II].

La trombosi è la causa più frequente di AVC ed è responsabile di oltre la metà dei casi. Essa colpisce soprattutto individui che hanno più di cinquant'anni, in maggior parte maschi.
L'embolia cerebrale è responsabile del 10% dei casi di AVC. Si presenta soprattutto in soggetti colpiti da affezioni cardiache, solitamente più giovani di quelli che vanno incontro a trombosi.
L'emorragia cerebrale è la seconda causa di AVC dopo la trombosi. Solitamente si osserva in adulti giovani, di età inferiore ai quarant'anni.

1.5 Sintomatologia

Le manifestazioni iniziali sono molto varie, e possono includere [I]:

- improvvisa debolezza;
- paralisi (incapacità di muoversi) o intorpidimento del viso, braccia o gambe, soprattutto su un lato del corpo;
- confusione;
- difficoltà a parlare o comprendere il linguaggio;
- difficoltà a vedere da uno o entrambi gli occhi;
- problemi di respirazione;
- vertigini, difficoltà a camminare, perdita di equilibrio o di coordinazione, e inspiegabili cadute;
- perdita di conoscenza;
- cefalea improvvisa e grave.

Tuttavia l'evoluzione dell'AVC presenta molte caratteristiche generali, indipendenti dai meccanismi che la determinano, che sono invece in relazione con l'alterazione funzionale o con il danno di qualche particolare territorio encefalico, poiché differenti zone encefaliche controllano diverse funzioni. Quindi il fattore più importante ai fini dell'evoluzione è il tipo di lesione neurologica finale e non il meccanismo che l'ha causata.
L'accidente ischemico transitorio si produce in modo improvviso e con grande varietà di sintomi a seconda dell'arteria colpita. Come indica il nome, le alterazioni provocate dall'AIT sono transitorie; infatti di solito durano da alcuni

minuti a mezz'ora e comunque non superano mai le ventiquattro ore. Una caratteristica clinica dell'AIT è che, una volta che l'episodio si è concluso, non residua alcuna lesione neurologica permanente in quanto si è verificato soltanto un deficit transitorio senza significative lesioni del tessuto nervoso.
È possibile che gli AIT precedano un AVC importante dovuto a una trombosi o a un'embolia che blocca il flusso sanguigno in modo permanente.
Nelle fasi iniziali, la trombosi causa una leggera difficoltà nell'esecuzione dei movimenti volontari di un lato del corpo, cioè una emiparesi. Gradualmente, la difficoltà si accentua finché si giunge a una paralisi totale di una metà del corpo, cioè a una emiplegia. È comune che la paralisi abbia inizio in un arto e che in seguito essa si estenda alla metà del corpo in totale assenza di dolore.

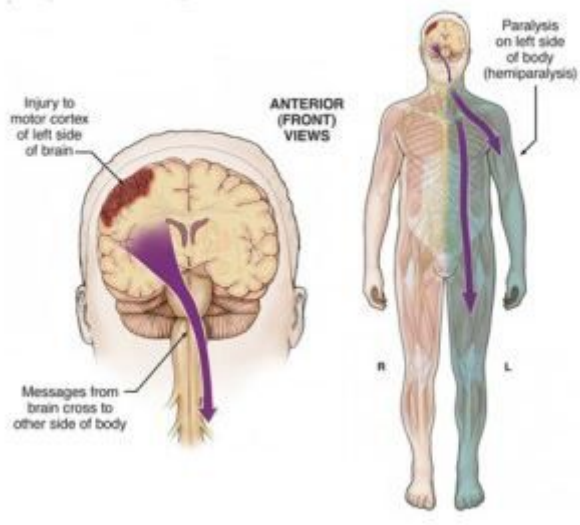


Figura 1.7 - Schema di un emiplegia. Poiché le fibre nervose motrici si incrociano a livello del tronco encefalico, la lesione di un emisfero cerebrale si manifesta nella metà opposta del corpo [III].

L'embolia cerebrale esordisce in modo improvviso. È comune che il paziente presenti una perdita di coscienza che dura alcuni minuti o alcune ore. È possibile che il circolo collaterale ristabilisca l'irrorazione sanguigna della zona colpita, ama è frequente il perdurare di qualche alterazione temporanea o definitiva, a seconda della regione interessata. Abitualmente, con la ripresa della coscienza si

manifesta un'emiplegia e, spesso, si riscontrano alterazioni del linguaggio.
L'emorragia cerebrale di solito si manifesta in modo improvviso in un soggetto sano; solitamente compare durante lo svolgimento di un'attività fisica intensa, o una situazione di tensione emotiva, durante la quale si verifica un aumento della pressione arteriosa cerebrale, che provoca la rottura di un vaso che era già fragile a causa di lesioni aterosclerotiche.
Dopo il primo sintomo consistente in un forte mal di testa, vengono colpite le facoltà mentali; infine si giunge alla perdita di coscienza e l'individuo entra in coma. Se l'emorragia colpisce i centri di controllo delle funzioni vitali si può avere morte immediata, tuttavia la maggior parte dei pazienti riprende conoscenza entro alcuni minuti o alcune ore.
Quando il malato, sopravvissuto alle prime fasi della malattia, riprende coscienza, solitamente manifesta gli stessi sintomi che compaiono negli altri AVC, quali emiplegia e disturbi della sensibilità.
Generalmente risulta colpita soltanto una metà dell'encefalo, soprattutto nelle regioni fornite dall'arteria cerebrale media che irrora i territori nervosi che controllano i movimenti volontari del corpo. Con l'arresto dell'attività dei neuroni colpiti, si interrompe il controllo sulla parte del corpo corrispondente che quindi perde la funzione della motilità volontaria. Poiché le fibre che trasmettono gli impulsi nervosi volontari si incrociano nel tronco encefalico, la lesione di un emisfero cerebrale provoca una paralisi che si manifesta nella metà opposta del corpo: l'AVC dell'emisfero cerebrale sinistro causa un'alterazione nella metà destra del corpo e viceversa. Si manifesta perciò un'emiplegia, cioè una impossibilità a eseguire movimenti volontari in una metà del corpo; questo disturbo si presenta in oltre il 70% dei casi di AVC.
Si produce allora una paralisi più o meno grave degli arti e risultano colpiti anche i muscoli di una metà della faccia. Durante la fase acuta dell'attacco i muscoli interessati risultano flaccidi, quegli degli arti perdono il loro tono e la bocca devia verso il lato non colpito. Dopo alcuni giorni o alcune settimane, il deficit muscolare evolve; infatti, alcune fibre nervose temporaneamente alterate recuperano la loro funzione e la paralisi si stabilizza soltanto nei gruppi muscolari alterati. L'arto superiore è solitamente più colpito di quello inferiore.

Contemporaneamente, i muscoli perdono il loro stato di flaccidità e tornano a farsi tesi e spastici. I movimenti non risultano alterati in egual misura: anche se non si può estendere o alzare il braccio, è possibile ruotarlo o chiudere le dita della mano. La posizione dell'arto superiore colpito è solitamente caratteristica: viene mantenuto vicino al corpo, l'avambraccio risulta rigido e flesso e le dita della mano sono contratte in flessione.

Il recupero ha luogo progressivamente nel corso di alcuni mesi e la maggior parte dei malati può raggiungere un discreto livello di autonomia. Il recupero completo,tuttavia, non è frequente.

Oltre all'area motrice della corteccia cerebrale, possono venire lese altre parti dell'encefalo, con le conseguenti alterazioni che possono accompagnare l'emiplegia o, in certi casi, produrre manifestazioni predominati. Possono risultare colpite la sensibilità e la visione da un occhio.

Alcune alterazioni sono più frequenti quando l'AVC colpisce l'emisfero cerebrale dominante, cioè quello sinistro nei soggetti che usano la mano destra e l'emisfero destro nei mancini. Alcune funzioni cerebrali superiori vengono controllate da entrambi gli emisferi cerebrali, ma in misura maggiore da quello dominante. Pertanto, può comparire anche un'aprassia, cioè l'impossibilità a eseguire correttamente movimenti volontari coordinati.

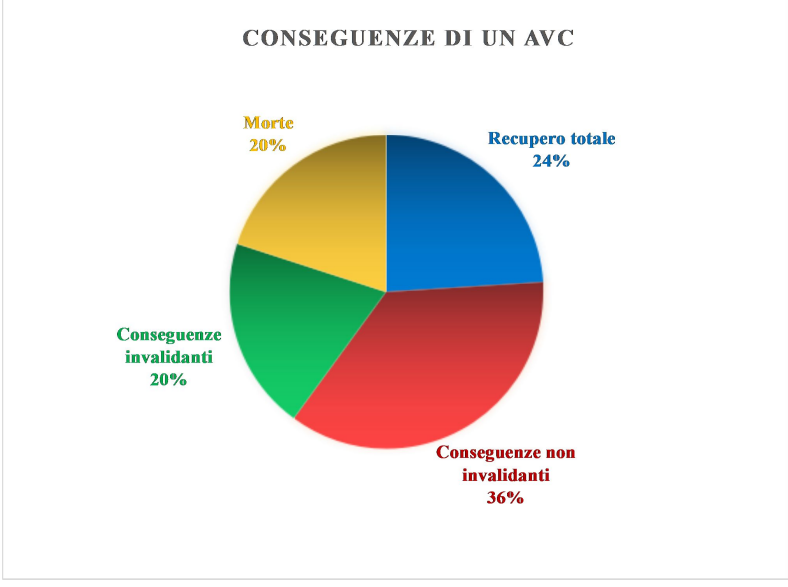


Figura 1.8 - Percentuali delle conseguenze di un AVC [1].

1.6 Terapia di riabilitazione

Una parte fondamentale del programma di trattamento di un AVC è la riabilitazione che consiste nella pratica di esercizi e nell'applicazione di tecniche fisioterapiche per ottenere il massimo rendimento delle regioni nervose che non sono state colpite, affinché esse possano supplire alle funzioni delle aree irreversibilmente distrutte. Prima vengono iniziati gli esercizi e migliori saranno i risultati della riabilitazione. Mentre il malato è a letto, si effettuano già i primi esercizi di fisioterapia, per evitare che si acquisiscano posture anomale in seguito alle contratture muscolari. All'inizio si eseguono esercizi passivi che consistano nella mobilizzazione, effettuata da un'altra persona, delle parti del corpo paralizzate. Progressivamente iniziano gli esercizi attivi in cui è il paziente stesso che, seguendo le indicazioni del fisioterapista, muove secondo le proprie possibilità le parti del corpo colpite.

Tra i malati che sopravvivono, il 30% riesce a riprendersi completamente dopo un trattamento riabilitativo. Nei casi restanti residuano conseguenze più o meno invalidanti, che nel 25% dei casi impedisce di condurre una vita normale.

2. *Anatomia della mano umana*

2.1 Introduzione

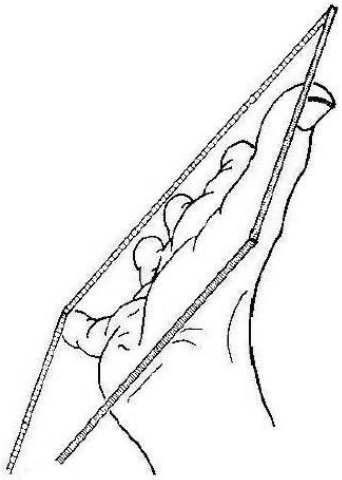
La mano umana è uno strumento estremamente complesso e versatile. Essa è in grado sia di manipolare con delicatezza e precisione un oggetto che di afferrarlo con forza.

L'ampia gamma di movimenti eseguibili dalla mano, in particolare la capacità di opporre il pollice alle altre dita che ci differenzia da tutti gli altri esseri viventi, è resa possibile grazie alla presenza di 27 piccole ossa, mosse da una rete di muscoli scheletrici collegati ad esse mediante tendini. Tuttavia la mano non è solo uno strumento di esecuzione, ma anche un importante organo sensoriale. Infatti senza la presenza dell'elevato numero di ricettori, posti soprattutto sulla punta delle dita, non saremmo in grado di percepire numerose qualità di un oggetto e di interpretare completamente ciò che ci circonda come, per esempio, la rugosità superficiale, la temperatura o la profondità.

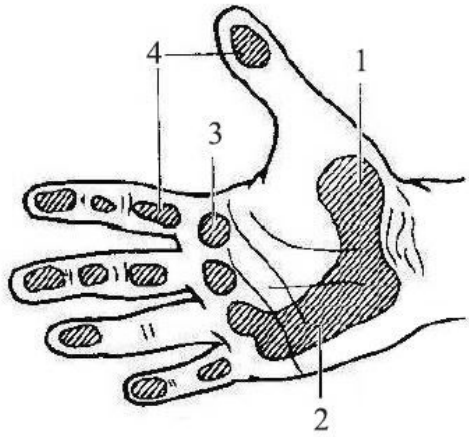
2.2 Struttura della mano

Una caratteristica fondamentale della mano umana e la sua elevata adattabilità nell'eseguire una presa. Infatti il palmo e le dita si adattano alla forma di ciò che si vuole afferrare.

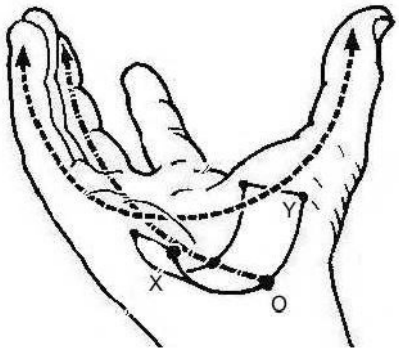
Con una superficie piana, come mostrato in Figura 2.1a e Figura 2.1b, la mano si stende e si appiattisce, entrando in contatto con l'eminenza tenare (1), l'eminenza ipotenare (2), la testa dei metacarpi (3) e la faccia palmare delle falangi (4). Solo la parte infero-esterna del palmo rimane distante.



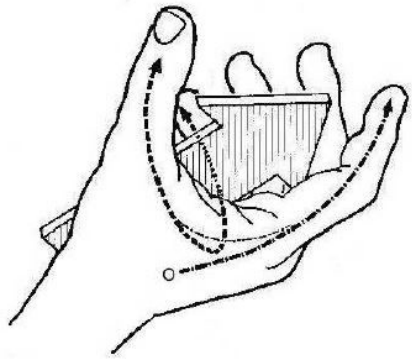
(a)



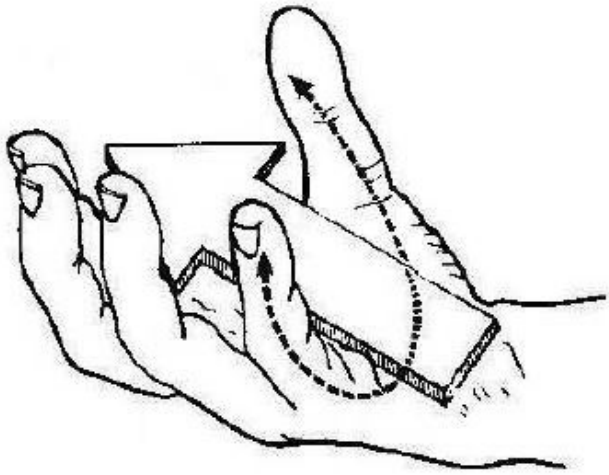
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 2.1 - Architettura della mano [4].

Se si vuole afferrare un oggetto voluminoso, la mano si incurva e compaiono degli archi secondo tre direzioni:

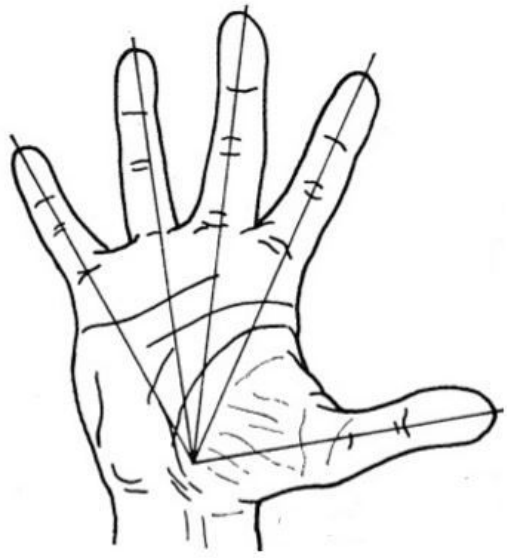
- in senso trasversale (Figura 2.1c): l'arco carpico XOY corrispondente alla concavità del massiccio carpico;
- in senso longitudinale (Figure 2.1c e 2.1d): gli archi carpo-metacarpo-falangei che effettuano una disposizione a raggiera a partire dal massiccio carpico (O) e sono costituiti, per ciascun dito, dal metacarpo e dalle falangi corrispondenti;
- in senso obliquo (Figure 2.1c, 2.1d e 2.1e): gli archi di opposizione al pollice con le altre quattro dita.

Le dita in posizione naturale (Figura 2.2a) si trovano leggermente spostate l'una dall'altra, senza che i loro assi convergano in un unico punto.

Quando si allargano volontariamente le dita (Figura 2.2b), gli assi delle dita convergono verso un punto alla base dell'eminenza tenare.

Quando si chiude il pugno, lasciando estese le articolazioni interfalangee distali (Figura 2.2c), gli assi delle ultime due falangi delle ultime quattro dita e l'asse del pollice convergono in un punto situato nella parte inferiore della doccia del polso. Si nota come l'asse dell'indice risulta longitudinale mentre gli assi delle ultime tre dita sono più obliqui quanto più sono lontani dall'indice.

(a)



(b)

(c)

Figura 2.2 - Assi delle dita [4].

2.3 Le ultime quattro dita

2.3.1 Le articolazioni metacarpo falangee

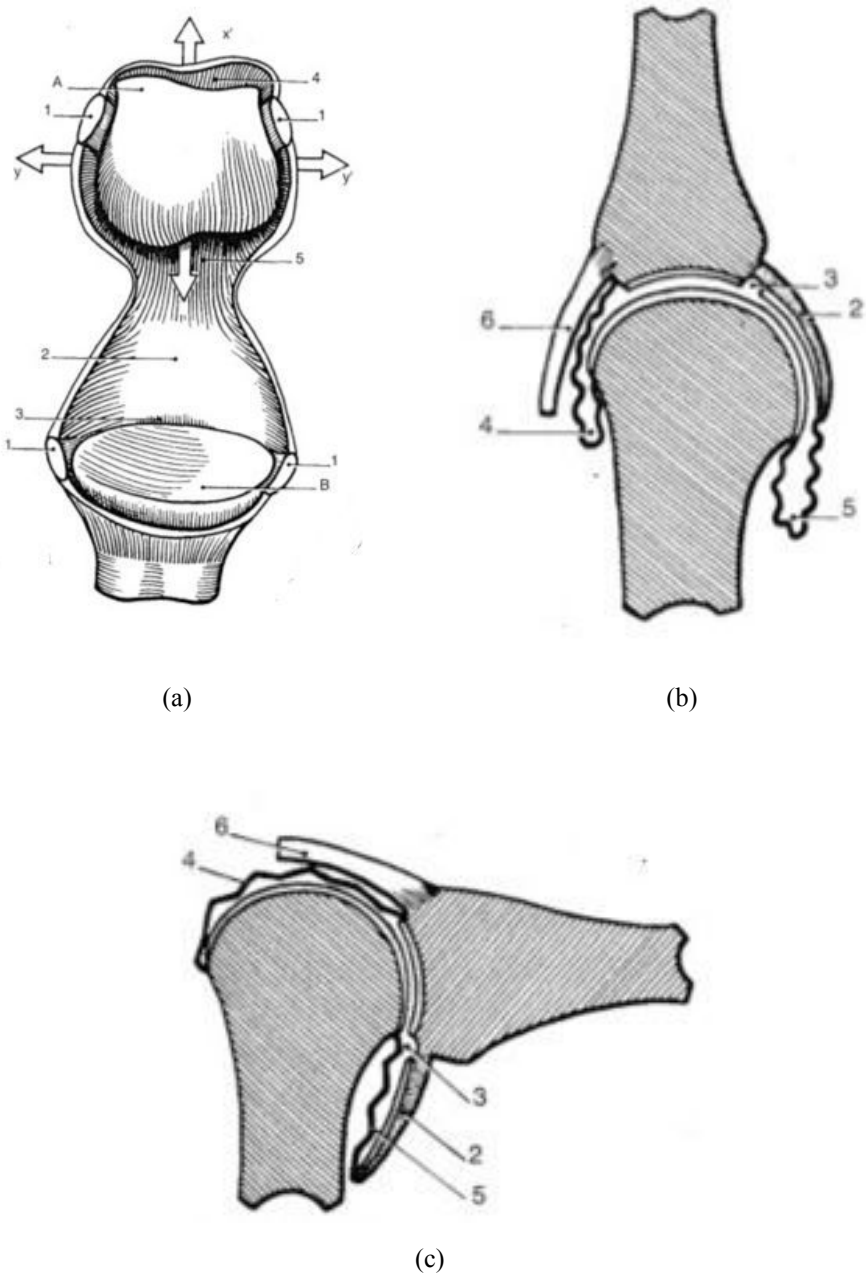
Le articolazioni metacarpo falangee sono di tipo condiloideo, cioè presentano una sporgenza convessa allargata (ovoidale) entro una superficie concava anch'essa allargata, come mostrato in Figura 2.3a.

Queste articolazioni possiedono due gradi di libertà:

- flesso estensione, in un piano sagittale, intorno all'asse $YY^{I;}$
- inclinazione laterale , in un piano frontale, intorno all'asse XX^{I}, antero-posteriore.

La testa del metacarpo possiede una superficie articolare A convessa nei due sensi, più larga ed estesa nella parte anteriore rispetto a quella posteriore.

La base della prima falange è scavata da una superficie (B), concava nei due sensi, di superficie notevolmente inferiore di quella della testa del metacarpo. Essa si prolunga in avanti grazie a una superficie denominata fibrocartilagine glenoidea (Figure 2.3b2 e 2.3c2). Questa piccola linguetta fibrosa inserita al margine anteriore della base falangea con una piccola incisione (3), costituisce una vera e propria cerniera.



(a) (b)

(c)

Figura 2.3 - Articolazioni metacarpo falangee [4].

Durante l'estensione (Figura 2.3b), la faccia profonda cartilaginea della fibrocartilagine si trova a contatto con la testa del metacarpo. Mentre nella flessione (Figura 2.3c), la fibrocartilagine fuoriesce dalla sua testa e ruotando intorno alla sua cerniera, scivola sulla faccia anteriore del metacarpo, cosa possibile solo grazie al suo spessore.

La libertà di movimento è consentita dalla sporgenza posteriore (4) e anteriore (5) della capsula.

La linguetta del tendine estensore (6) si inserisce nella parte posteriore della base falangea.

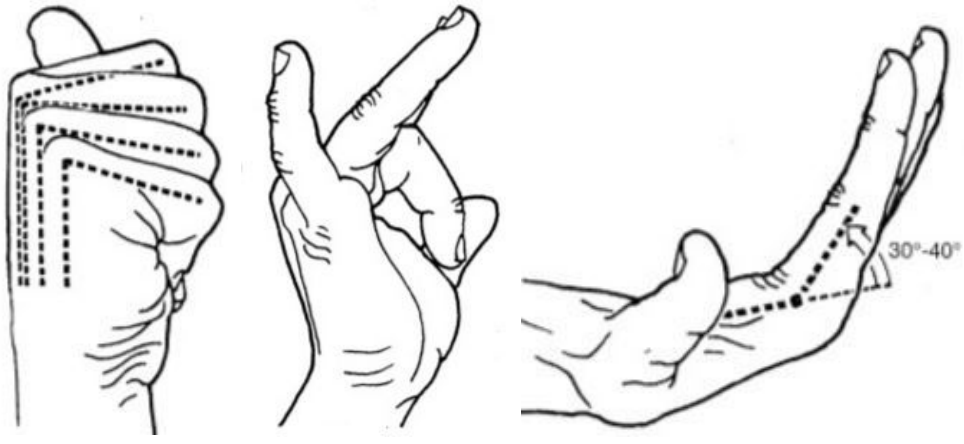
Da questo lato dell'articolazione sono presenti due tipi di legamenti:

- un legamento metacarpo-glenoideo (2), che regola i movimenti della fibro-cartilagine glenoidea;
- un legamento laterale (1), che mantiene a contatto le superfici articolari e ne limita i movimenti.

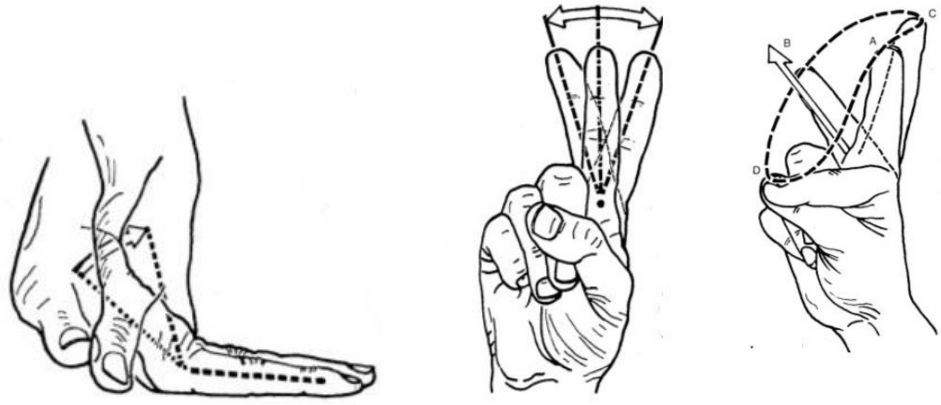
Per quanto riguarda l'ampiezza dei movimenti di queste articolazioni (Figura 2.4), si può osservare che:

- l'ampiezza della flessione (a) è esattamente 90° per l'indice e poi cresce fino al quinto dito, ma la flessione di un singolo dito (in b è rappresentato il medio come esempio) è limitata dal legamento palmare interdigitale;
- l'estensione attiva, variabile secondo i soggetti, può variare tra i 30° e i 40° (c);
- l'estensione passiva (d) può arrivare fino a 40°;
- l'indice possiede l'estensione laterale maggiore, fino a 30° (e).

Le articolazioni metacarpo-falangee permettono di eseguire movimenti di circonduzione (f) variando le ampiezze dei moti di abduzione (A), adduzione (B), estensione (C) e flessione (D).



(a) (b) (c)



(d) (e) (f)

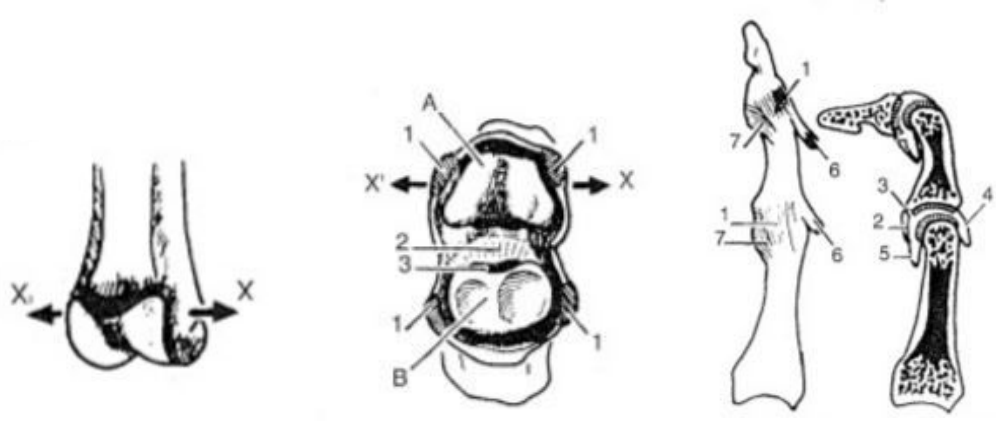
Figura 2.4 - Ampiezza movimenti articolazioni metacarpo-falangee [4].

2.3.2 Le articolazioni interfalangee

Le articolazioni interfalangee sono di tipo trocleare e possiedono un solo grado di libertà. Esse si suddividono in:

- la testa della falange (Figura 2.5a e Figura 2.5b A), che ha la forma di una puleggia con solo l'asse XX^I di rotazione trasversale, attorno a cui si svolgono i movimenti di flesso-estensione;
- la base della falange distale (Figura 2.5b B), che è costituita da due piccole cavità glenoidee.

In Figura 2.5c si può osservare la fibrocartilagine (4), i legamenti laterali (1), le espansioni del tendine estensore (6) e i legamenti falango-glenoidei (7).



(a) (b) (c)

Figura 2.5 - Schema delle articolazioni interfalangee [4]

Le ampiezze dei movimenti (Figura 2.6) si possono riassumere come segue:

- la flessione nelle articolazioni interfalangee distali (a) è leggermente inferiore a 90°, ma questa ampiezza cresce dall'indice fino al mignolo raggiungendo i 90°;
- la flessione nelle articolazioni interfalangee prossimali (c) supera i 90° e, come nel caso precedente, incrementa il suo valore dal secondo fino al quinto dito raggiungendo i 135°.
- l'ampiezza dell'estensione attiva (b) è nulla nelle articolazioni prossimali (P) e nulla, o comunque minore di 5°, nelle articolazioni distali (D);
- l'ampiezza dell'estensione passiva (d) è nulla nelle articolazioni prossimali, ma marcata in quelle distali, fino a 30°.

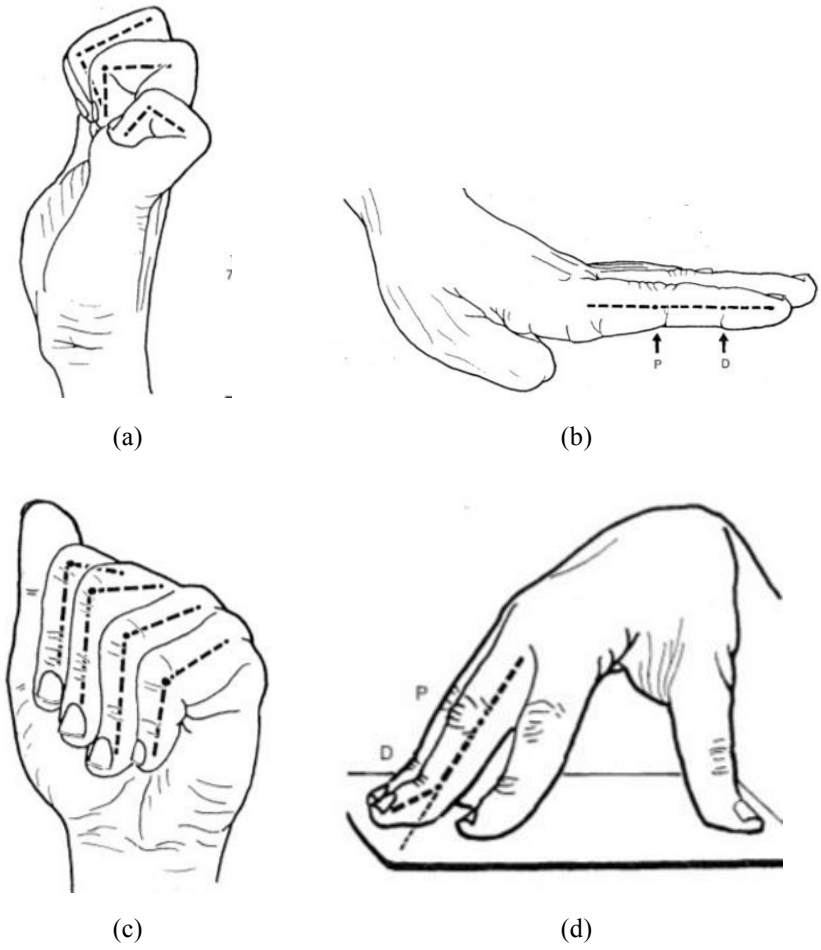


Figura 2.6 - Ampiezze dei movimenti delle articolazioni interfalangee [4].

2.3.3 I tendini

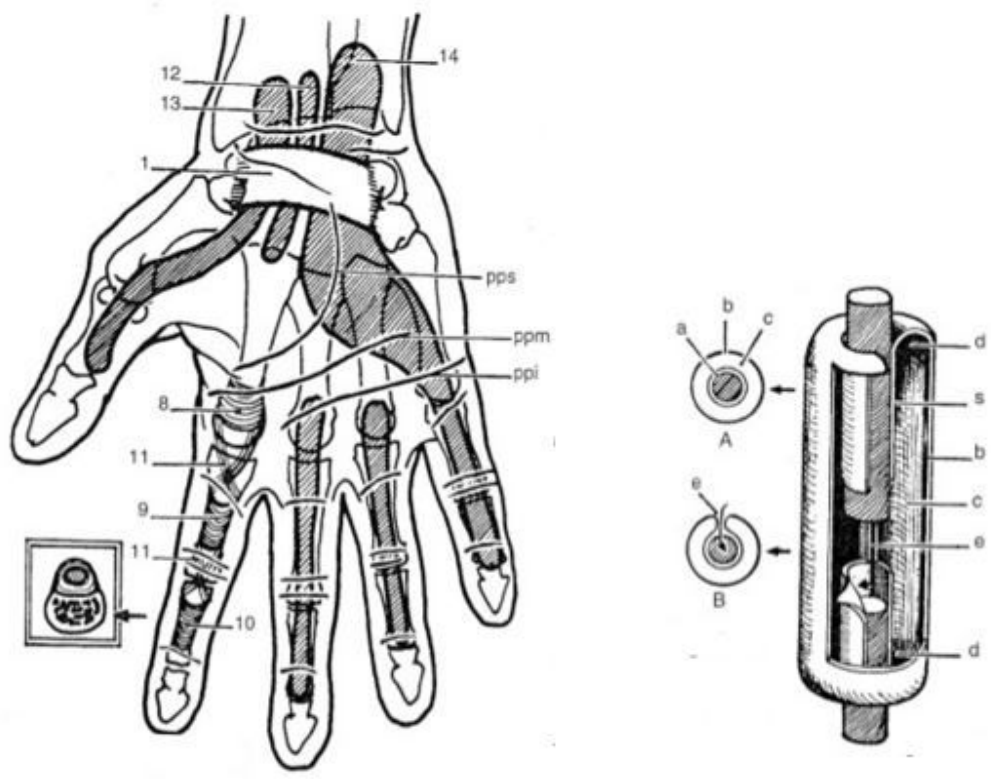
Per percorrere le porzioni concave del loro tragitto, i tendini devono essere fissati allo scheletro da fasce fibrose altrimenti, sotto l'effetto della tensione, si disporrebbero lungo la corda dell'arco scheletrico; il che il renderebbe inefficaci per un allungamento relativo in rapporto allo scheletro.

In Figura 2.7a si nota che ai due lati del polso è tesa una fascia fibrosa che crea il canale carpico (1), al di sotto del quale passano tutti i tendini flessori che vanno dall'avambraccio alla mano.

I tendini flessori di ciascun dito sono mantenuti da tre pulegge fibrose:

- la prima (8) poco sopra la testa del metacarpo;
- la seconda (9) sulla faccia anteriore della falange prossimale;
- la terza (10) sulla faccia anteriore della falange mediale.

Così, grazie alla concavità della faccia anteriore delle falangi, le pulegge costituiscono dei canali osteofibrosi. Tra questi tre canali i tendini sono mantenuti da fibre oblique incrociate (11).



(a) (b)

Figura 2.7 - Tendini della mano (a) e la loro struttura (b) [4].

Lo scivolamento dei tendini è permesso grazie a delle guaine sierose schematizzate in Figura 2.7b.

Se si considerano i tendini delle dita, è necessario che i tendini si incrocino in maniera simmetrica nello spazio per consentire una corretta flessione delle falangi. In Figura 2.8 si osserva che è il tendine profondo che perfora il tendine superficiale. Il tendine superficiale (b) si sdoppia in due linguette che circondano i margini del tendine profondo (c) all'altezza dell'articolazione metacarpo-falangea prima di riunirsi a livello dell'articolazione F_2F_1, per inserirsi sulle facce laterali di F_2.

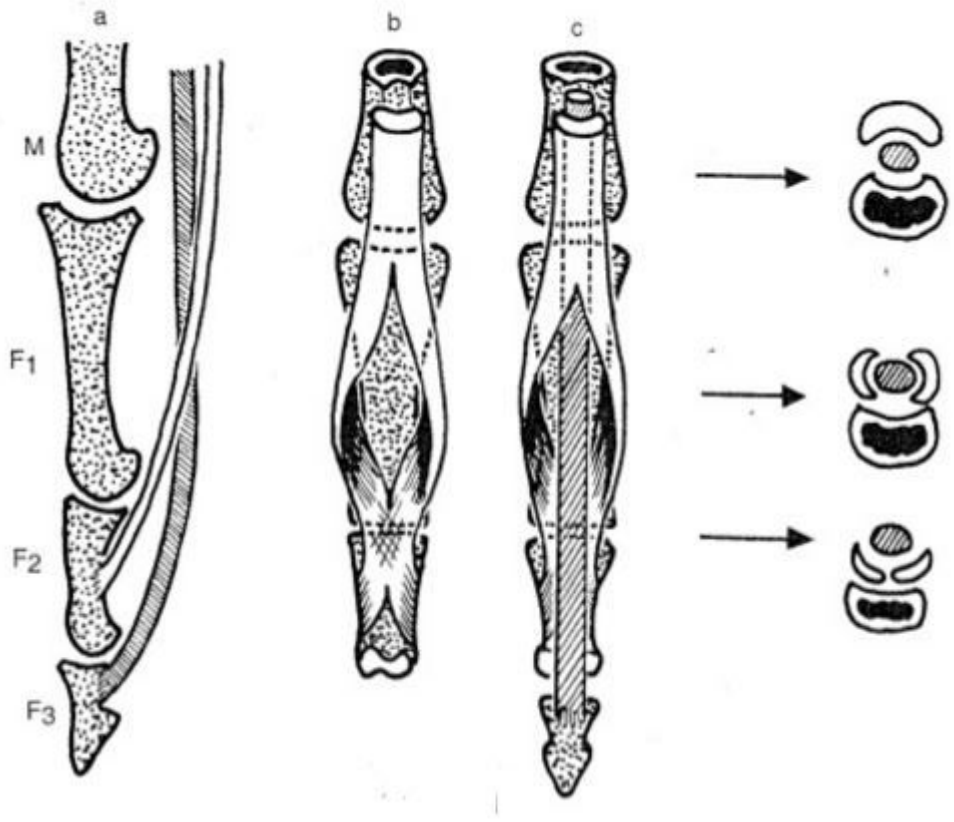


Figura 2.8 - Incrocio dei tendini delle dita [4].

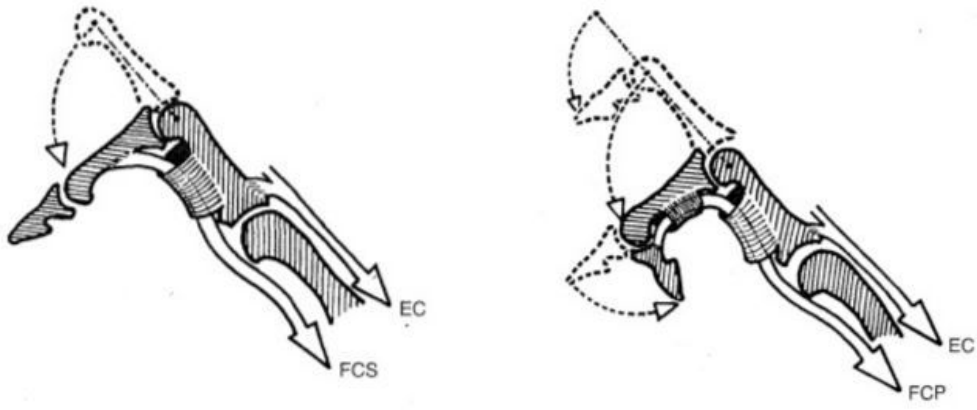
La funzione di questi due muscoli si deduce dal loro punto di inserzione. Il flessore comune superficiale (FCS) (Figura 2.9a) è il flessore della seconda falange dunque:

- non agisce sulla terza falange;

- è efficace sulla prima falange solo quando la seconda è completamente flessa;
- la sua efficacia aumenta all'aumentare della flessione di F_2;
- la sua efficacia è massima quando la prima falange è tenuta in estensione dalla contrazione dell'estensore comune.

Il flessore comune profondo (FCP) si inserisce alla base della terza falange (Figura 2.9b), perciò:

- è innanzitutto il flessore della terza falange, ma influenza rapidamente anche l'estensione di F_2, quindi per valutarne la forza bisogna mantenere ferma la seconda falange;
- se si portano i F_1 e F_2 manualmente in flessione a 90°, è incapace di flettere F_3;
- la sua efficacia è massima quando è mantenuta in estensione dalla contrazione dell'estensore comune (EC).



(a) (b)

Figura 2.9 - Schema tendini flessore ed estensore [4].

2.4 Il pollice

2.4.1 I gradi di libertà

Il pollice si è deciso di trattarlo separatamente dalle altre quattro dita perché occupa una posizione ed una funzione unica nella mano. Esso è indispensabile alla formazione della pinza pollice-digitale con ciascun altro dito, in particolare

con l'indice, e alla costituzione della presa di forza con le altre quattro dita.

La colonna osteo-articolare del pollice (Figura 2.10) è costituita da cinque parti ossee:

- lo scafoide (esc);
- il trapezio (T);
- il primo metacarpo (M_1);
- la prima falange (F_1);
- la seconda falange (F_2).

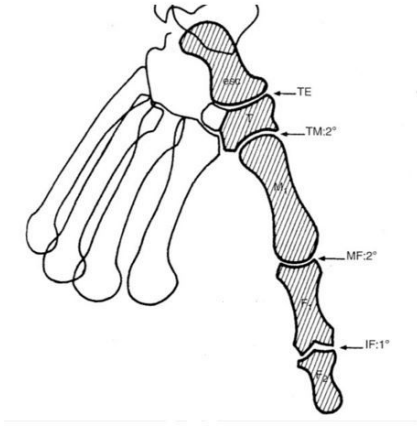


Figura 2.10 - Struttura osteo-articolare e gradi di libertà del pollice [4].

Le articolazioni del pollice sono quattro:

- la scafo-trapezoidea (TE), che permette al trapezio di effettuare una piccola traslazione in avanti, con un movimento di flessione di modesta entità;
- la trapezio-metacarpica (TM) dotata di due gradi di libertà;
- la metacarpo-falangea (MF) che possiede due gradi di libertà;
- la inter-falangea (IF) con un solo grado di libertà;

In tutto si contano, quindi, cinque gradi di libertà necessari e sufficienti per realizzare l'opposizione del pollice.

Infatti per far coincidere due punti nello spazio (Figura 2.11) sono necessari tre gradi di libertà, seguendo le coordinate *x*, *y*, e *z*. Bisogna utilizzare due ulteriori gradi di libertà per far coincidere i piani dei polpastrelli, ruotando attorno agli assi *t* ed *u*.

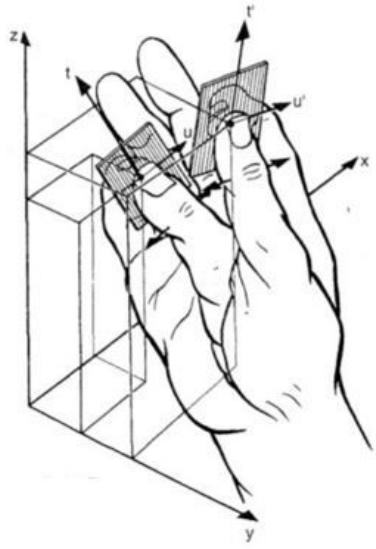


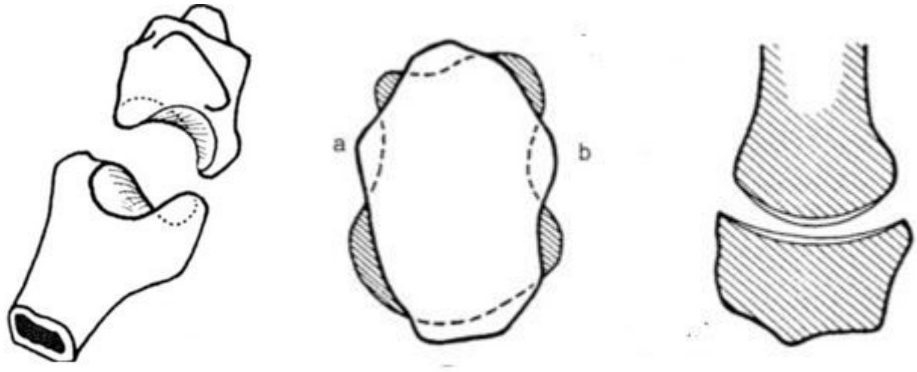
Figura 2.11 - Geometria dell'opposizione del pollice [4].

2.4.2 L' articolazione trapezio-metacarpica

L'articolazione trapezio-metacarpica (TM) gioca un ruolo importante perché assicura l'orientamento del pollice e prende una parte preponderante nel compito dell'opposizione.

La forma di questa articolazione ricorda una sella, concava in un verso e convessa nell'altro (Figura 2.12a).

Se si affacciano le due superfici, la metacarpica deborda da quella trapezoidea (Figura 2.12b) dalle estremità *a* e *b*. Inoltre, guardando una sezione, si nota che la distanza tra le due superfici non è costante.



(a) (b)

Figura 2.12 - Struttura dell'articolazione trapezio metacarpica [4].

Questa articolazione lavora in compressione e si comporta come un giunto (Figura 2.13), indicato dalla freccia bianca , che permette di orientare il primo metacarpo in tutte le direzioni dello spazio tendendo i muscoli tenari, rappresentati con le frecce nere.

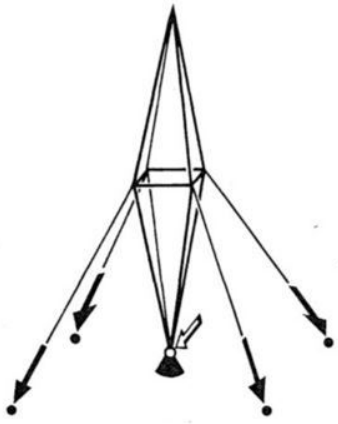
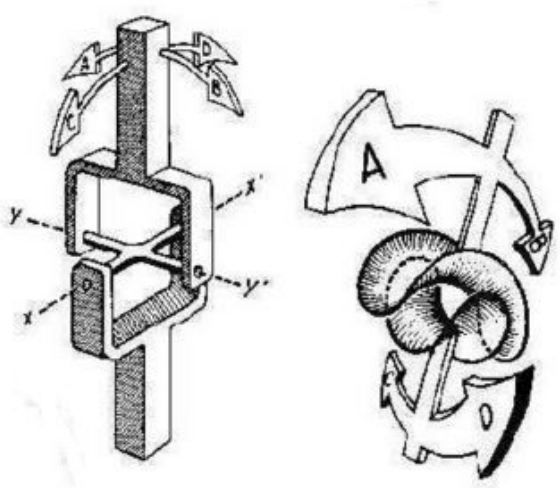


Figura 2.13 - Schema del giunto trapezio-metacarpico [4].

Il modello meccani equivalente a questo tipo di articolazione è il giunto di cardano (Figura 2.14a). Esso possiede due assi XX^I e YY^I perpendicolari e concorrenti che autorizzano i movimenti in due piani perpendicolari *AB* e *CD*.



(a) (b)

Figura 2.14 - Paragone col giunto di cardano [4].

Analogamente, se si posizionano le due superfici sellari l'una sull'altra (Figura 2.14b), sono possibili dei movimenti *AB* e *CD* nei due piani perpendicolari. Inoltre, le articolazioni a due assi possiedono la rotazione automatica del segmento mobile sul suo asse longitudinale, come accade per il primo metacarpo. Si possono definire, in riferimento alla Figura 2.15, i movimenti dei due gradi di libertà di questa articolazione:

- attorno all'asse XX^I avviene il movimento di anteposizione-retroposizione, in cui la retroposizione (R) porta indietro il pollice nel palmo, allontanandolo dal secondo metacarpo di circa 60°, mentre la anteposizione (A) porta in avanti il pollice, quasi perpendicolare al palmo;
- attorno all'asse XX^I avviene una flesso-estensione, in cui l'estensione (E) porta il primo metacarpo indietro e all'esterno mentre la flessione (F) porta il polpastrello a contatto col palmo.

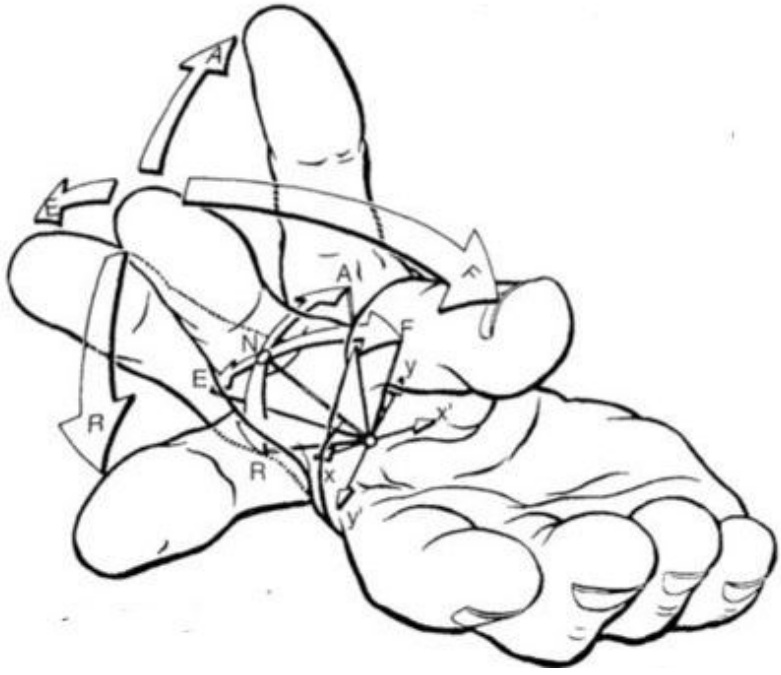


Figura 2.15 - Movimenti dell'articolazione trapezio-metacarpica [4].

Le ampiezze dei movimenti (Figura 2.16) risultano di:

- escursione da 40 a 60° tra l'anteposizione e la retroposizione estrema;
- escursione da 50 a 70° tra la flessione e l'estensione estrema.

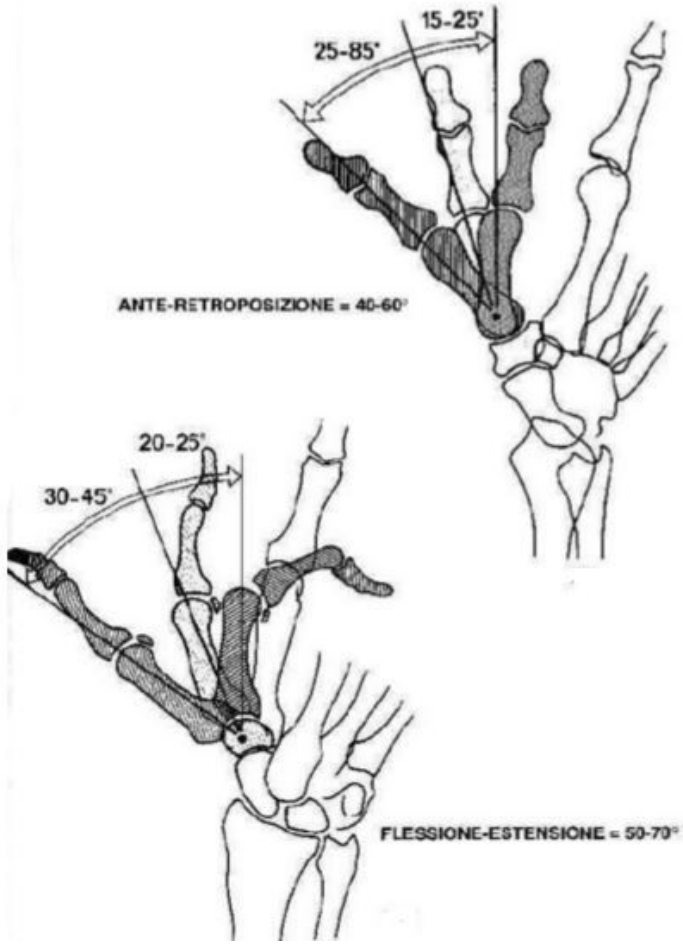


Figura 2.16 - Ampiezza movimenti dell'articolazione trapezio-metacarpica [4]

2.4.3 L' articolazione metacarpo-falangea

L'articolazione metacarpo-falangea è considerata condilica. Essa possiede due gradi di libertà: la flesso-estensione e la lateralità. In realtà, si associa anche un terzo grado di libertà che consiste nella rotazione della prima falange sul suo asse longitudinale.

Analizzando la Figura 2.17 si può osservare che è molto simile a quelle descritte in precedenza per le altre quattro dita. Le frecce XX^{I} rappresentano l'asse della flesso-estensione mentre la freccia verticale rappresenta l'asse della lateralità.

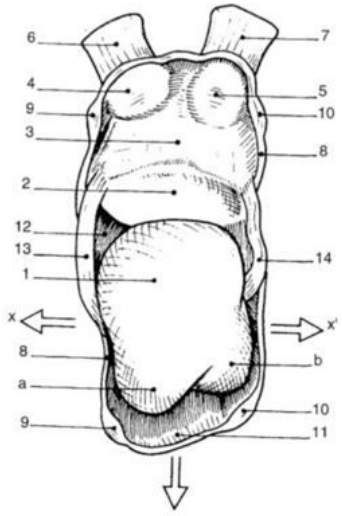


Figura 2.17 - Struttura dell'articolazione metacarpo-falangea [4].

La metacarpo-falangea del pollice può effettuare due tipi di movimenti a partire dalla posizione retta (Figura 2.18), cioè vista posteriormente della testa metacarpica:

- la flessione pura attorno all'asse f_1 (freccia 1);
- i movimenti complessi di flesso-inclinazione-rotazione longitudinale:
  - flessione-inclinazione ulnare-supinazione (freccia 2), attorno ad un asse obliquo f_2;
  - flesso-inclinazione radiale-pronazione (freccia 3), attorno ad un altro asse obliquo f_3, più inclinato del precedente.

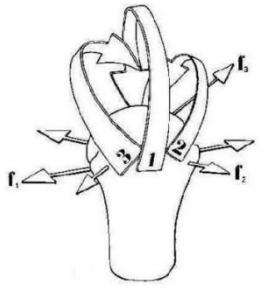


Figura 2.18 - Rotazioni dell'articolazione metacarpo-falangea [4].

Per valutare l'ampiezza dei movimenti si considera come riferimento la posizione retta in cui l'asse della prima falange si trova sul prolungamento del primo metacarpo. Da questa posizione (Figura 2.19a):

- la flessione attiva è di 60-70°(b) mentre quella passiva può arrivare fino ai 90°;
- la supinazione può arrivare fino a 5 (c) - 7° (d);
- la pronazione varia da qualche grado fino ai 20° (e, f).

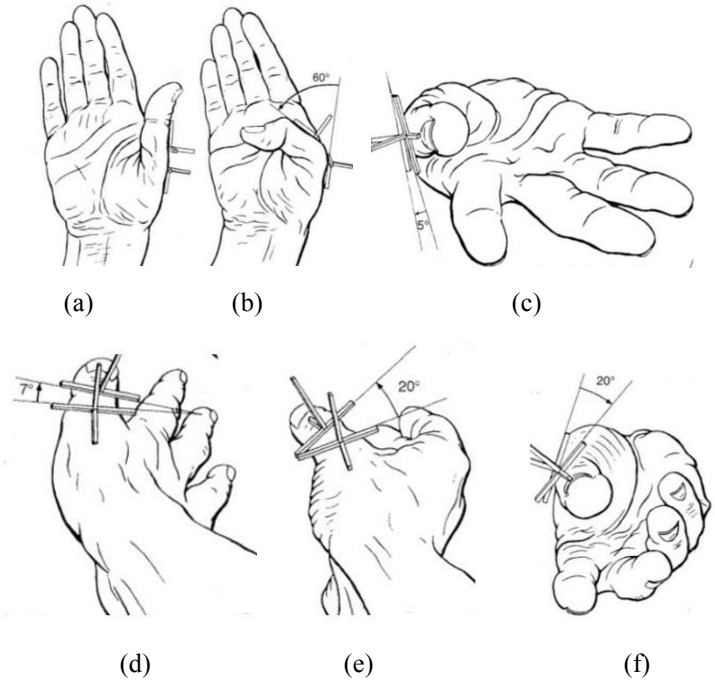


Figura 2.19 - Ampiezze movimenti della MF [4].

2.4.4 L' articolazione inter-falangea

L'articolazione interf-alangea del pollice è di tipo trocleare. Essa possiede un asse trasversale attorno al quale si effettuano i movimenti di flesso-estensione.

Le ampiezze dei movimenti (Figura 2.20) sono:

- flessione attiva da 75° a 30° (a), flessione passiva circa 90° (b);
- estensione attiva da 5° a 10° (c), passiva anche fino a 30°;

Tuttavia, a differenza delle ultime quattro dita, nel pollice quando si ha una flessione la seconda falange subisce anche una rotazione di 5° nel senso di pronazione (d). Questo è dovuto alle disposizioni anatomiche delle due falangi, in cui il cammino percorso AAI sul condilo interno è leggermente più corto di quello esterno BBI, ciò comporta la rotazione dell'ultima falange. Quindi, in realtà, non esiste un unico asse di flesso-estensione, ma una serie di assi

istantanei tra le posizioni iniziale *i* e finale *f* (e).

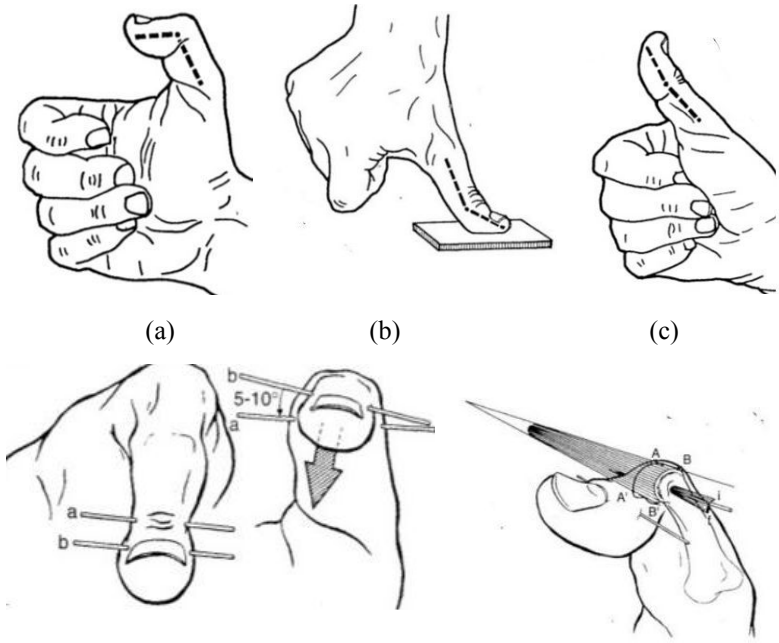


Figura 2.20 - Movimenti articolazione inter-falangea [4].

2.5 Il processo di controllo

Tutte le azioni motorie e le funzioni sensitive della mano umana sono controllate dal cervello. È grazie una fitta rete neurale che le informazioni sensoriali (via ascendente) e quelle motorie (via discendente) possono essere scambiate tra il sistema nervoso e gli organi periferici.

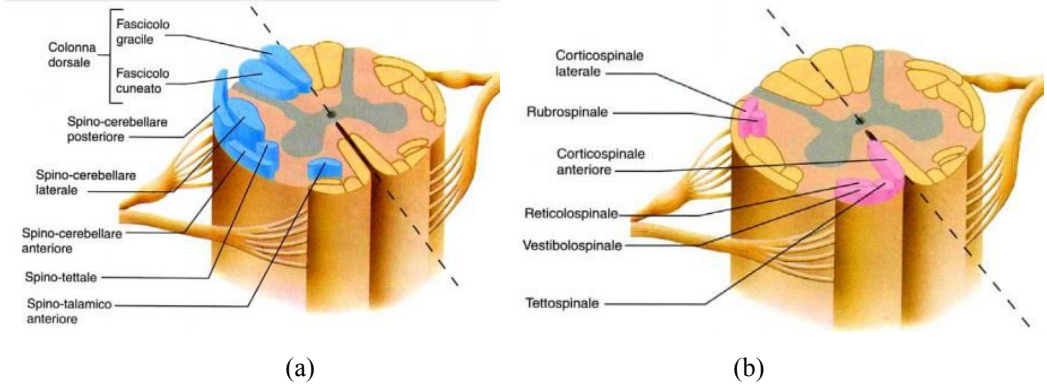


Figura 2.21 - Sezione trasversale del midollo spinale a livello cervicale che illustra in blu i tratti ascendenti sensitivi (a) e in rosa i tratti motori discendenti (b) [IV].

La Figura 2.22 mostra, nella parte inferiore, la posizione delle aree motorie e sensoriali all'interno del cervello. Nella parte superiore sono riportate le sezioni delle due aree con l'illustrazione dell'omuncolo motorio (a) e quello sensoriale (b). Il termine omuncolo deriva dal fatto che le proporzioni del corpo non corrispondono alla realtà, ma sono proporzionali al numero di sinapsi presenti nella sezione cerebrale considerata.

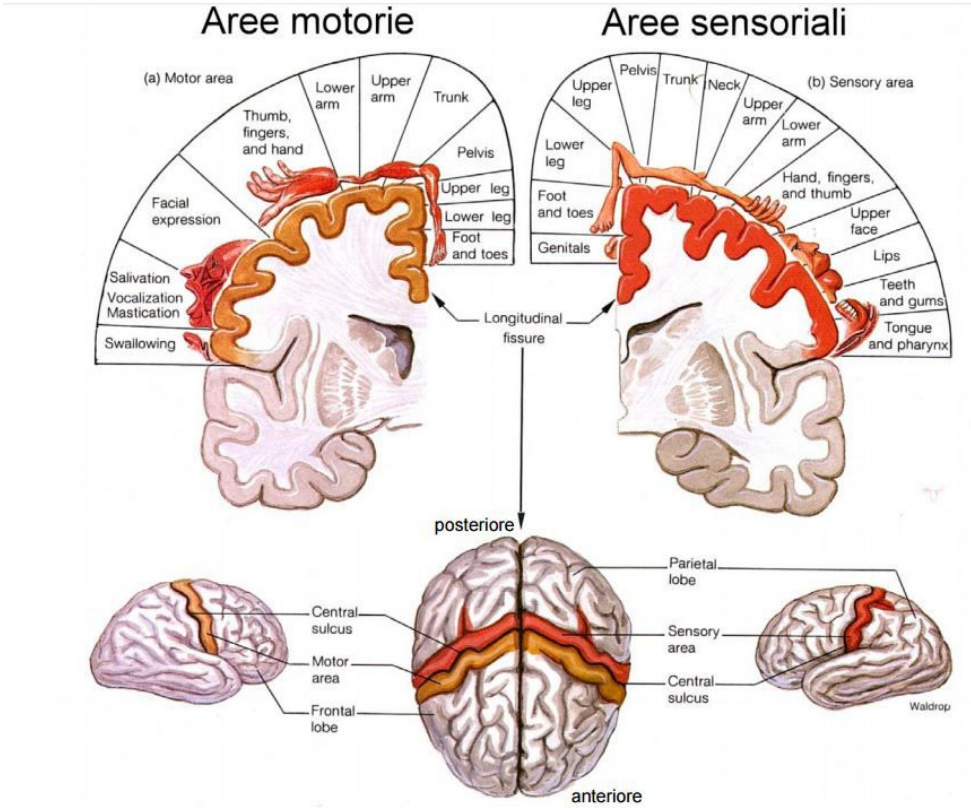


Figura 2.22 - Aree motorie e sensoriali del cervello [IV].

Si può osservare che la mano occupa una parte predominante in entrambe le sezioni dimostrando il gran numero di capacità che possiede.

Tuttavia da questo schema emerge anche che quando un ictus colpisce un'area motoria o sensoriale tutte le funzioni che essa controllava risultano fortemente compromesse.

3. *Riabilitazione - Stato dell'arte*

3.1 Introduzione

La riabilitazione svolge un ruolo fondamentale nel processo di recupero dopo un ictus. Studi dimostrano che il desiderio principale dei pazienti colpiti da ictus è quello di poter riottenere la capacità motoria della mano [5], parte più frequentemente colpita del cervello [6], per compiere le azioni quotidiane.

Solitamente i fisioterapisti eseguono gli esercizi manualmente o col sostegno di esoscheletri passivi, in cui il paziente compie passivamente il movimento senza alcun controllo su di esso. Questo metodo si svolge principalmente imponendo alle dita schemi ripetitivi di flesso-estensione che possono far migliorare le capacità presa e manipolazione di oggetti, ma che richiedono tempi lunghi [7] a causa della scarsa, o nulla, interazione del paziente.

È grazie alle nuove procedure con esoscheletri attivi, dove è il paziente stesso a controllare i movimenti della mano, che si riescono a ridurre notevolmente i tempi e i costi del trattamento riabilitativo [8].

Tuttavia, l'ictus spesso arreca danni anche la parte sensoriale del cervello. Ciò comporta dei deficit cognitivi che vanno dal disturbo dell'attenzione fino ai problemi di percezione visuo-spaziale. Per questo motivo, la riabilitazione post-ictus, in alcuni casi, si occupa sia dei danni motori che di quelli sensoriali, tramite l'integrazione della robotica con la realtà virtuale. Ciò permette di coinvolgere e stimolare il paziente nella pratica degli esercizi e, allo stesso tempo, di acquisire un gran numero di dati che ottimizzano le procedure riabilitative e analizzano l'evoluzione della risposta del paziente alla terapia [8].

3.2 Riabilitazione motoria

I dispositivi per la riabilitazione della mano, confrontati con quelli per l'estremità inferiore del corpo o del braccio, sono numericamente inferiori; tuttavia stanno ottenendo sempre maggiore attenzione. Una sfida per lo sviluppo di un esoscheletro per la mano, a causa della sua struttura complessa, è di riuscire a controllare i gradi di libertà di piccole parti in movimento con poco spazio a disposizione per le parti meccaniche.

Esistono molte tipologie di riabilitazione motoria [9] [10] e si possono classificare secondo diversi criteri (numero di attuatori usati, tipo di azionamento, gradi di libertà controllati...), ma di seguito verranno mostrati i principali dispositivi raggruppati a seconda del tipo di riabilitazione eseguita: passiva o attiva.

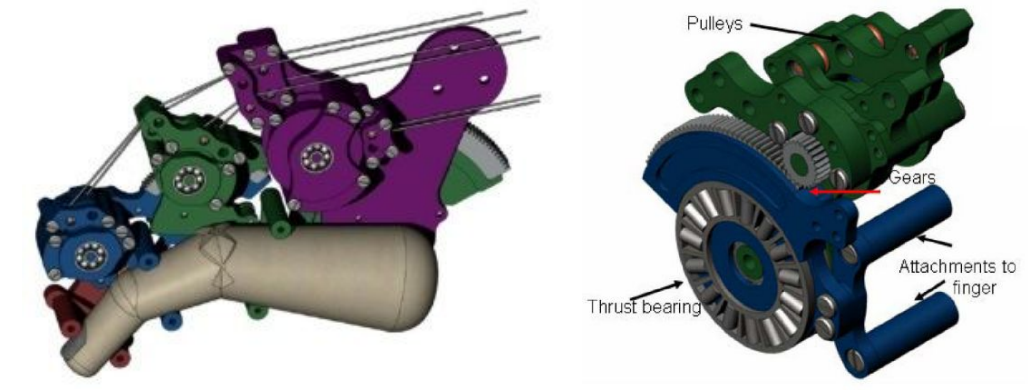
3.2.1 Passiva

La maggior parte dei dispositivi utilizzati nella riabilitazione passiva offre una limitata varietà di movimenti eseguibili, non restituisce dati utili per la valutazione dell'esecuzione dell'esercizio e spesso applica un movimento continuo e ripetitivo alle dita.

Essi si possono distinguere a seconda del tipo di azionamento che adottano.

Il primo esempio riportato di macchina passiva è l'AFX Hand [10], che sfrutta un sistema di cavi e pulegge per movimentare tre gradi di libertà dell'indice con sei servomotori, due per ogni grado di libertà controllato.

I cavi, azionati dai motori DC, fanno ruotare una piccola ruota dentata (Figura 3.1b), che a sua volta aziona una ruota più grande connessa alla falange dell'indice. Questa rotazione avviene attorno ad un asse fisso non coincidente con quello dell'articolazione. Per ovviare a ciò, i collegamenti al dito permettono alle falangi di scorrere, evitando le interferenze (a).



(a) (b)

Figura 3.1 - CAD del prototipo AFX Hand, con ingrandimento di un giunto [10].

Un ulteriore metodo di azionamento frequentemente adottato consiste in un meccanismo progettato per imporre il movimento riabilitativo scelto, come avviene, ad esempio, nel prototipo Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME). In Figura 3.2 si evidenzia lo schema a quadrilatero articolato, in cui sono visibili le tre aste mobili e i due punti scuri che definiscono quella fissa.
Questo prototipo permette solo l'estensione delle dita attraverso delle corde elastiche, partendo dalla considerazione che molti pazienti, dopo un ictus, presentano un'ipertonia dei muscoli e che alcuni conservano una capacità di flessione residua [11].

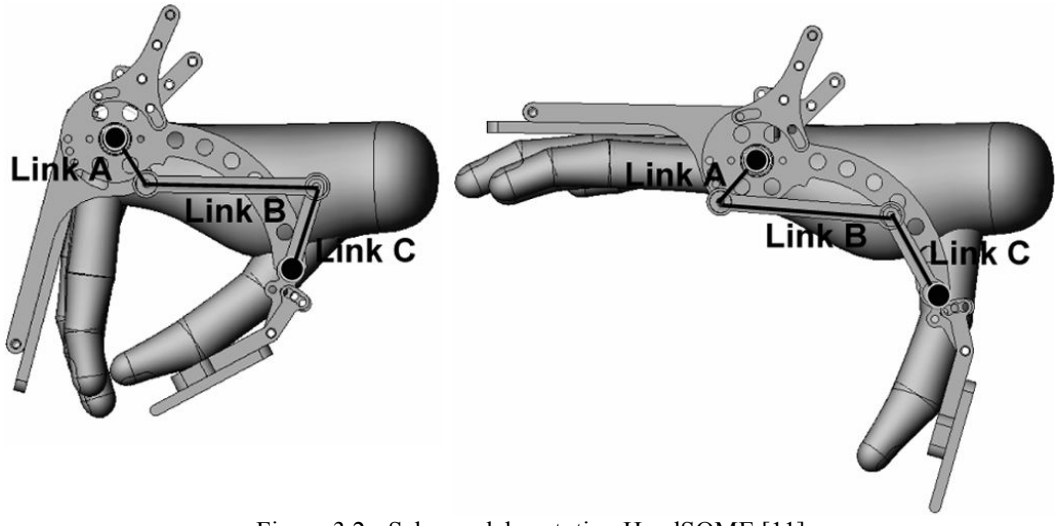


Figura 3.2 - Schema del prototipo HandSOME [11]

Un diverso tipo di azionamento è quello analizzato in Figura 3.3a [12] in cui si propone di utilizzare un attuatore pneumatico in silicone per imporre il moto di

flesso-estensione alle dita della mano. Quando il fisioterapista aziona aziona il dispositivo, l'aria compressa fa cambiare la curvatura dell'attuatore (b) generando il movimento delle dita.

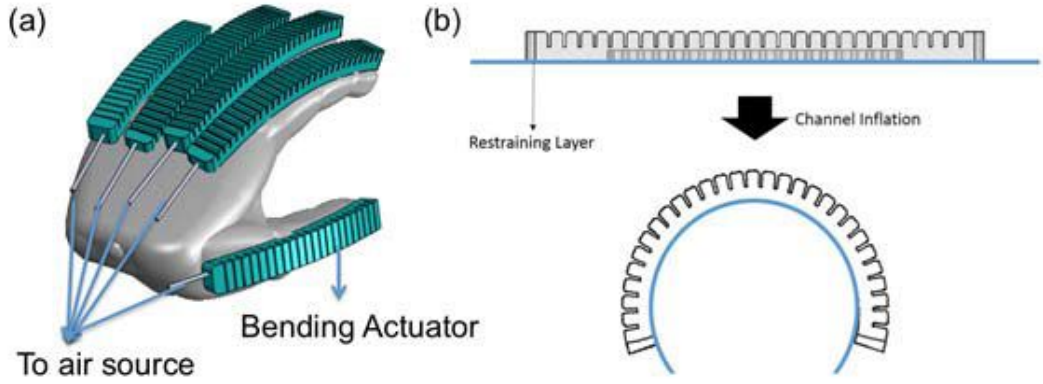
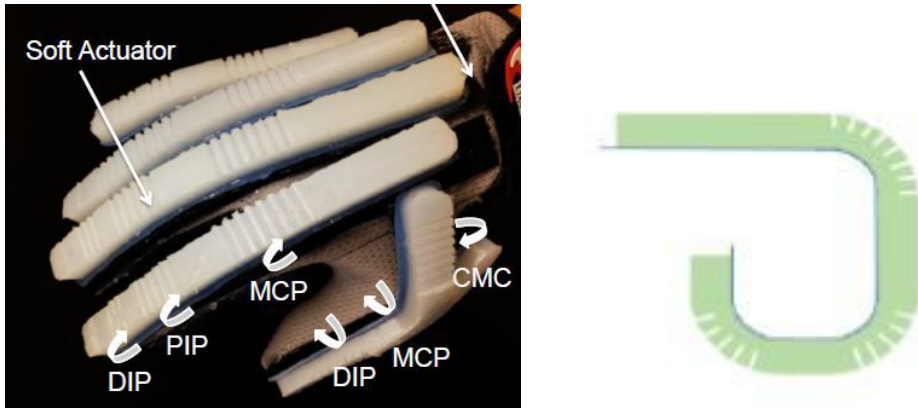


Figura 3.3 - Studio di attuazione pneumatica [12].

Un'applicazione di questo studio è visibile nel prototipo ExoGlove [13] dove, tuttavia, l'attuatore pneumatico è stato modificato per avere una rigidezza variabile sulla lunghezza, ottenendo così una miglior similitudine alla curvatura, non costante, delle dita della mano.



(a) (b)

Figura 3.4 - Prototipo di ExoGlove (a) con schema dell'attuatore (b) [13].

3.2.2 Attiva

L'obiettivo della riabilitazione post-ictus non è solo quello di massimizzare il numero di ripetizioni, ma di massimizzare l'attenzione del paziente sul compito da svolgere. Un esercizio vario permette di ottenere risultati migliori rispetto ad uno ripetitivo, in quanto il paziente migliora le sue abilità inconsciamente [9].

Uno dei metodi di controllo utilizzati nei dispositivi attivi è quello dell'elettromiografia (EMG), che misura i potenziali elettrici dei muscoli tramite la pelle, adottato, ad esempio, nel prototipo di esoscheletro dell'Università di Berlino (Figura 3.5). I quattro gradi di libertà di un singolo dito sono mossi utilizzando un sistema di leve, due cavi Bowden per ogni giunto e quattro motori DC (2).

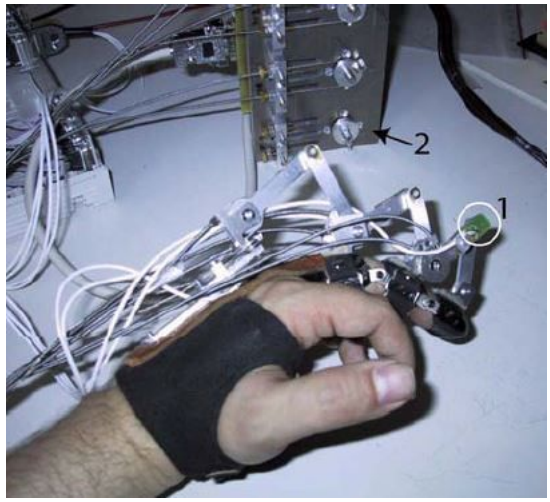


Figura 3.5 - Prototipo dell'Università di Berlino[14]

Un metodo di controllo completamente diverso è quello adottato nel prototipo di esoscheletro della Gifu University [10]. Infatti, tramite un guanto dotato di sensori di forza indossato sulla sua mano sana, il paziente colpito da ictus può controllare l'estensione del movimento riabilitativo.

Tuttavia, come si osserva dalla Figura 3.6, a causa delle sue dimensioni, questo dispositivo non è indossabile ma, permette di controllare quattro gradi di libertà del pollice, tre per ognuna delle altre dita e tre del polso, con un totale di 18 servomotori.

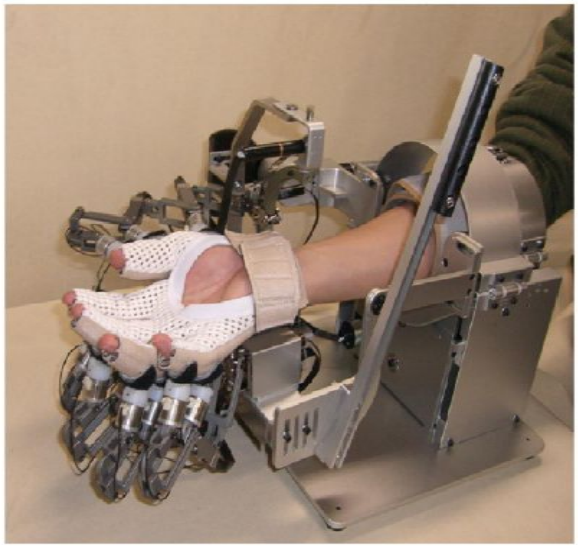


Figura 3.6 - Prototipo esoscheletro della Gifu University [10]

3.3 Riabilitazione cognitiva

La riabilitazione cognitiva, detta anche terapia occupazionale, ha come obiettivo quello di migliorare sia le capacità cerebrali danneggiate dall'ictus (come la memoria o l'attenzione) che la coordinazione e il controllo dei muscoli e delle articolazioni. Essa è basata su un allenamento orientato all'esecuzione di compiti semplici e spesso inerenti alle attività quotidiane [15].

L'utilizzo di esercizi o giochi riabilitativi è basato sul fatto che il cervello può recuperare, o comunque migliorare, le funzioni controllate dalle aree danneggiate dall'ictus, tramite la stimolazione del sistema dei neuroni specchio [16] [17]. Il sistema dei neuroni specchio, tramite l'osservazione, codifica un'azione e ne permette la replica da parte del paziente.

Due esempi di esoscheletri commerciali che associano alla riabilitazione motoria anche quella cognitiva sono il sistema Gloreha della Idrogenet [V] e Amadeo della Tyromotion Inc [VI].

Gloreha (Figura 3.7) è un guanto che tramite un sistema di cavi posizionati sul dorso della mano (a) consente il movimento di flesso-estensione delle dita del paziente. Esso è un dispositivo di riabilitazione passiva, tuttavia accompagna il movimento meccanico della mano del paziente con un'animazione del gesto da compiere (b).

(a) (b)

Figura 3.7 - Gloreha [V].

Amadeo, a differenza del precedente, non è indossabile (Figura 3.8) ma può svolgere una riabilitazione sia passiva che attiva. Dopo aver fissato i polpastrelli del paziente al sistema, incominciano delle sequenze di apertura/chiusura delle dita. In funzione del danno neurologico, il fisioterapista imposta la modalità di riabilitazione più efficace.

Anche in questo caso, la riabilitazione motoria può essere affiancata da quella cognitiva tramite l'uso di diversi ambienti virtuali in cui il paziente deve superare gli obiettivi che gli vengono proposti. Infine, il dispositivo è in grado di misurare la forza applicata dalle dita del paziente durante il movimento, per monitorarne e valutarne i progressi.

Figura 3.8 - Amadeo della Tyromotion Inc. [VI]

3.4 La terapia domiciliare

La maggior parte dei dispositivi analizzati finora possono essere utilizzati solo presso degli istituti terapeutici perché: richiedono la supervisione e l'assistenza di personale qualificato, il prezzo risulta essere proibitivo e sono difficili da montare e controllare per un uso personale e domestico.

Tuttavia è importante che la terapia di riabilitazione prosegua anche a casa, col sostegno dei familiari del paziente, per non rallentare il recupero dopo l'ictus. Per questo motivo, il sistema Gloreha [V] è stato sviluppato in due versioni:

- professional, più complessa e di dimensioni maggiori, da utilizzare in ambito ospedaliero o nei centri riabilitativi;
- lite, più semplice e meno costosa, per l'utilizzo a casa del paziente.

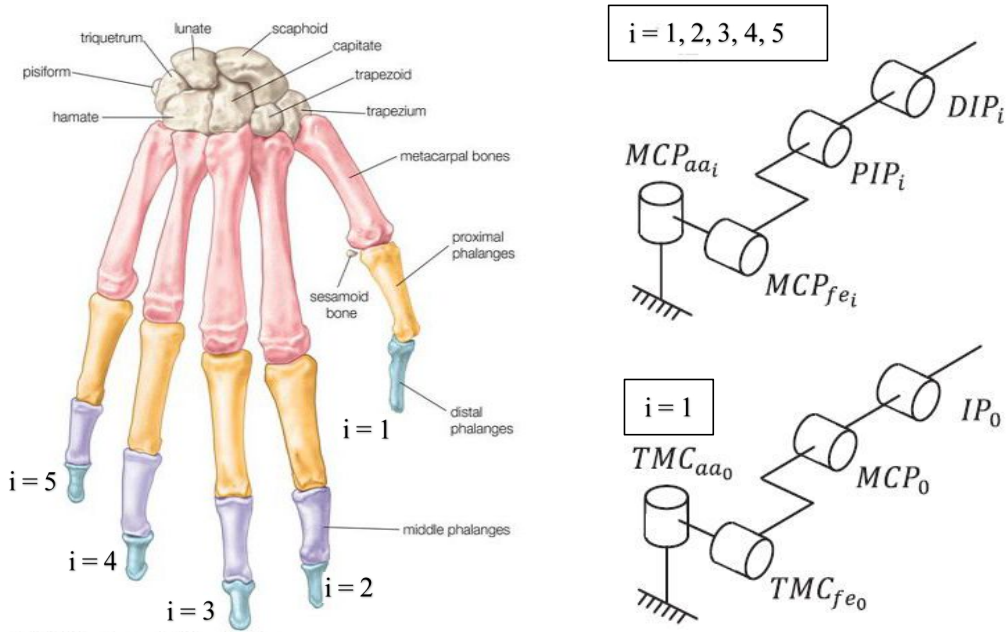
Perciò, il paziente non è più obbligato a fare continui spostamenti da casa verso l'ospedale ma può continuare il suo percorso riabilitativo in un ambiente più familiare e coi propri tempi, permettendogli un maggior grado di autonomia.

4. Cinematica

4.1 Dalla mano umana al modello semplificato

Il primo passo da compiere per la progettazione di un esoscheletro della mano è rappresentare la realtà con un modello semplificato.

Si riporta in Figura 4.1 uno schema dello scheletro della mano umana (a) e una sua rappresentazione cinematica coi giunti da esso posseduti (b).



(a) (b)

Figura 4.1 - Schema ossa (a) [VII] e modello articolazioni (b) [18] della mano.

Dalla Figura 4.1b si osserva che ogni dito è modellabile tramite una catena cinematica aperta semplice in cui:

- il pollice (i=1) ha cinque gradi di libertà:
  - TMC_{aa}: trapezio-metacarpica adduzione/abduzione;
  - *TMCfe*: trapezio-metacarpica flessione/estensione;
  - *MCP*: metacarpo-falangea flessione/estensione e lateralità (non rappresentata);
  - *IP*: -inter-falangea flessione/estensione;
- le ultime quattro dita (i=2, 3, 4, 5) hanno quattro gradi di libertà:
  - MCP_{aa}: metacarpo-falangea adduzione/abduzione;
  - *MCPfe*: metacarpo-falangea flessione/estensione;
  - *PIP*: inter-falangea-prossimale flessione/estensione;
  - *DIP*: -inter-falangea-distale flessione/estensione.

Un esoscheletro che controllasse tutti questi gradi di libertà risulterebbe eccessivamente complesso, ingombrante, pesante e costoso. Per questi motivi si è deciso di effettuare le seguenti semplificazioni:

- i gradi di libertà di adduzione/abduzione vengono trascurati, trasformando l'analisi cinematica da tridimensionale a piana;
- le articolazioni carpo-metacarpiche delle ultime quattro dita non vengono prese in considerazione per la loro scarsa entità, ottenendo solo tre gradi di libertà di rotazione piana (Figura 4.2b);
- l'articolazione trapezio-metacarpica del pollice verrà bloccata dal tutore per la mano e quindi trascurata nell'analisi cinematica, portando a due il numero dei sui gradi di libertà (Figura 4.2a).

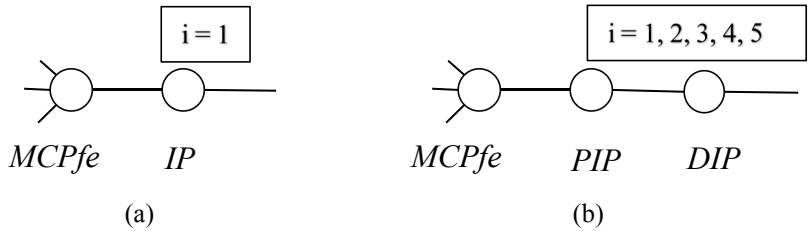


Figura 4.2 - Schema cinematico semplificato ottenuto.

4.2 Scelte progettuali

Dopo aver ottenuto un modello semplificato delle dita, si è proceduto a valutare,

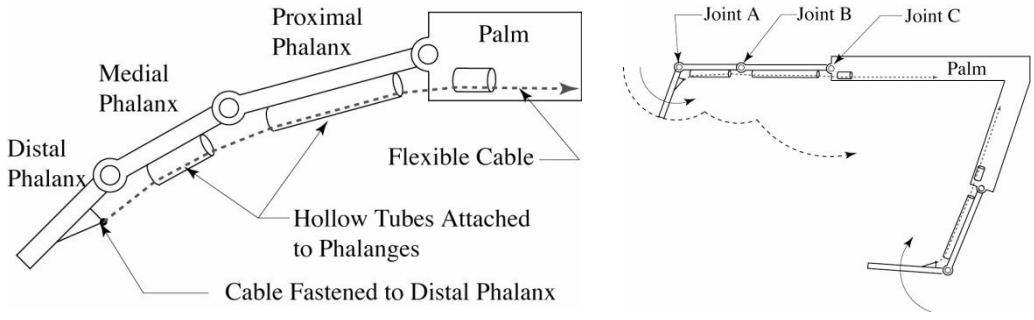
tra le diverse possibilità progettuali dell'esoscheletro, quella che rispondesse in maniera migliore agli obiettivi prefissati.

4.2.1 Azionamento e costi

Per ottenere un azionamento più rapido e preciso si è scelto di utilizzare dei servomotori digitali controllati in *Pulse Width Modulation* (PWM). Tuttavia, comandare ognuno dei 14 gradi di libertà rotazionali del modello con un suo servomotore dedicato aumenterebbe notevolmente i costi di realizzazione. Onde evitare tale incremento, si è scelto di utilizzare un unico servomotore per ogni dito dell'esoscheletro.

4.2.2 Scelta meccanismo e distribuzione delle forze

A causa della precedente decisione, inizialmente si è pensato di utilizzare dei cavi direttamente connessi alla falange distale in modo rigido e vincolati a scorrere attraverso delle guaine fissate al polso e alle falangi prossimale e intermedia, come schematizzato in Figura 4.3a.



(a) (b)

Figura 4.3 - Schema di azionamento diretto mediante cavi [19].

Il problema principale di questa soluzione è che quando il cavo viene portato in tensione, esso esercita una coppia solo sull'ultima falange che ruota attorno al giunto *A* (Figura 4.3b), mentre non esercita alcuna azione sulle altre falangi. Solo quando la falange distale è completamente flessa, anche quella intermedia inizia la sua rotazione e per ultima quella prossimale. Tuttavia, questo movimento è estremamente diverso da quanto avviene nella realtà. Se si prova a chiudere le

dita della mano, si vedrà che la falange distale non è mai la prima a ruotare, ma le falangi ruotano o contemporaneamente, come nella maggior parte dei casi, o in ordine inverso a quello appena mostrato.

Per questo motivo, la soluzione di usare direttamente dei cavi è stata abbandonata.

Successivamente si è valutata l'ipotesi di realizzare un meccanismo sotto-attuato, che permette di controllare un numero di gradi di libertà superiore a quello degli attuatori utilizzati [18]. Spesso questa soluzione richiede l'adozione di molle o finecorsa per essere azionata. Facendo riferimento alla Figura 4.4, si osserva che quando viene applicata una coppia all'elemento di trasmissione, l'intero esoscheletro ruota finché non entra in contatto con la prima falange. Fino a questo momento, la molla fa in modo che il meccanismo si comporti come un unico corpo rigido. Successivamente, diventa un quadrilatero articolato e solo l'ultima parte ruota finché non avviene il contatto con la seconda falange del dito.

Inoltre, l'uso di elementi passivi permette all'esoscheletro di evitare configurazioni indesiderate e di adattarsi ai movimenti della mano umana. Sebbene ciò, in molti casi, sia un vantaggio, in altri non permette di ottenere un movimento unico e ben definito, come è preferibile nella riabilitazione motoria della mano dopo un ictus.

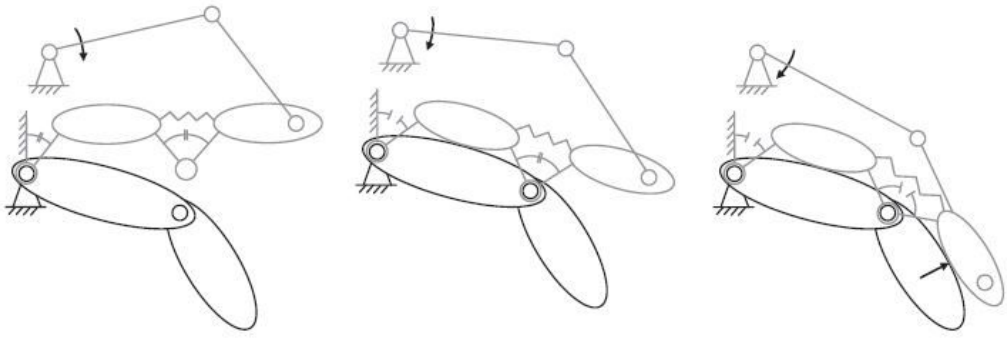


Figura 4.4 - Simulazione di chiusura di un meccanismo sotto attuato [18].

Si è deciso, quindi, di realizzare un meccanismo a un grado di libertà che permette di accoppiare i movimenti delle falangi di ciascun dito grazie al quale ad ogni posizione del servomotore corrisponde un'unica configurazione del dito, che

si muove lungo una traiettoria molto simile a quella che si avrebbe durante la flessione delle dita di una persona sana. Inoltre, in questo modo, è possibile distribuire la coppia generata dal servomotore su tutte le falangi.

4.2.3 Interferenze e vestibilità

Un aspetto critico da considerare nella progettazione di un esoscheletro della mano è che le falangi di ogni dito ruotano attorno ad un punto che si trova all'interno dell'articolazione. Per evitare le interferenze meccaniche che si verrebbero a creare se il centro di rotazione dell'esoscheletro non coincidesse con quello dell'articolazione, come riportato in Figura 4.5, esistono due soluzioni:

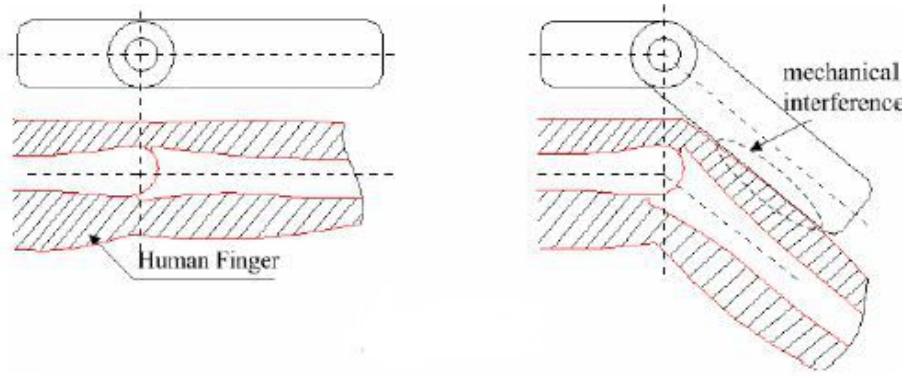


Figura 4.5 - Interferenza meccanica dovuta ad assi di rotazione non coincidenti [20]

- la prima consiste nel realizzare un giunto meccanico il cui asse di rotazione coincide con quello dell'articolazione, posizionandolo lateralmente al dito. Tuttavia questa soluzione, anche se più semplice, non è adottabile nel caso del grado di libertà *MCPfe* e occuperebbe tutto lo spazio tra le dita, risultando scomodo per i pazienti.
- La seconda nel realizzare un meccanismo posto sopra o sotto al dito che forma un giunto virtuale coincidente con quello dell'articolazione (Figura 4.6).

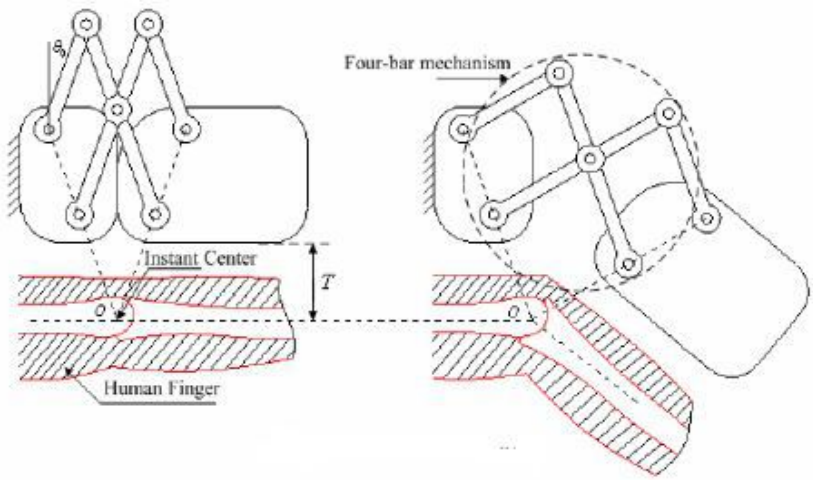


Figura 4.6 - Meccanismo necessario per evitare le interferenze [20].

La realizzazione della seconda ipotesi sul dorso della mano richiederebbe, però, un notevole spazio, soprattutto se, invece di essere azionato mediante fili come il prototipo di Master Hand in Figura 4.7, lo si dovesse collegare al meccanismo che controlla il moto della mano.

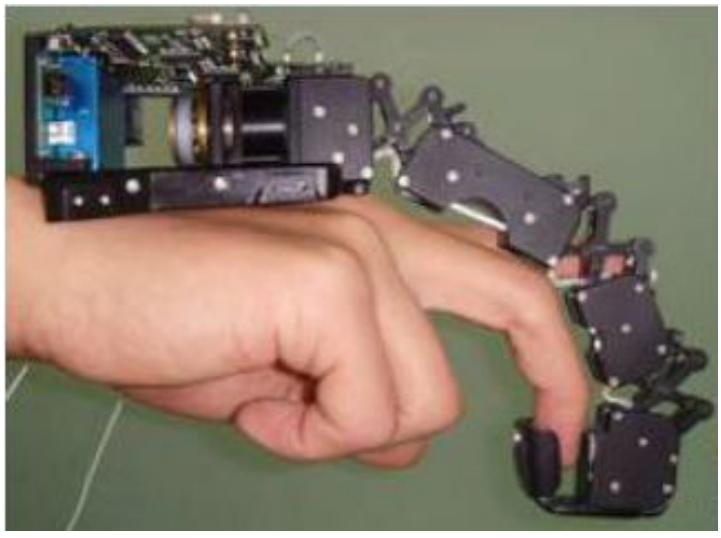


Figura 4.7 - Aspetto del prototipo Master Hand [20]

Onde evitare questi inconvenienti, si è optato di posizionare l'esoscheletro sul palmo della mano in modo tale che possa dare al paziente la possibilità di indossarlo con facilità avendo una struttura sufficientemente leggera da non risultare scomodo durante la terapia riabilitativa.

4.3 Traiettoria delle dita

È stato dimostrato che durante una presa, i movimenti delle dita tendono a seguire una particolare traiettoria curva, indipendentemente dalla posizione di partenza. Si osserva, inoltre, che i soggetti, al variare delle dimensioni dell'oggetto che si vuole afferrare, tendono a percorrere tratti differenti della stessa curva piuttosto che crearne di nuove [21]. La Figura 4.8 riporta la traiettoria percorsa dalla punta dell'indice di un soggetto, su un grafico *x*-*y*, mentre afferra diversi oggetti tra cui un marker (1.7 cm di diametro), una normale carta da gioco e un CD (12 cm di diametro). L'origine del sistema di riferimento coincide con l'articolazione metacarpo-falangea, l'asse *y* è allineato col primo metacarpo mentre l'asse *x* è perpendicolare al palmo.

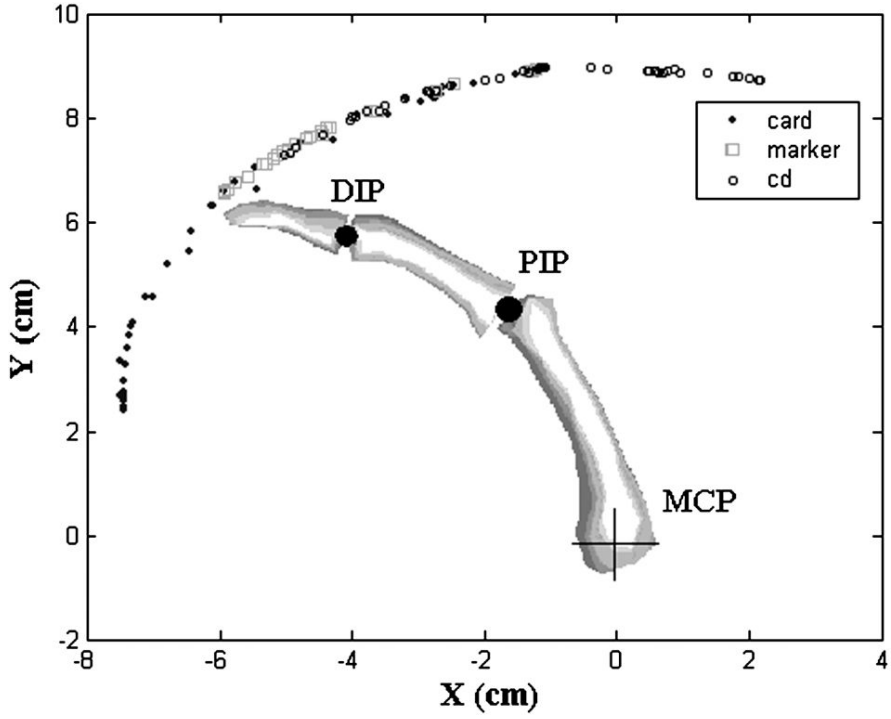


Figura 4.8 - Traiettoria percorsa dalla punta dell'indice durante diversi test di presa [21]

Diversi studi [21] [22] affermano che questa traiettoria è descrivibile da un tratto di spirale logaritmica, che in coordinate polari (r-θ) ha equazione (1):

$$r = ae^{b\vartheta} \tag{1}$$

dove a e b sono le costanti che definiscono la forma della spirale.

Il tasso di variazione del raggio è dato da (2):

$$\frac{dr}{d\vartheta} = bae^{b\vartheta} = br \tag{2}$$

e l'angolo tra la tangente e l'asse radiale in un punto (r_p-θ_p) è (3):

$$\psi = \tan^{-1}\left(\frac{r}{\frac{dr}{d\vartheta}}\right) = \tan^{-1}\left(\frac{1}{b}\right) = \cot^{-1}(b) \tag{3}$$

Quindi, se $b \to 0$, $\psi \to \pi/2$ e la spirale diventa un cerchio di raggio a; mentre se $b \to \infty$, $\psi \to 0$ e la spirale tende a una retta.

Nel caso della traiettoria seguita dalla punta delle dita si ha che ψ è intorno a 85° [21].

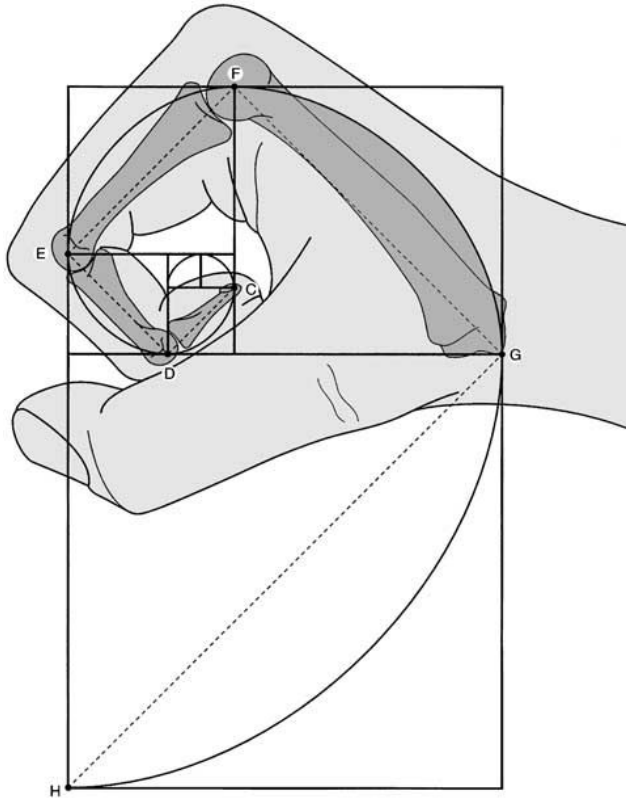


Figura 4.9 - Spirale logaritmica generata dalle distanze tra due giunti successivi [22]

Questo particolare movimento sembra essere dovuto alle distanze funzionali tra i centri di rotazione di due giunti successivi, come mostrato in Figura 4.9, che seguono l'andamento della serie di Fibonacci, in cui i rapporti tra due numeri successivi, all'infinito, tendono oscillando al numero aureo.

4.4 Schema cinematico delle dita

4.4.1 Ottimizzazione

La progettazione dei meccanismi si è basata sui seguenti punti:

- il meccanismo deve essere ad un grado di libertà. Per verificare questa condizione si è utilizzata l'*equazione di Grubler* per i meccanismi piani (4)

$$l = 3(m-1) - 2c_1 - c_2 \tag{4}$$

dove:

- l: sono i gradi di libertà del sistema;
- m: è il numero di membri del meccanismo, compreso quello fisso;
- c_1: il numero di coppie cinematiche che lasciano un grado di libertà (qui le cerniere);
- c_2: il numero di coppie cinematiche che lasciano due gradi di libertà (qui il carrello).

Per il pollice si ha:

$$l = 3(5-1) - 2*5 - 1 = 1$$

mentre per le altre quattro dita:

$$l = 3(7-1) - 2*8 - 1 = 1$$

In entrambi risulta correttamente un unico grado di libertà. Imponendo la legge di moto al carrello, il sistema compierà la traiettoria desiderata.

- Le falangi di ogni dito sono parte integrante del meccanismo, in quanto verranno collegate rigidamente ad esso, come mostrato in seguito.
- La forza verrà trasmessa secondo una direzione normale ad ognuna delle falangi.
- Devono essere evitate le interferenze tra i cinque meccanismi e la mano del paziente durante tutto il movimento di flessione.
- Prendendo come riferimento l'asse di rotazione dell'articolazione metacarpo-falangea, la traiettoria percorsa dall'estremità della falange distale deve essere confrontabile con quella che avrebbe una persona sana, esprimibile in formule matematiche con una spirale logaritmica.
- Poiché il meccanismo deve imporre il movimento alle dita, si è deciso di stare lontano dalle condizioni di singolarità che si potrebbero verificare durante la dinamica del meccanismo. Per questo sono stati limitati gli angoli relativi tra due membri del meccanismo (in riferimento dalla Figure 4.11 a 4.15) α (freccia rossa) e β (freccia arancione) in un range di 40°-140°.
- Le lunghezze delle falangi, riportate in Tabella 1, sono state scelte arrotondando le misure ricavate sperimentalmente in letteratura [23].
- Per altre dimensioni caratteristiche della mano, quali gli spessori delle articolazioni o la lunghezza del polso, derivano da studi antropometrici della mano [24] (Tabella 2).

	Lunghezza falangi [mm]		
Dito	**Prossimale**	**Intermedia**	**Distale**
Pollice (1)	32	-	22
Indice (2)	40	22	16
Medio (3)	45	26	17
Anulare (4)	41	26	17
Mignolo (5)	33	18	16

Tabella 1 - Lunghezze falangi adottate

Dimensioni [mm]		Uomini				Donne			
		5°	**50°**	**95°**		**5°**	**50°**	**95°**	
		%ile	**%ile**	**%ile**	**SD**	**%ile**	**%ile**	**%ile**	**SD**
1	**Lunghezza mano**	173	189	205	10	159	174	189	9
2	**Lunghezza palmo**	98	107	116	6	89	97	105	5
8	**Larghezza IP pollice**	20	23	26	2	17	19	21	2
9	**Spessore IP pollice**	19	22	24	2	15	18	20	2
10	**Larghezza PIP indice**	19	21	23	1	16	18	20	1
11	**Spessore PIP indice**	17	19	21	1	14	16	18	1
12	**Larghezza metacarpi**	78	87	95	5	69	76	83	4
13	**Larghezza mano**	97	105	114	5	84	92	99	5
15	**Spessore metacarpi**	27	33	38	3	24	28	33	3
16	**Spessore mano**	44	51	58	4	40	45	50	3

Tabella 2 - Antropometria della mano umana [24]

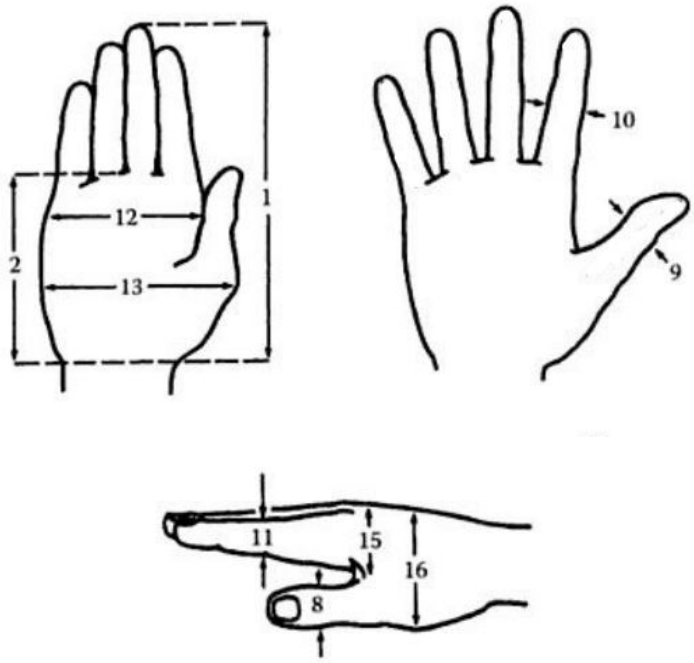
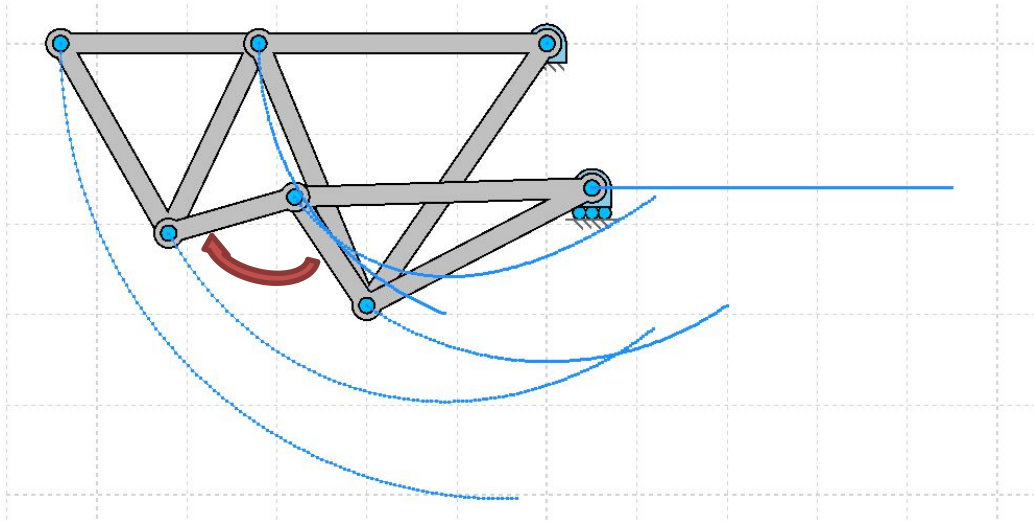


Figura 4.10 - Antropometria della mano [24] in riferimento alla Tabella 2.

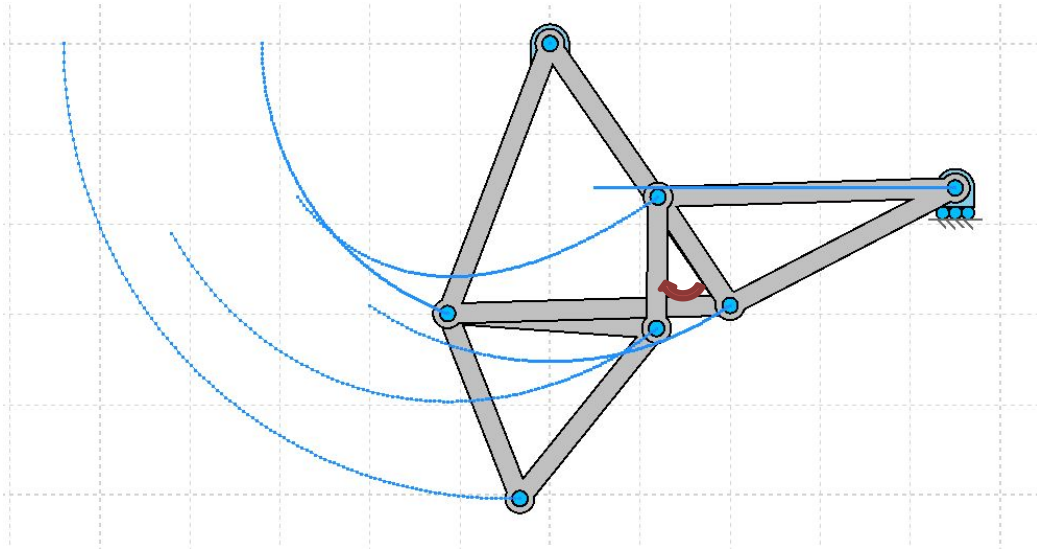
4.4.2 Schemi cinematici

Si riportano in seguito i meccanismi di ogni dito, nella posizione iniziale e di completa flessione, con le traiettorie di tutte le coppie cinematiche che li costituiscono, ottenute utilizzando il software GIM [S1].

1) Pollice



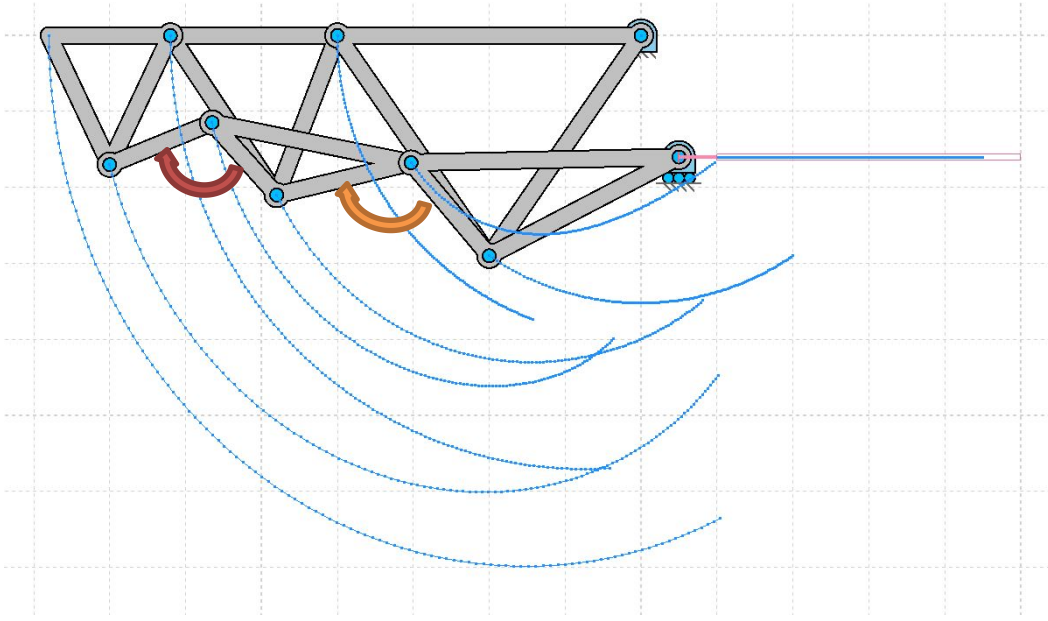
(a)



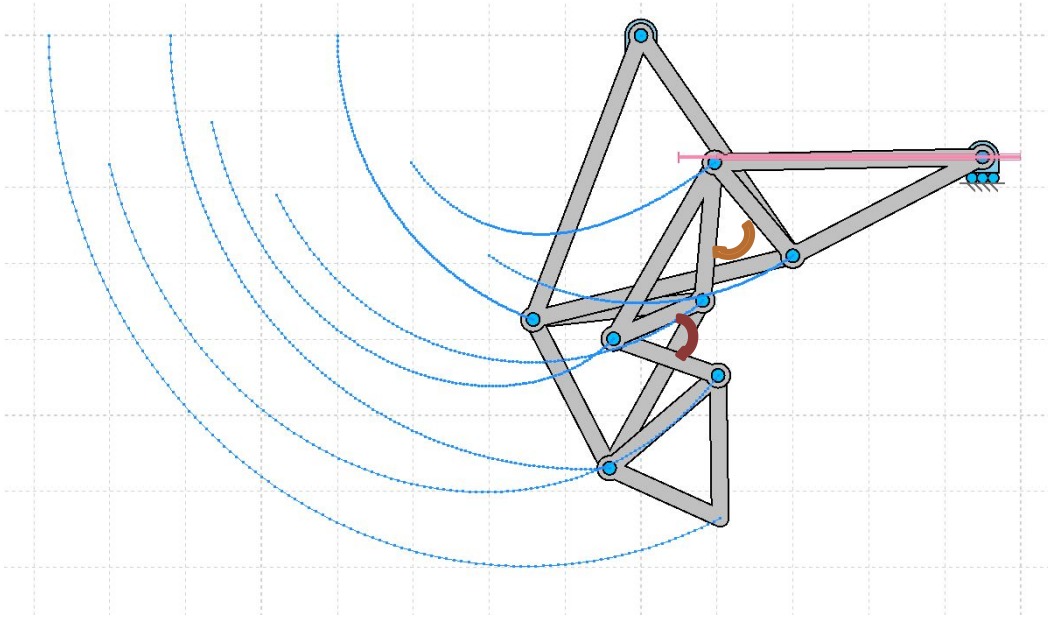
(b)

Figura 4.11 - Meccanismo del pollice aperto (a) e flesso (b)

2) Indice



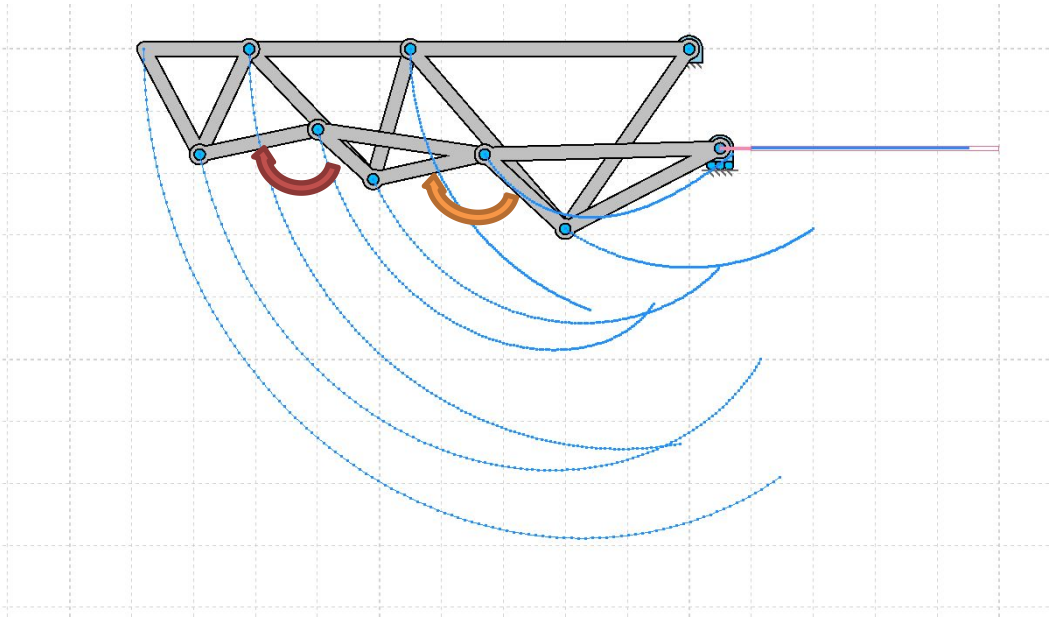
(a)



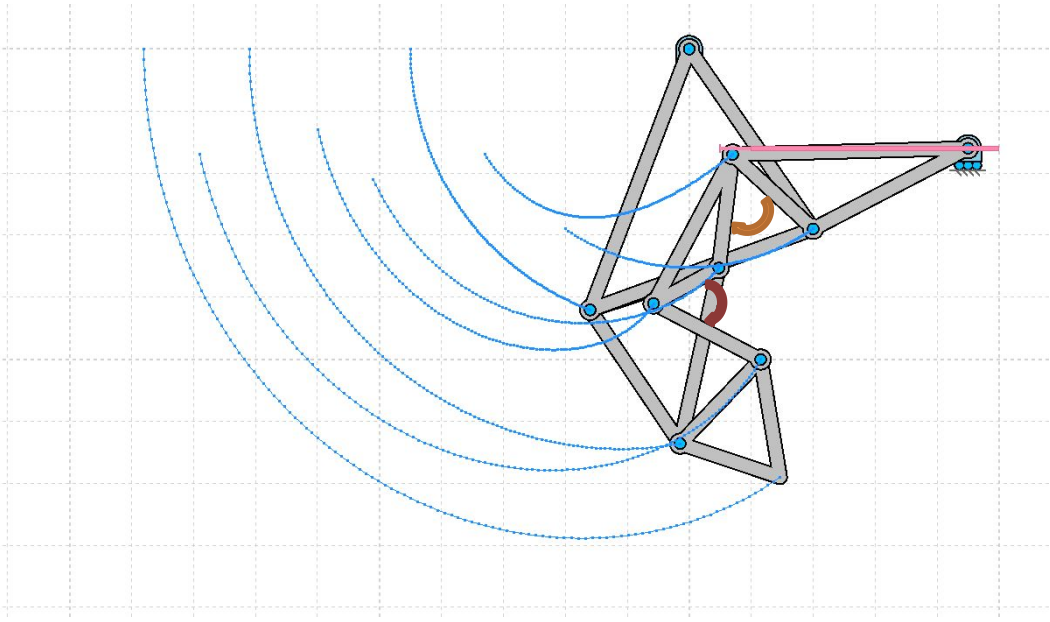
(b)

Figura 4.12 - Meccanismo dell'indice aperto (a) e flesso (b)

3) Medio



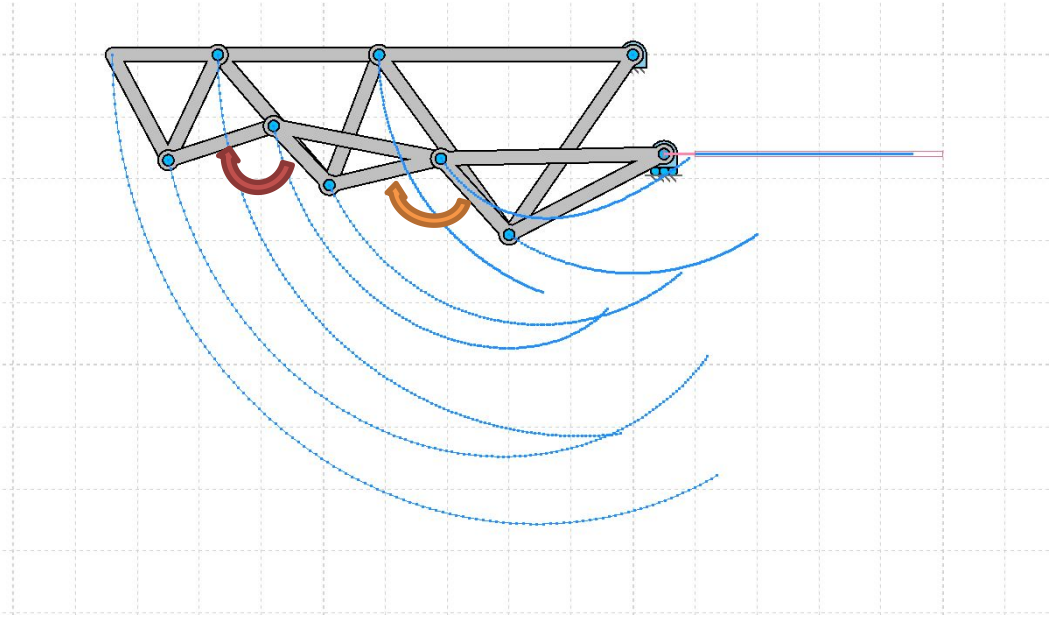
(a)



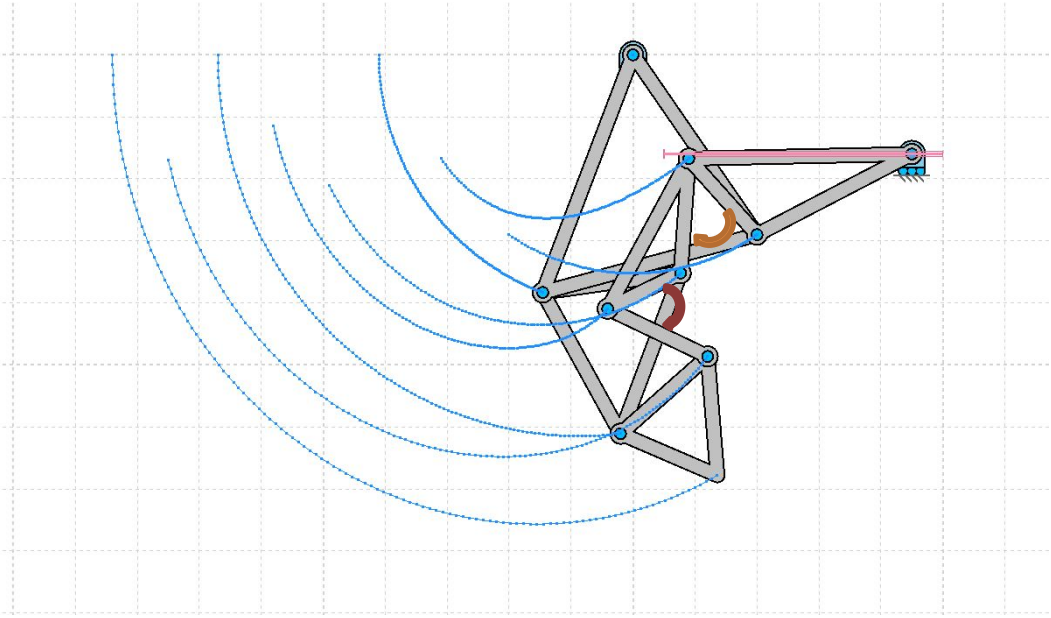
(b)

Figura 4.13 - Meccanismo del medio aperto (a) e flesso (b)

4) Anulare



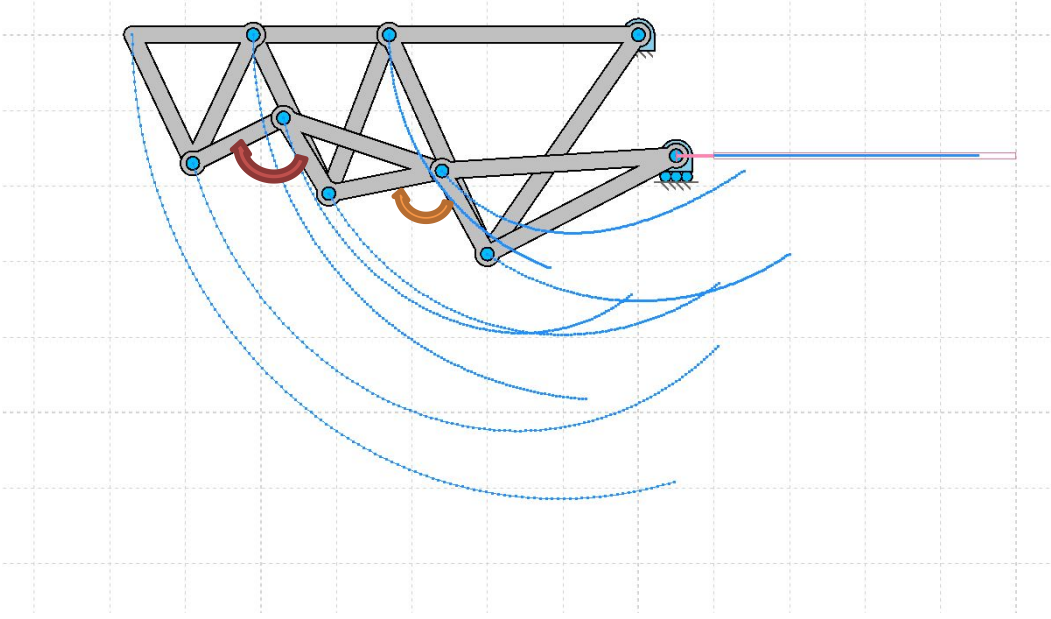
(a)



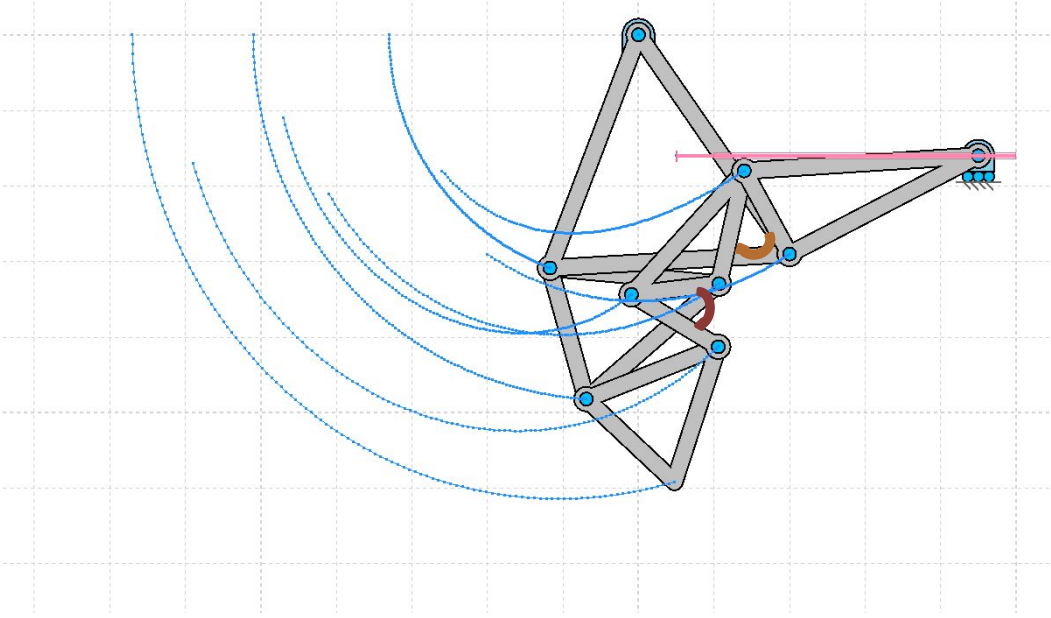
(b)

Figura 4.14 - Meccanismo dell'anulare aperto (a) e flesso (b)

5) Mignolo



(a)



(b)

Figura 4.15 - Meccanismo del mignolo aperto (a) e flesso (b)

4.4.3 Risultati

Gli angoli α e β risultanti dopo la progettazione risultano sempre compresi nel range di 40°-140° prefissato, come osservabile in Tabella 3.

	Massimo [°]		Minimo [°]	
Dito	**α**	**β**	**α**	**β**
Pollice (1)	-	110	-	40
Indice (2)	114	127	57	45
Medio (3)	122	130	57	56
Anulare (4)	123	122	61	47
Mignolo (5)	107	107	52	41

Tabella 3 - Angoli massimi e minimi tra gli elementi cinematici

Si è scelto di imporre il limite massimo di traslazione del carrello, che rappresenta l'azionamento, a 40mm, come riportato nel grafico in Figura 4.16 (asse *y*). Questo per poter posizionare l'esoscheletro sul palmo senza che vi fosse interferenza ne col palmo stesso ne tra il pollice e le altre quattro dita durante la flessione; considerando le dimensioni di lunghezza e larghezza del palmo riportate in Tabella 2.

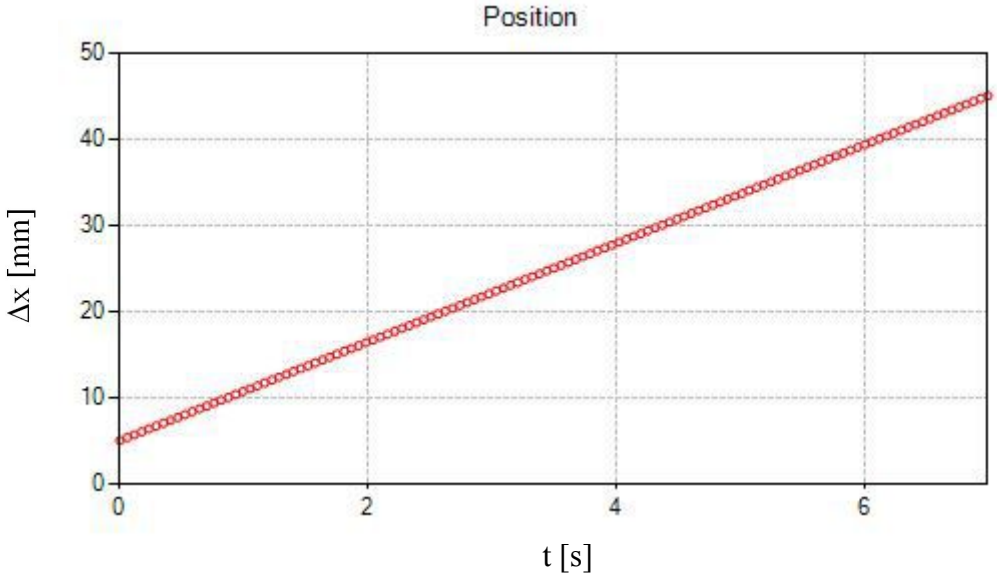


Figura 4.16 - Grafico della traslazione del carrello nel tempo

Usando MATLAB [S2], si è voluto rappresentare l'andamento della punta dell'indice in istanti successivi (Figura 4.17). Inoltre sono state calcolate le rotazioni relative tra due falangi contigue, ottenendo il *Range Of Motion* (ROM) massimo consentito alle dita, troncando il valore all'unità, riportato in tabella 4.

	Angolo in flessione [°]		
Dito	**θ_1**	**θ_2**	**θ_3**
Pollice (1)	70		45
Indice (2)	70	52	32
Medio (3)	70	52	36
Anulare (4)	69	50	38
Mignolo (5)	71	36	29

Tabella 4 - Range of Motion delle dita

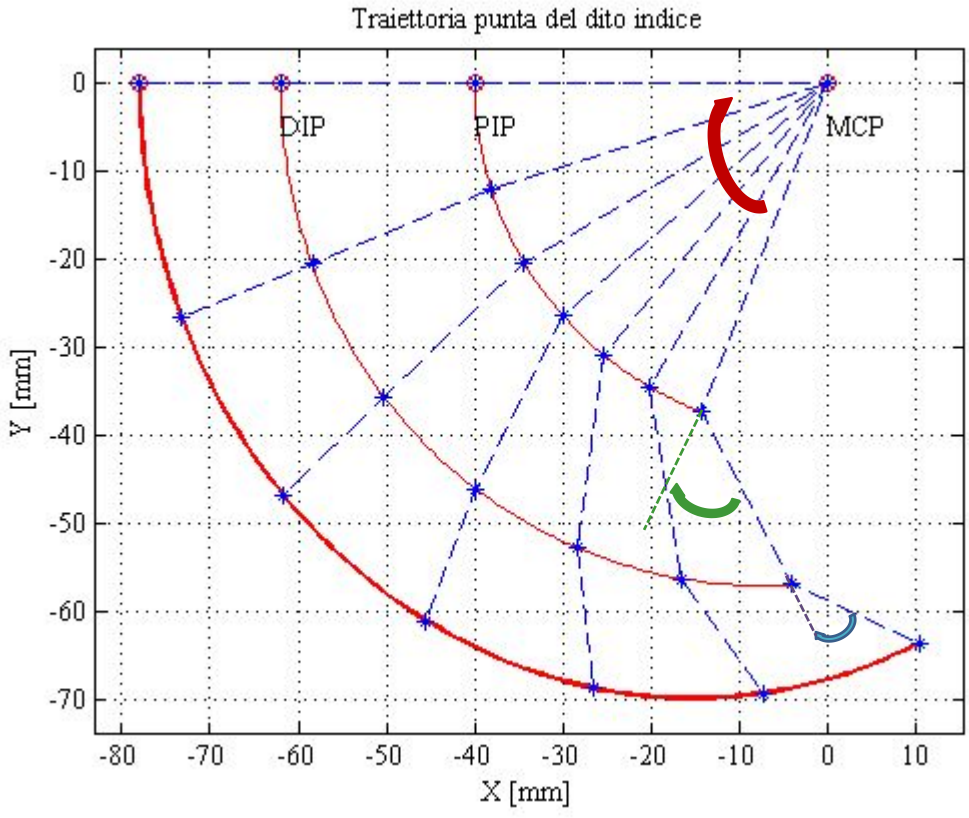


Figura 4.17 - Andamento della punta dell'indice in istanti successivi

Infine si è verificato che l'angolo ψ risulta in modulo di 86.75°, prossimo al valore di 85°, come descritto in bibliografia [21], interpolando la curva con una

spirale logaritmica in un sistema di riferimento polare (Figura 4.18).

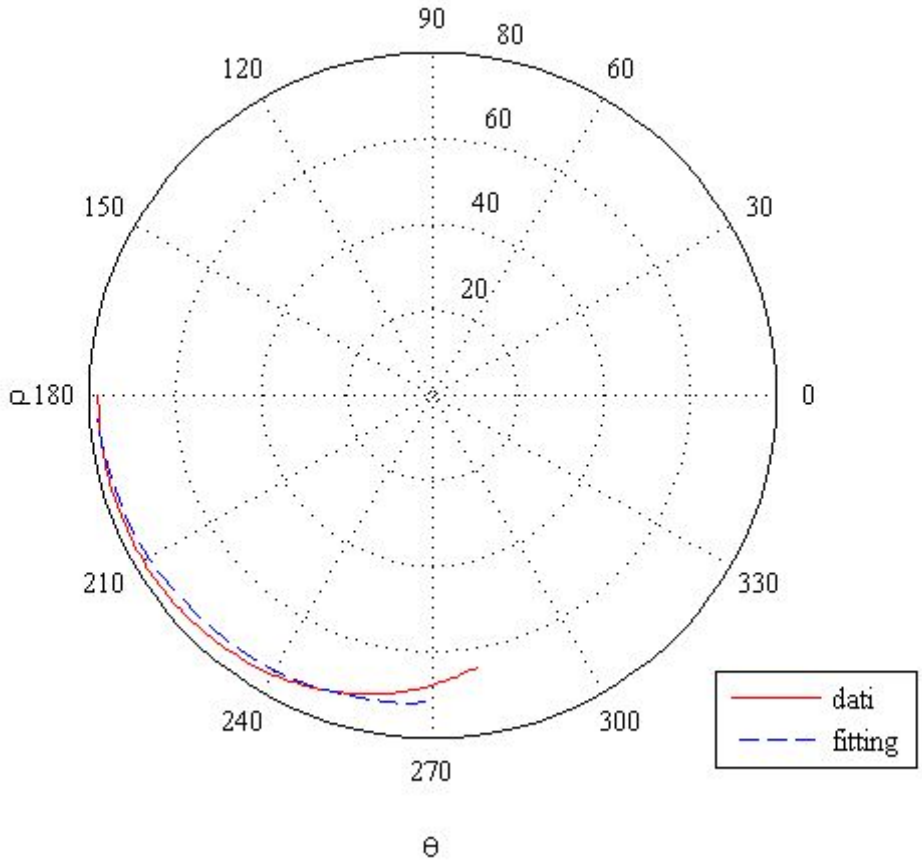


Figura 4.18 - Traiettoria dell'indice in coordinate polari e confronto con il tratto di spirale logaritmica approssimante

4.5 Modello CAD

Dopo aver progettato il meccanismo di ogni dito da un punto di vista cinematico piano, si è svolta la modellazione CAD con il software CATIA [S3]. Lo spessore massimo è stato fissato a 17mm, perché inferiore ai valori di larghezza delle dita riscontrati nel 50° %ile per le donne (18mm) e per gli uomini (21mm), mostrati in Tabella 2.

4.5.1 Pollice

Il pollice è costituito da quattro link rigidi e il sistema di traslazione del carrello che lo aziona.

In Figura 4.19 è riportata la vista laterale del sistema nella sua configurazione di massima apertura, in cui è visibile anche una rappresentazione delle due falangi del pollice.

In Figura 4.20 il meccanismo ha raggiunto il massimo grado di chiusura con il carrello traslato di 40 mm. Sono stati riportati, inoltre, i valori degli angoli relativi raggiunti dalle falangi, che confermano quelli precedentemente calcolati e indicati in Tabella 4.

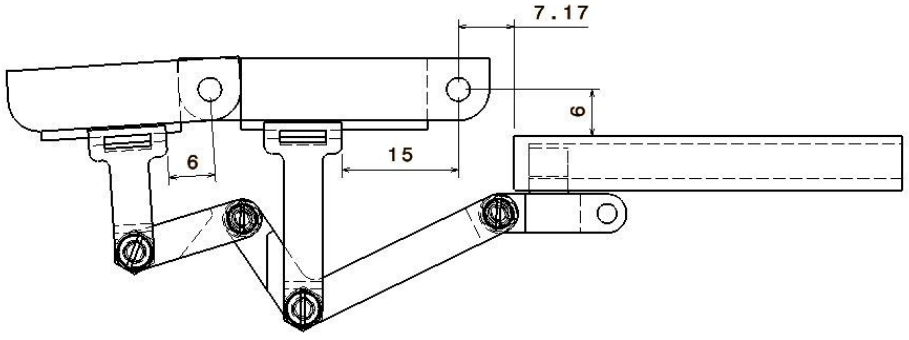


Figura 4.19 - Vista laterale del pollice completamente aperto

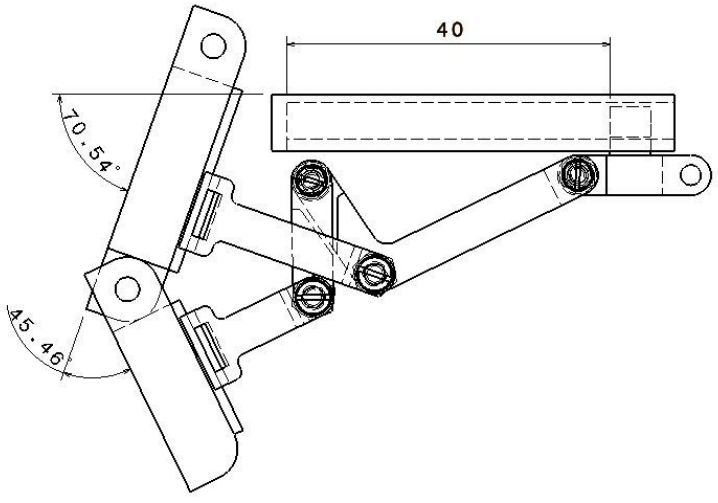


Figura 4.20 - Vista laterale del pollice completamente flesso

In Figura 4.21 si riporta la vista isometrica del pollice in cui sono stati numerati tutti i componenti che lo costituiscono in riferimento alla distinta in Tabella 5.

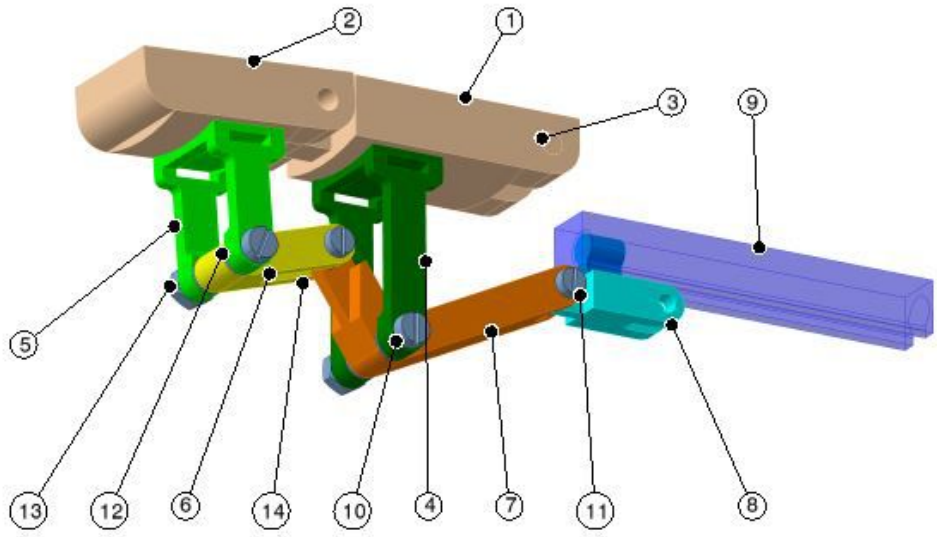


Figura 4.21 - Vista isometrica del pollice completamente aperto

Numero	Numero parte	Quantità
1	P_falange_1	1
2	P_falange_3	1
3	Giunto_MCP	1
4	Link_1	1
5	Link_3	1
6	Link_4	1
7	Link_6	1
8	Carrello	1
9	Guida_carrello	1
10	ISO 1207 SCREW M2.5x16	2
11	ISO 1207 SCREW M2x8	2
12	ISO 7092 WASHER 2.5x5 STEEL GRADE A PLAIN SMALL SERIES	8
13	ISO 4232 NUT M2.5 STEEL GRADE A EXAGON	2
14	ISO 4232 NUT M2	2

Tabella 5 - Distinta componenti pollice

4.5.2 Le ultime quattro dita

Ognuna delle ultime quattro dita è costituita da sei link rigidi e il sistema di traslazione del carrello.

Poiché la conformazione di queste dita differisce solo nella lunghezza delle falangi viene prospettato in questo sottoparagrafo solamente il meccanismo per il dito indice. Le variazioni quantitative delle dimensioni verranno analizzate in quello successivo.

La Figura 4.22 riporta la vista laterale del meccanismo completamente aperto, mentre la Figura 4.23 mostra la posizione che consente la completa flessione del dito con gli angoli di ROM raggiunti.

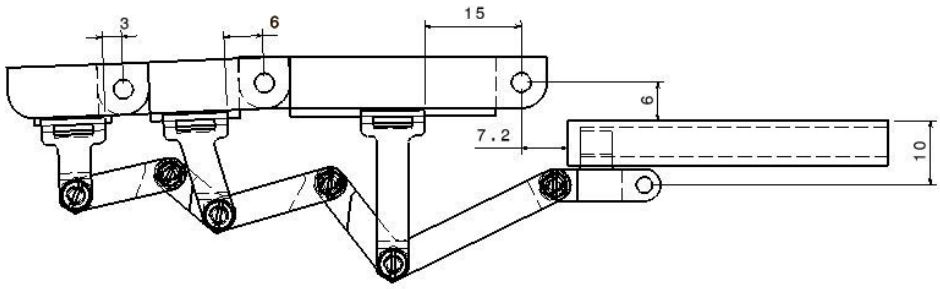


Figura 4.22 - Vista laterale dell'indice completamente aperto

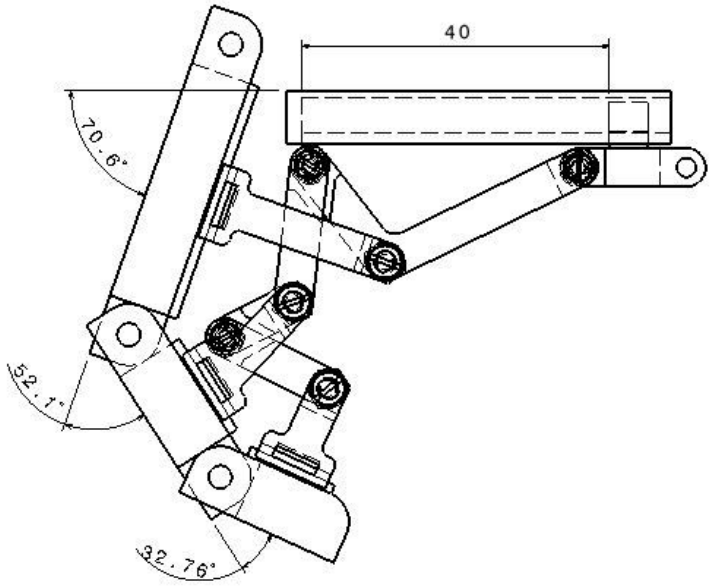


Figura 4.23 - Vista laterale indice completamente flesso

Le Figure 4.24 e 4.25 riportano le viste isometriche dell'indice nelle sue due configurazioni estreme. Per maggior chiarezza, solo in Figura 4.24 sono numerati anche i componenti del meccanismo in riferimento alla distinta in Tabella 6.

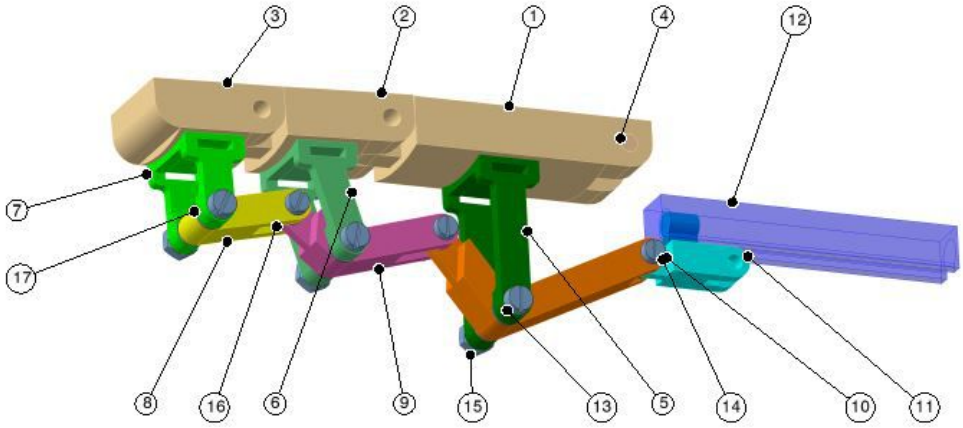


Figura 4.24 - Vista isometrica indice completamente aperto

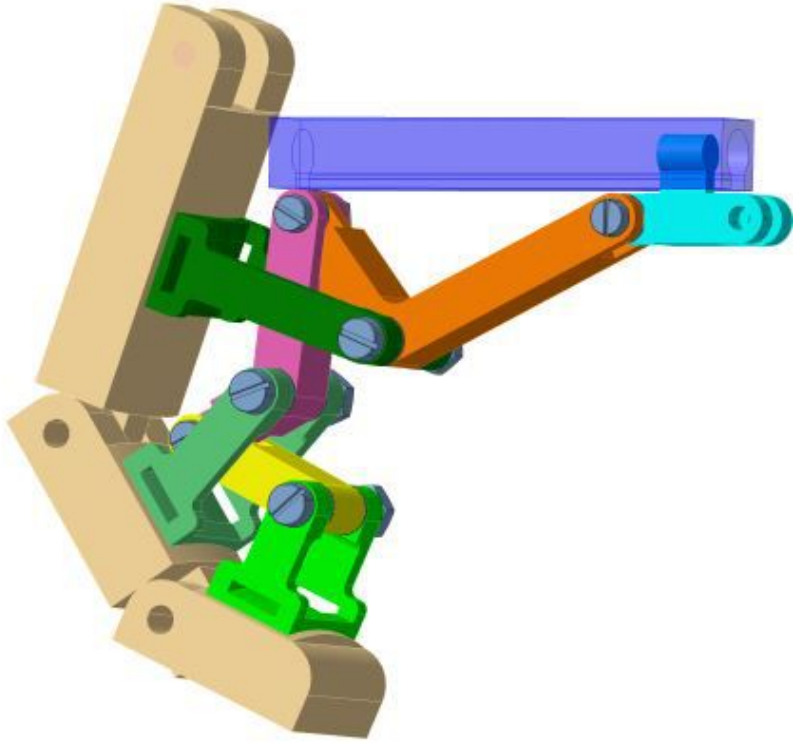


Figura 4.25 - Vista isometrica indice completamente flesso

Numero	Numero parte	Quantità
1	I_falange_1	1
2	I_falange_2	1
3	I_falange_3	1
4	Giunto_MCP	1
5	Link_1	1
6	Link_2	1
7	Link_3	1
8	Link_4	1
9	Link_5	1
10	Link_6	1
11	Carrello	1
12	Guida_carrello	1
13	ISO 1207 SCREW M2.5x16	3
14	ISO 1207 SCREW M2x8	3
15	ISO 4232 NUT M2.5 STEEL GRADE A EXAGON	3
16	ISO 4232 NUT M2	3
17	ISO 7092 WASHER 2.5x5 STEEL GRADE A PLAIN SMALL SERIES	12

Tabella 6 - Distinta componenti indice

4.5.3 Link esoscheletro

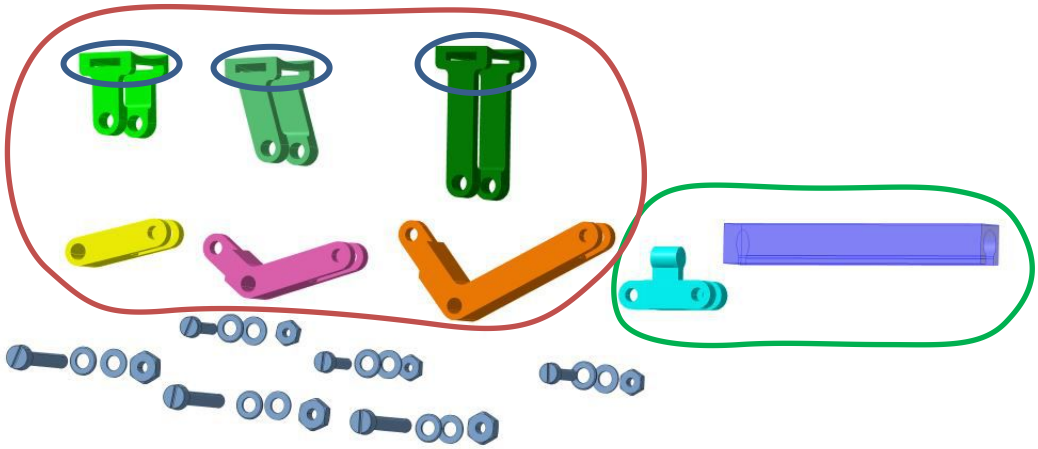


Figura 4.26 - Vista 3D esplosa dell'indice

La Figura 4.26 mostra una vista isometrica esplosa dei componenti dell'indice.

Di seguito vengono riportate, dalla Figura 4.27 alla 4.32, le viste dei sei link principali del meccanismo (delimitati in rosso). Le quote espresse numericamente sono comuni a tutti i link omonimi, mentre quelle identificate da una lettera, poiché si differenziano da dito a dito, sono definite in Tabella 7.

Inoltre si può osservare che link 1, 2 e 3 sono dotati di un'apertura per permettere il collegamento tra il meccanismo e le falangi del paziente (circondata in blu). Infine, nelle Figure 4.33 e 4.34, vi sono le viste del sistema di traslazione del carrello (delimitati in verde), che è comune a tutte le dita.

Link 1

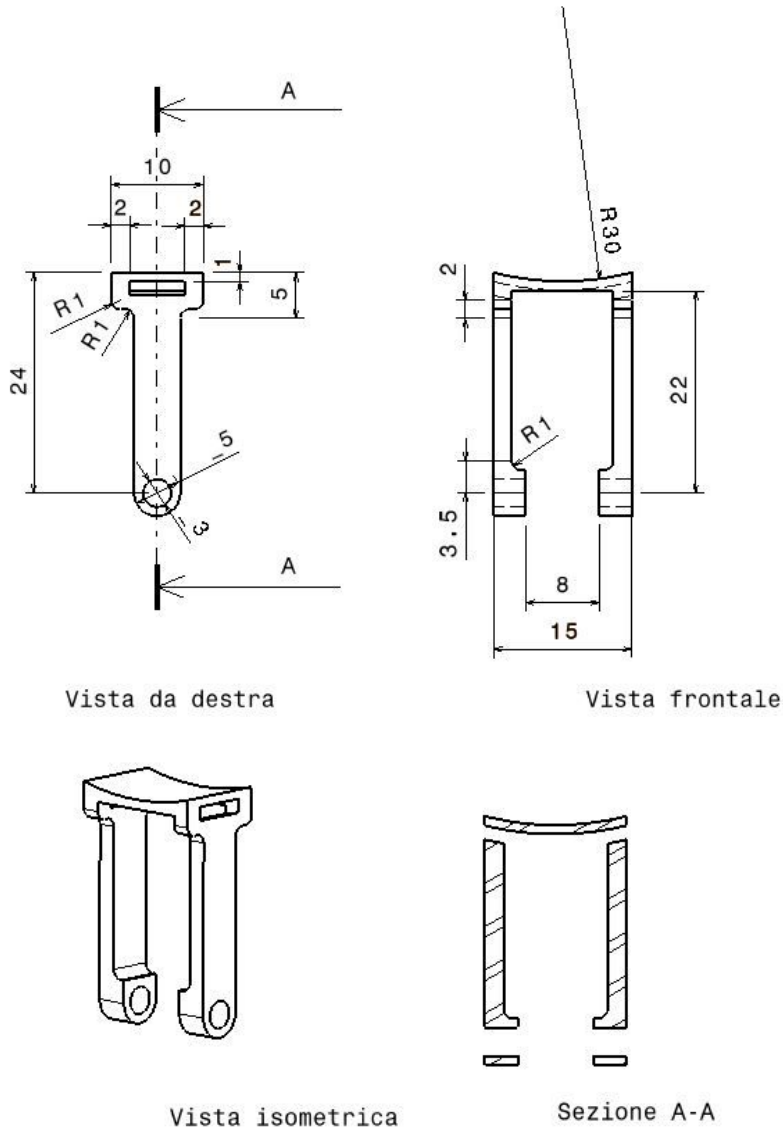


Figura 4.27 - Vista frontale, da destra, isometrica e sezione del link 1

Link 2

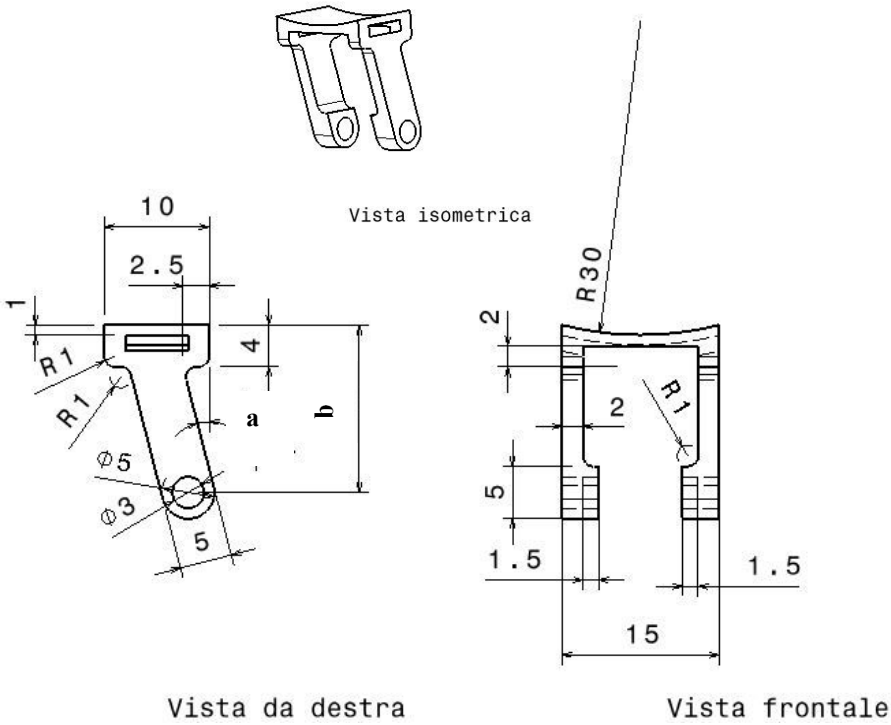


Figura 4.28 - Vista frontale, da destra e isometrica del link 2

Link 3

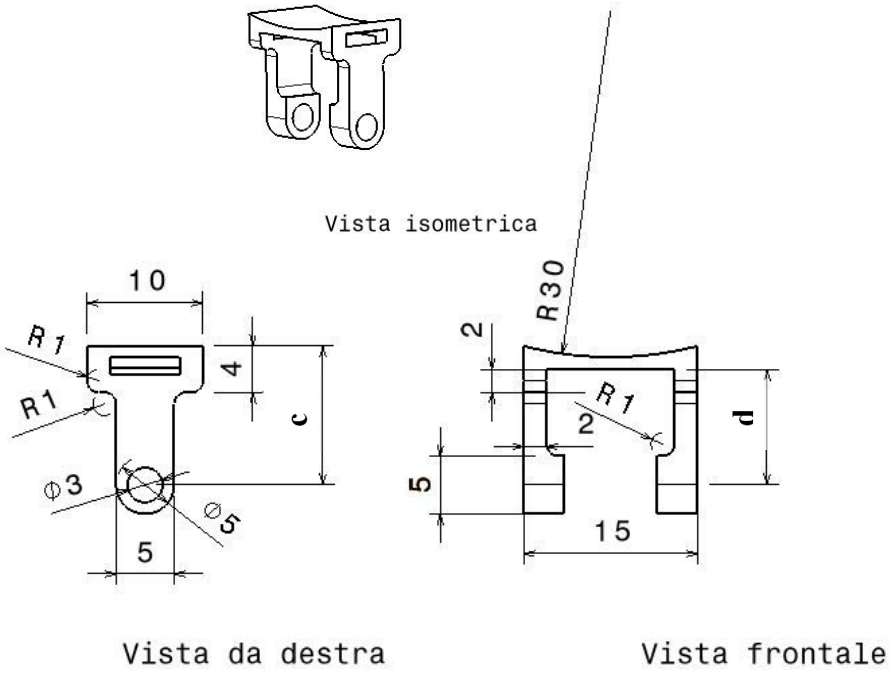


Figura 4.29 -Vista frontale, da destra e isometrica del link 3

Link 4

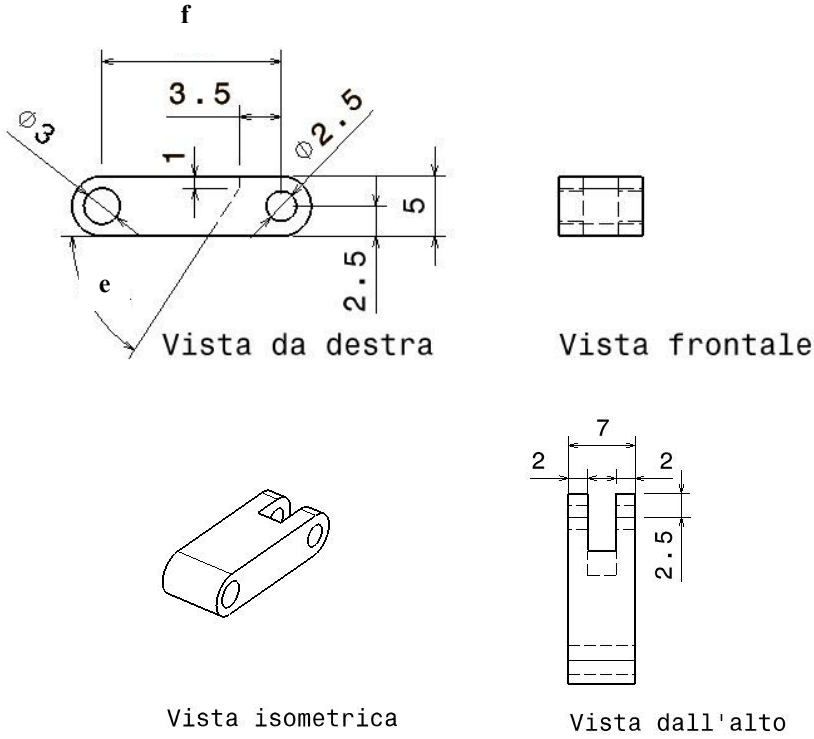


Figura 4.30 -Vista frontale, da destra, dall'alto e isometrica del link 4

Link 5

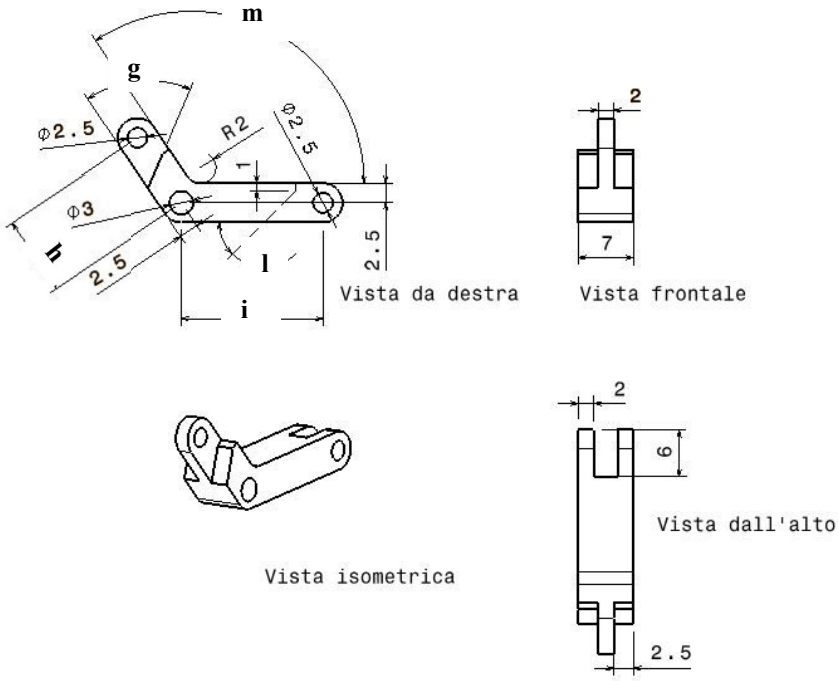


Figura 4.31 - Vista frontale, da destra, dall'alto e isometrica del link 5

Link 6

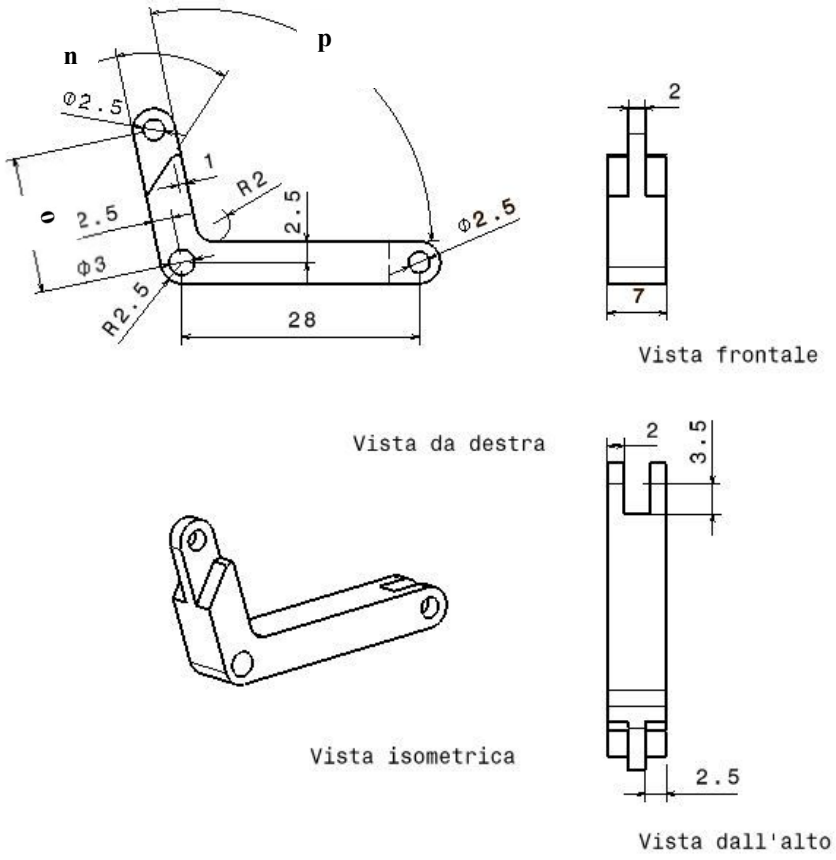


Figura 4.32 - Vista frontale, da destra, dall'alto e isometrica del link 6

Quota	Link	Pollice	Indice	Medio	Anulare	Mignolo
a [°]	2	-	14,4	31,8	23,5	4,8
b [mm]	2	-	16	16	16	16
c [mm]	3	16	12	12	12	8
d [mm]	3	14	10	10	10	6
e [°]	4	55,5	57	57	60	52
f [mm]	4	14,5	15	19	17	12
g [°]	5	-	57	57	60	52
h [mm]	5	-	10	11	11	11
i [mm]	5	-	18	18	18	15
l [°]	5	-	45	56	47	41
m [°]	5	-	124	127	127	109
n [°]	6	55,5	45	56	47	41
o [mm]	6	14	16	17	16	12.5
p [°]	6	98	102	113	107	92

Tabella 7 - Quote variabili tra gli stessi link di diverse dita

4.5.4 Carrello

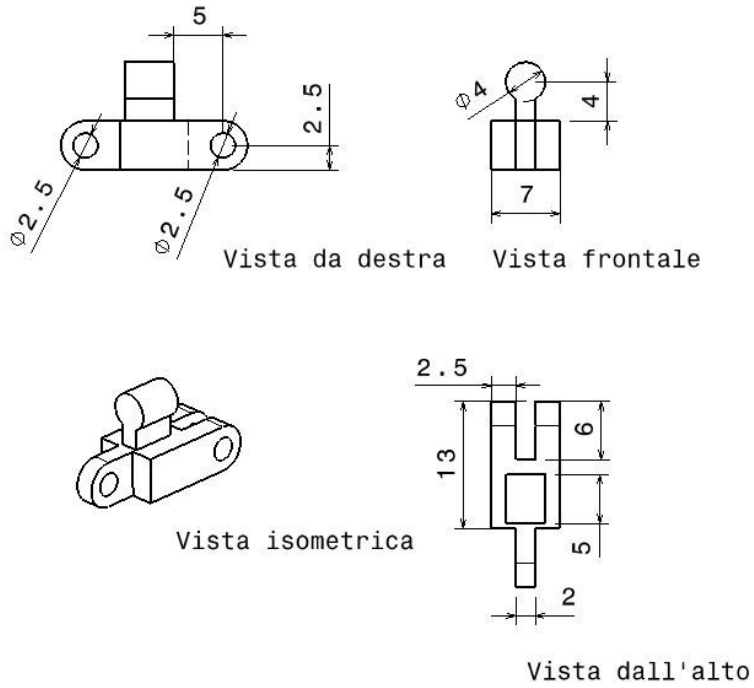


Figura 4.33 - Vista frontale, da destra, dall'alto e isometrica del carrello

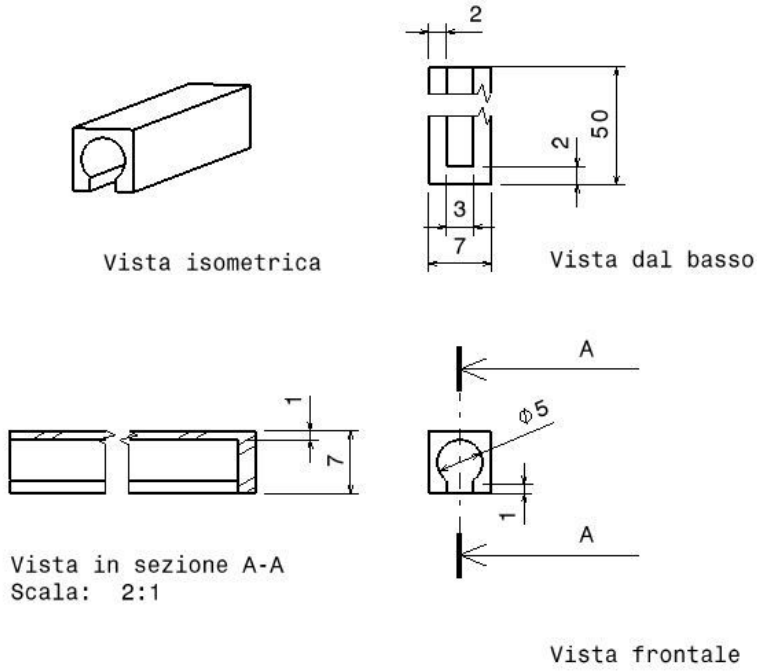


Figura 4.34 - Vista frontale, dal basso, in sezione e isometrica della guida del carrello

5. *Il prototipo*

5.1 Realizzazione

5.1.1 Stampa 3D

Terminata la fase di progettazione e ottimizzazione del modello, si è proceduto alla realizzazione del prototipo fisico.

Per scegliere quale processo di produzione adottare, sono stati presi in considerazione i seguenti parametri di lavorazione:

- costi;
- tempo di produzione;
- possibilità di personalizzazione del prototipo in base al paziente
- capacità di realizzare oggetti con forme complesse o di piccole dimensioni;
- reperibilità;
- materiale utilizzato (peso, biocompatibilità).

Quello che permette di avere il miglior compromesso tra tutte queste necessità è risultato essere la stampa 3d, utilizzando una stampante Sharebot Next Generation [VIII] che sfrutta come tecnologia di stampa la *Fused Filament Fabrication* (FFF).

La stampa 3d di tipo FFF, analoga alla tipologia *Fused Deposition Modeling* (FDM), è una tecnica di prototipazione rapida additiva, ossia che consente di realizzare il prodotto estrudendo tramite un ugello riscaldato un filamento di materiale, plastico o metallico, depositandone strati successivi che si solidificano immediatamente.

Per realizzare il primo strato, il filo è srotolato dalla bobina su cui è avvolto e

riscaldato oltre la sua temperatura di transizione vetrosa dall'ugello estrusore che lo deposita sul piano di stampa. Successivamente il piano si abbassa di un'altezza pari alla risoluzione verticale impostata, e l'ugello deposita lo strato di materiale successivo sul precedente. Questo procedimento iterativo prosegue fino a terminare il prodotto.

Questa tecnologia, a differenza delle tecniche classiche (asportazione di truciolo, deformazione e formatura), permette di produrre il pezzo senza che ci sia né la necessità di ricavare i percorsi utensile per le macchine a controllo numerico (NC), né l'obbligo di realizzare gli stampi. Inoltre permette di realizzare forme complesse, fori o sottosquadri direttamente o con l'aggiunta di materiale di supporto, facilmente rimovibile.

In questo progetto si è adoperato come materiale l'acido polilattico (PLA), un polimero termoplastico, perché rispetto all'ABS, altro polimero termoplastico molto diffuso in ambito di stampa 3d, permette un'estrusione a temperature inferiori (fra i 195°C e i 230°C), ha una percentuale di ritiro molto inferiore, ha una finitura più lucida, è più ecologico e non emette quasi alcun odore durante la procedura di stampa [VIII].

Per eseguire la lavorazione di stampa 3d è necessario passare dal modello CAD alle istruzioni per lo spostamento della testa dell'estrusore lungo il percorso in *x*, *y* e *z* (Figura 5.1).

Figura 5.1 - Passaggi per ottenere una stampa 3d

Il primo passaggio consiste nel convertire il modello solido CAD in una *mesh* in formato StL (*STereo Lithography*), che rappresenta un'approssimazione delle superfici tridimensionali mediante l'uso di triangoli. Ogni triangolo è identificato dalle coordinate dei suoi tre vertici e dal vettore della normale uscente, per un totale di 12 parametri. Durante quest'operazione, utilizzando i software CATIA

[S3] (modulo STL Rapid Prototyping) e MeshLab [S4], si sono eliminate tutte le anomalie topologiche presenti nella *mesh* e successivamente, questa è stata ottimizzata variando la dimensione dei triangoli dinamicamente in base alla curvatura locale del modello.

Il secondo passaggio consiste nella procedura di *slicing*, ossia nel suddividere la *mesh* StL in strati orizzontali (*layer*) calcolando il percorso che l'utensile deve eseguire per realizzare il pezzo voluto [IX]. I parametri principali per generare il G-Code, che è stato necessario impostare nel software Slic3r [S5], sono riportati in Tabella 8.

Altezza *layer*	0,2 mm
Densità riempimento - forma	15% - nido d'ape
Materiale di supporto	Sì con angoli acuti minori di 45°
Diametro del filo	1,75 mm
Diametro ugello	0,35 mm
Temperatura estrusione	230°C il primo strato, 215°C i successivi
Temperatura piano	40°C

Tabella 8 - Parametri principali adottati per la stampa 3d

Un'attenzione particolare è stata posta sull'orientamento dei pezzi sul piano di stampa (Figura 5.2). Infatti si è cercato il miglior compromesso tra la minima quantità di materiale d'apporto necessario (rappresentato in verde) e la miglior finitura delle superfici esterne tenendo sempre in considerazione che bisognava garantire la possibilità di rimuovere il materiale d'apporto senza che ci fosse il pericolo di rovinare i componenti ottenuti. La Figura 5.3 mostra un'anteprima dello strato ad un'altezza *z* pari a 4,10 mm, in cui è possibile osservare le diverse tipologie di riempimento adottate.

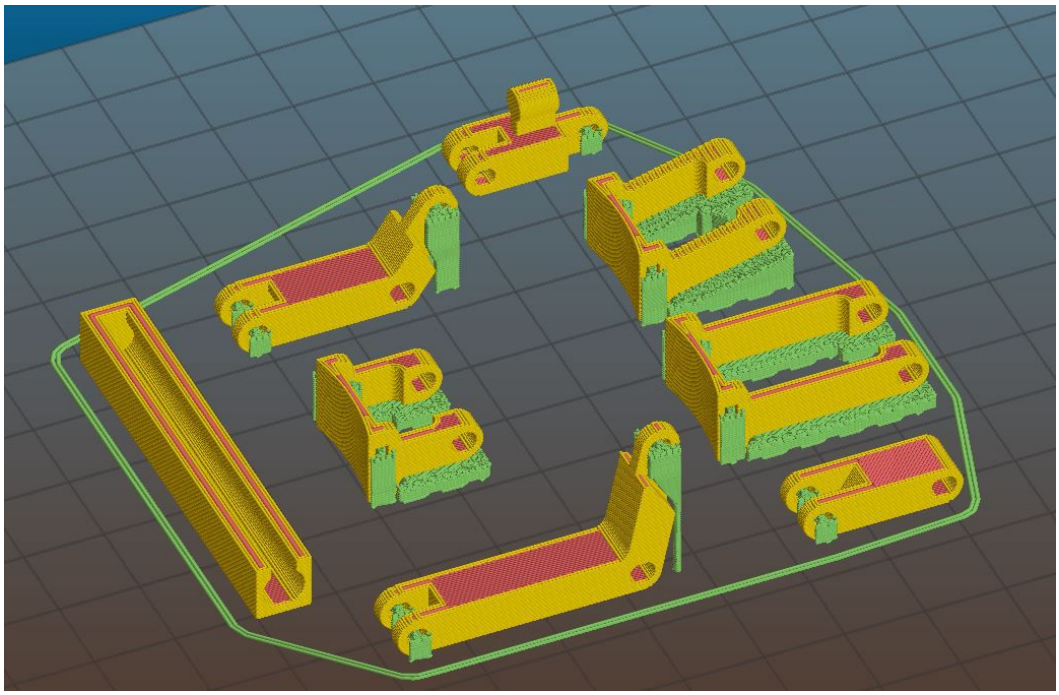


Figura 5.2 - Anteprima 3d dei componenti dell'indice, con l'aggiunta del carrello e della sua guida, in Slic3r.

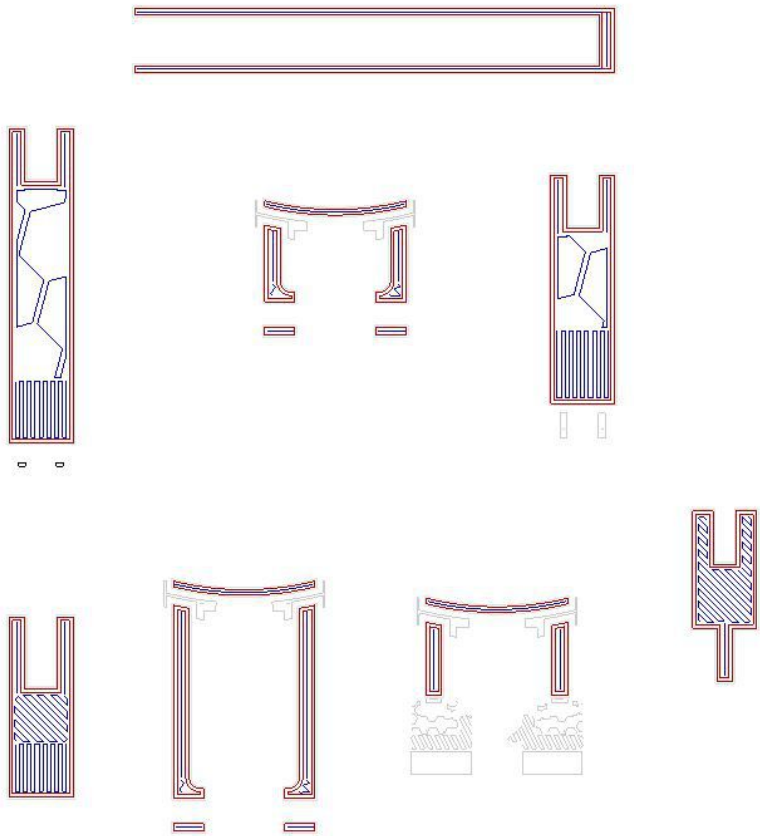


Figura 5.3 - Anteprima della traiettoria dell'utensile al livello *z = 4,10* mm.

Per realizzare tutto l'esoscheletro sono stati necessari 14.669,7 mm di materiale, corrispondenti ad un costo di circa € 1,61 [X], per un tempo di lavorazione totale indicativo di 5 ore e 40 minuti, come risulta dalla Tabella 9.

Stampa	Lunghezza filo [mm]	Volume [cm^3]	Costo [€]	Tempo [h:m:s]
Pollice	1.541,4	3,7	0,17	0:37:16
Indice	2.250,8	5,4	0,25	0:57:59
Medio	2.183,4	5,3	0,24	0:52:34
Anulare	2.278,3	5,5	0,25	0:56:07
Mignolo	2.067,4	5,0	0,23	0:50:31
Carrelli	4.348,4	10,5	0,48	1:25:10
Totale	**14.669,7**	**35,4**	**1,61**	**5:39:37**

Tabella 9 - Riepilogo costi e tempi di stampa

5.1.2 Montaggio

Dopo aver realizzato tutti i componenti principali dell'esoscheletro, è incominciata la fase di montaggio. A causa della limitata resistenza meccanica del PLA e volendo limitare sia l'ingombro trasversale che la forza d'attrito tra due link, i bulloni sono stati serrati con una forza limitata e si è impedito lo svitamento del dado con l'utilizzo di un sigillafiletti a fissaggio medio [XI] per fare a meno del controdado.

Inoltre, per evitare sia una rapida usura delle parti che un coefficiente d'attrito elevato, sono stati interposti tra i link adiacenti delle rondelle in acciaio.

Per quanto riguarda il fissaggio dell'esoscheletro alla mano del paziente, un obiettivo preposto era che fosse indossabile indipendentemente dallo spessore delle dita. Per far ciò, in un primo momento si è pensato di utilizzate delle bande elastiche con del velcro alle estremità. Tuttavia, fin dalle prime analisi sperimentali, è emerso che per garantire una posizione dei primi tre link perpendicolare alle relative falangi era necessario stringerele notevolmente, condizione che è risultata scomoda e poco praticabile considerando i tempi di utilizzo necessari.

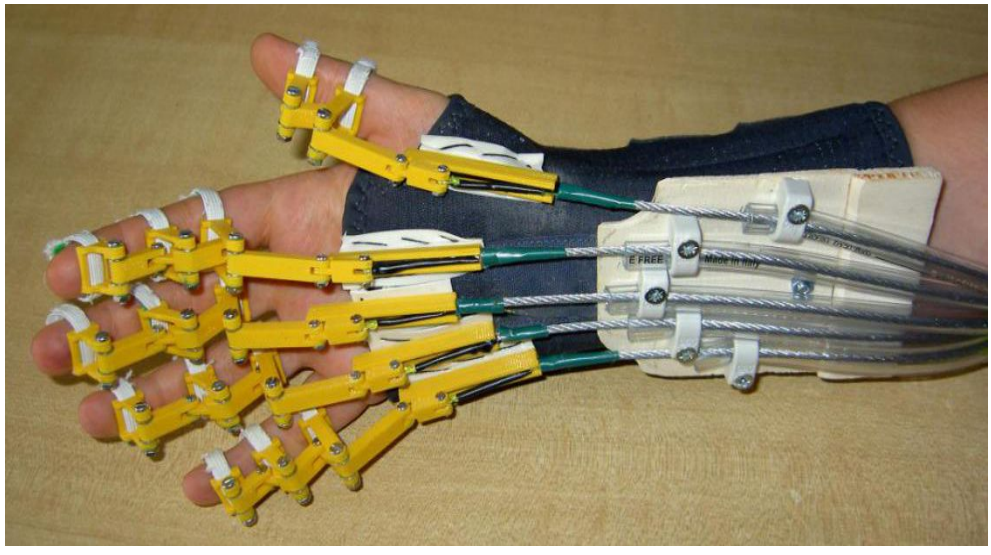
Per risolvere questo problema si è deciso di cucire sulla banda elastica una fascetta di plastica semi-rigida, posizionata sempre all'interno della fessura

realizzata nei primi tre link che, avvolgendo il dito, permette di ottenere un posizionamento corretto dell'esoscheletro (Figura 5.4). Questo tipo di connessione permette inoltre di adattare l'esoscheletro anche alla lunghezza delle falangi, di una mano di taglia media, spostando leggermente in avanti o indietro i primi tre link, evitando però di non avvicinarsi troppo alla condizione di anomalia definita dagli angoli α e β come descritto nel paragrafo 4.4.

(a) (b)

Figura 5.4 - Foto dell'esoscheletro (a) con ingrandimento dei collegamenti (b)

Infine si sono connesse le cinque guide dei carrelli a un tutore rigido per il polso (Figura 5.5) a cui sono state fissate anche le guaine delle funi per la trasmissione del moto, permettendo di aumentare la vestibilità e, allo stesso tempo, di limitare il peso a 0,32 kg.



(a)

(b)

Figura 5.5 - Foto dell'esoscheletro collegato al tutore della mano dal basso (a) e dall'alto (b)

5.2 Attuazione

Per azionare l'esoscheletro sono stati utilizzati cinque servomotori digitali, le cui specifiche principali sono riportate in Tabella 10. Considerando sia le dimensioni che il peso, si è deciso di non montarli direttamente sul braccio del paziente, ma di realizzare una struttura esterna che li contenesse e di trasmettere la coppia attraverso un sistema di cavi-guaina.

Modello	RDS3115 - 360° MG
Sistema di controllo	PWM
Tensione operativa	Da 4,8 V a 7,2 V
Corrente assorbita	150 mA
Coppia a 4,8V	13,5 kg_f*cm (132,44 N*cm)
Coppia a 6V	15 kg_f*cm (147,15 N*cm)
Velocità a 4,8V	0,16 s/60°
Velocità a 6V	0,14 s/60°
Dimensioni	40 x 20 x 40,5 mm
Peso	60 g
Prezzo	€ 14,99

Tabella 10 - Specifiche generali dei servomotori utilizzati [XII].

In Figura 5.6 è rappresentato lo schema del sistema di attuazione di ogni dito. Una puleggia di 30mm di diametro, su cui è avvolto del filo di nylon, è fissata a un servomotore. Quando quest'ultimo ruota in senso antiorario, tira l'estremità di una molla a trazione collegata al filo di nylon. Alla medesima estremità è connessa anche la fune che, scorrendo nella guaina fino al tutore dove è fissato l'esoscheletro, tira il carrello e impone la flessione del dito del paziente. Quando il servomotore torna nella sua posizione iniziale, ruotando in senso orario, è la molla che esercita la forza di compressione sulla fune che permette di spingere il carrello, scorrendo nel binario, ed eseguire il movimento di estensione.

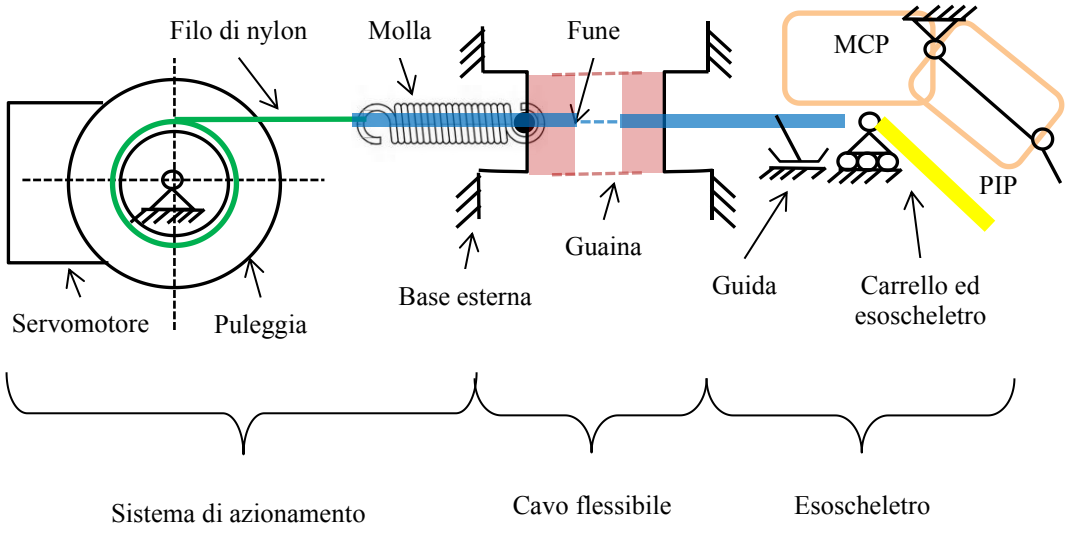


Figura 5.6 - Schema del sistema di azionamento dell'esoscheletro

Le funi adottate per trasmettere il moto sono realizzate con 42 fili di acciaio zincato e hanno un diametro esterno di 3mm poiché devono esercitare sia una forza di trazione che di compressione sul carrello dell'esoscheletro. È proprio quest'ultimo fatto che non permette di scegliere un diametro inferiore. Infatti, è necessaria una parte di fune esterna alla guaina di lunghezza almeno pari alla corsa del carrello, qui si è deciso di lasciare 50mm, per evitare che durante la trazione la giunzione della fune con l'esoscheletro entri in contatto con la guaina, impedendone il moto. In questo tratto, la fune risulta soggetta a carico di punta da parte del carrello e quindi un diametro di 3mm è risultato sperimentalmente il

minimo che consentiva di evitare il fenomeno del *buckling*. Successivamente la parte terminale è stata rivestita con del nastro isolante per farla scorrere agevolmente nella guida del carrello senza che la danneggiasse o ne fuoriuscisse.
La scelta delle molle si è basata sulla loro capacità di soddisfare due necessità: la prima è di poter esercitare una forza di richiamo sufficiente per azionare l'esoscheletro in caso di muscoli flaccidi o con un basso livello di ipertono [25, 26, 27, 28] senza creare sollecitazioni eccessive per il PLA; la seconda è di permettere, allo stesso tempo, un allungamento oltre i 50mm senza snervarsi, per poter imporre un precarico e quindi non avere mai una forza nulla.
La costante elastica (k) della molla selezionata è stata ricavata sperimentalmente misurando gli allungamenti generati dell'applicazione di quattro carichi noti e successivamente interpolando tali dati con una retta, secondo la *legge di Hook* in forma vettoriale (5)

$$\vec{F}_e = -k * \Delta\vec{x} \tag{5}$$

dove $\vec{F}_e$ è il vettore della forza elastica, k è la costante elastica positiva e $\Delta\vec{x}$ è il vettore dello spostamento rispetto alla posizione di equilibrio. Il segno negativo indica che il verso della forza è sempre opposto a quello dello spostamento [29].

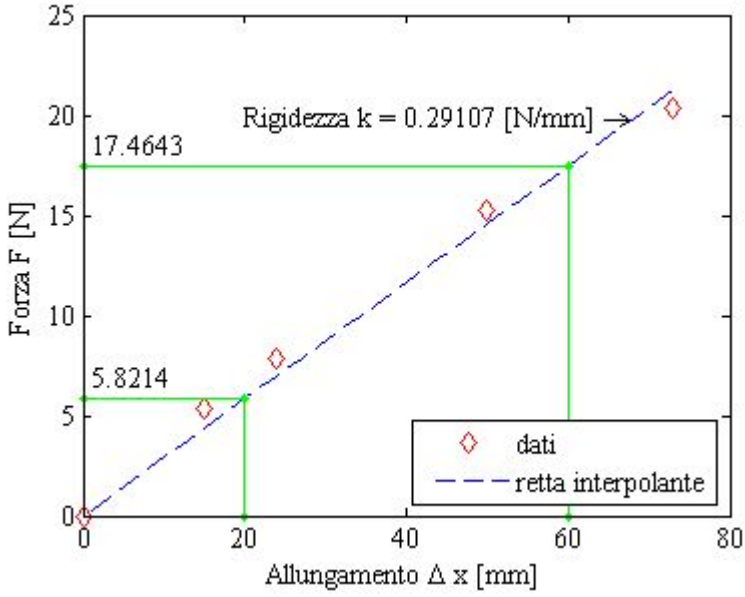


Figura 5.7 - Interpolazione dell'andamento della forza elastica delle molle

La Figura 5.7 riporta il grafico risultante da questo procedimento in cui emerge una rigidezza di 0,29107 N/mm e la capacità di estendersi per più di 70mm. Inoltre è evidenziato, dai segmenti verdi, il campo di utilizzo, da un allungamento iniziale di 20mm fino a 60mm nel momento di massima trazione.

Le Figure dalla 5.8 alla 5.10 riportano le viste frontale, dall'alto, laterale e in sezione del progetto della struttura esterna in cui, per facilitarne la comprensione, vengono riportate solo le quote principali (in millimetri) e tralasciate le viti utilizzate per bloccare i diversi componenti.

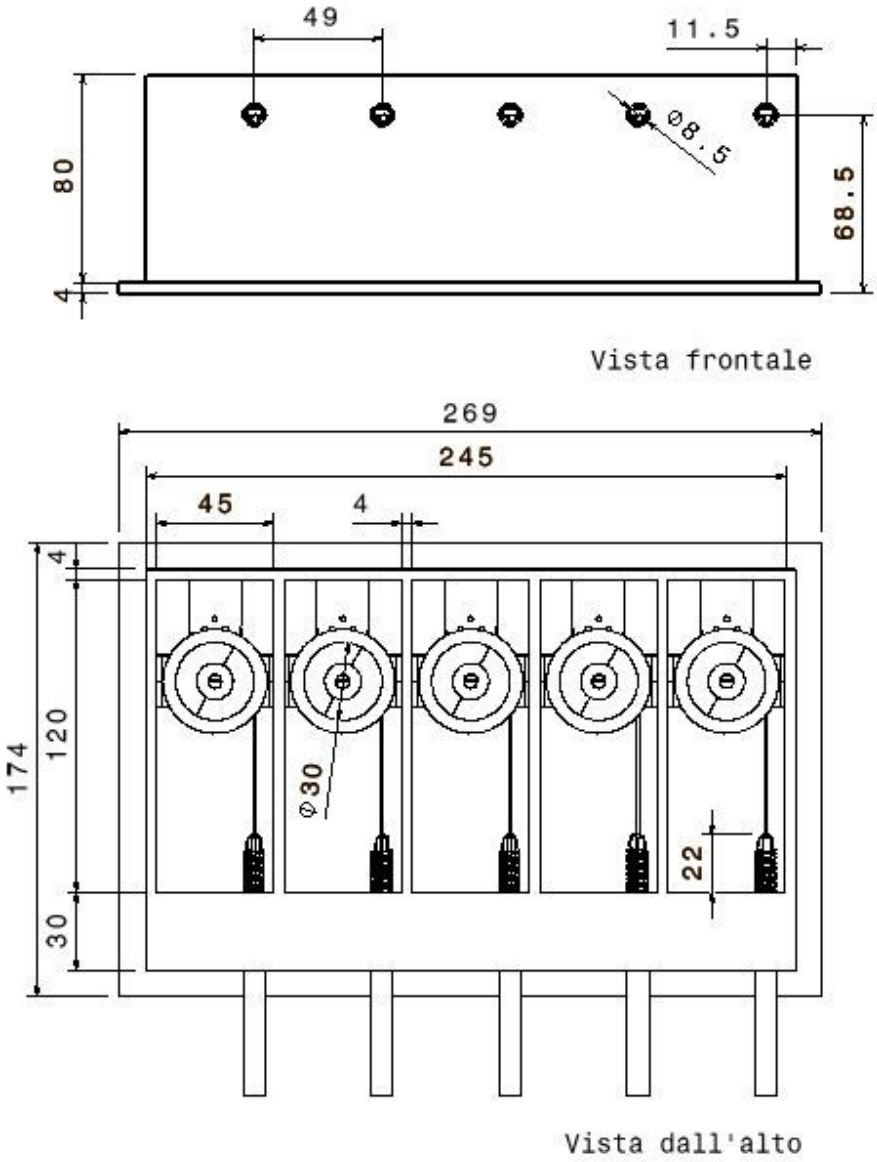


Figura 5.8 - Vista frontale e dall'alto della struttura per l'azionamento

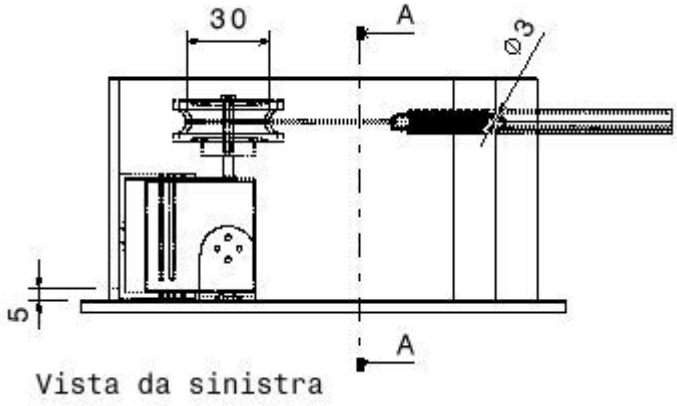


Figura 5.9 - Vista laterale sinistra della struttura per l'azionamento

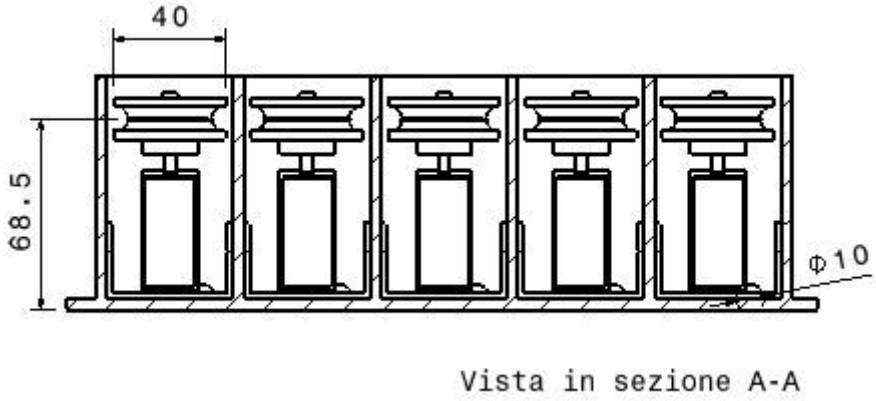


Figura 5.10 - Vista in sezione della struttura per l'azionamento

La Figura 5.11 mostra la vista isometrica del progetto dell'azionamento in cui sono visibili:

- la struttura esterna in legno (1) con l'asta (2) utilizzata per fissare le molle;
- i cinque servomotori (7), ognuno dotato di una puleggia (8) necessaria per il tiro delle funi tramite un filo di nylon (4);
- le cinque molle (3) che esercitano la forza di spinta sulle funi;
- i cinque sistemi di trasmissione del moto, costituiti dalle funi (6) e dalle guaine (5) che le contengono.

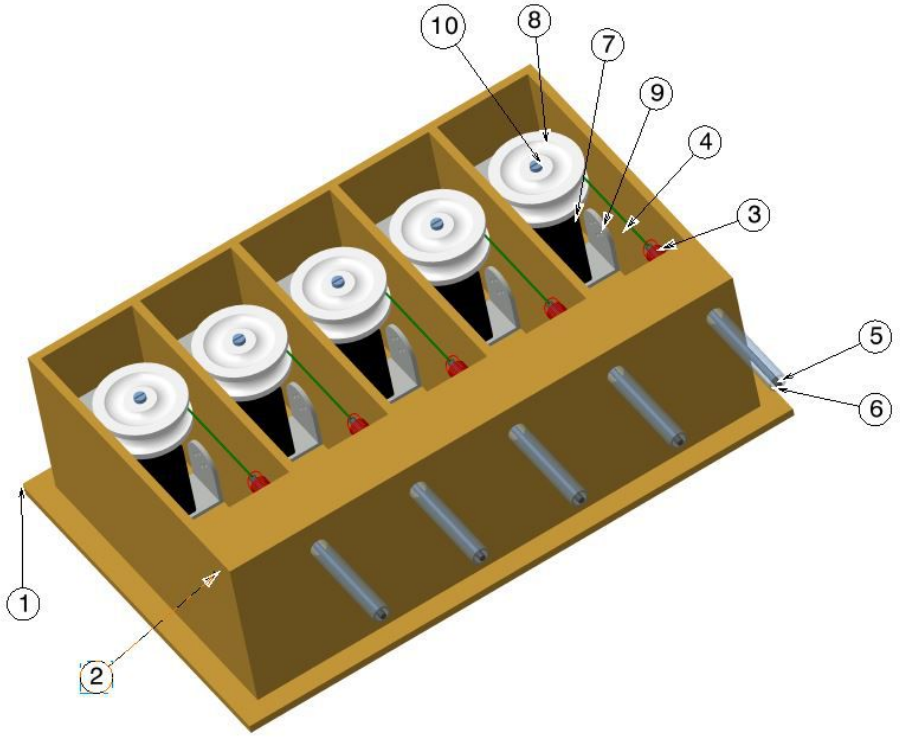


Figura 5.11 - Vista isometrica con pallinatura dei componenti della struttura per l'azionamento

La Figura 5.12 mostra infine una foto della struttura reale realizzata.

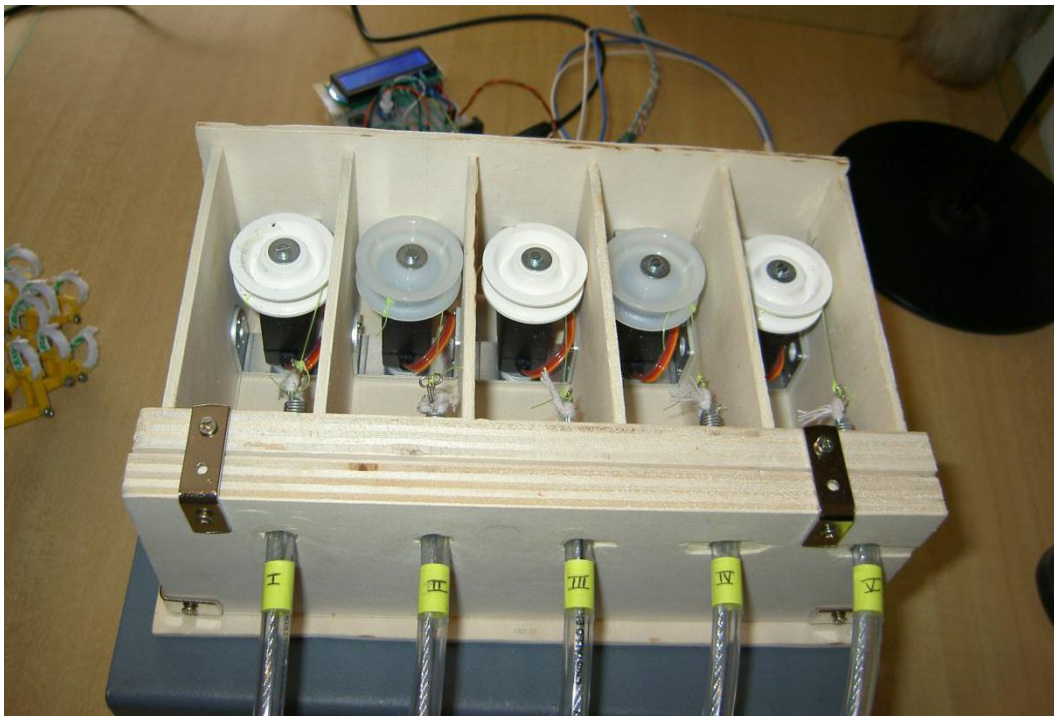


Figura 5.12 - Foto della struttura realizzata

5.3 Controllo

In questo lavoro si vuole dare la possibilità al paziente, affetto da emiplegia in conseguenza dell'ictus, di controllare l'esoscheletro con la mano sana. A questa tipologia di riabilitazione attiva si è deciso di affiancare anche alcuni esercizi passivi, che possono essere decisi dal fisioterapista.

Analizzando l'incidenza della malattia al variare dell'età (Figura 1.6) si osserva che la maggior parte dei casi di ictus si manifesta dopo i 45 anni, con una crescita sempre maggiore. Di conseguenza si è deciso di realizzare un sistema di controllo di semplice comprensione che non richiedesse l'obbligo di possedere un computer, per non precludere a nessuno l'uso del dispositivo riabilitativo.

Tuttavia, per coloro che sono dotati di un computer, è stata progettata un'applicazione per associare alla terapia motoria anche quella cognitiva, che verrà descritta approfonditamente nel Capitolo 6.

Per il controllo si è utilizzata una scheda Arduino UNO, cioè una scheda basata sul microcontrollore ATmega328P con 14 pin digitali di ingresso / uscita (di cui 6 possono essere utilizzati come uscite PWM) e 6 ingressi analogici [XIII]. Nel programma realizzato con l'ambiente di sviluppo integrato (IDE) di Arduino [S6]:

- gli input sono:
  - cinque sensori di flessione che rilevano le posizioni delle dita della mano sana,
  - un pulsante che permette all'utente di scegliere quale esercizio svolgere,
  - un potenziometro per regolare la luminosità dello schermo LCD;
- gli output sono:
  - uno schermo LCD che mostra all'utente il nome dell'esercizio attuale, permettendogli di scegliere,
  - cinque servomotori che controllano l'esoscheletro.

L'algoritmo generale è mostrato nei diagrammi a blocchi dalla Figura 5.13 alla 5.19.

Esso è costituito dal programma principale e da sette procedure (Appendice A).

- Nel programma principale (Figura 5.13) si includono le librerie dei servomotori e del display a cristalli liquidi, si definiscono le variabili che

devono essere note a tutte le funzioni e si inizializzano quelle relative al pulsante e alla gestione del tempo. La variabile booleana *tarare* serve per attivare il monitor seriale e fare il debugging del programma. Successivamente si chiamano le procedure di *setup* e di *loop*.

- La procedura *setup* (Figura 5.14) viene eseguita soltanto all'avvio e in questa fase vengono definiti i pin utilizzati per l'LCD e i servomotori. Inizialmente sono posizionati a 0° e il display mostra la scritta "Servo motori spenti".
- Nella procedura *loop* (Figura 5.15), che viene eseguita iterativamente, si controlla continuamente lo stato del pulsante di input. Quando questo viene premuto si incrementa il valore della variabile *reply* (da 0 a 3), che identifica la scelta tra le condizioni possibili del dispositivo. Il controllo su *HIGH* è stato introdotto per evitare che l'input dell'utente fosse considerato due volte quando egli rilascia il pulsante. Il contatore *i* varia da 0 a 5 e permette di gestire la funzione *countdown*.
- Nella procedura *countdown* (Figura 5.16) si genera un conto alla rovescia di cinque secondi, mostrato sul display, che permette all'utente di scegliere l'esercizio da eseguire prima che i servomotori si attivino. Per non perdere il controllo sul pulsante e quindi l'input, è stato necessario evitare l'uso della funzione *delay*, che arresta il sistema per il tempo definito, ma si è realizzato un confronto continuo col tempo trascorso con la funzione *millis*.
- La procedura *screen* (Figura 5.17) si occupa della gestione dell'LCD scrivendo, in funzione del valore della variabile *reply*, il titolo dell'esercizio scelto.
- Le procedure *twoFingers* e *hand* sono un esempio di due esercizi di riabilitazione passiva in cui i servomotori estendono e flettono ciclicamente il pollice e l'indice o tutte le dita della mano rispettivamente. Per questa somiglianza, in Figura 5.18 è riportato solo lo schema a blocchi della funzione *twoFingers*.
- La procedura *sensors* (Figura 5.19) è quella dedicata alla riabilitazione attiva. Essa legge i valori analogici ricevuti dai cinque sensori di flessione e per ognuno fa una media su 100 misure, per evitare errori derivati da segnali istantanei. Successivamente crea una correlazione tra il numero calcolato e

l'angolo da imporre ai servomotori in base alla taratura. Nel caso l'angolo eccedesse il limite di 0° o 179° viene impostato all'estremo. Infine viene inviato il comando ai servomotori, che possono azionare l'esoscheletro.

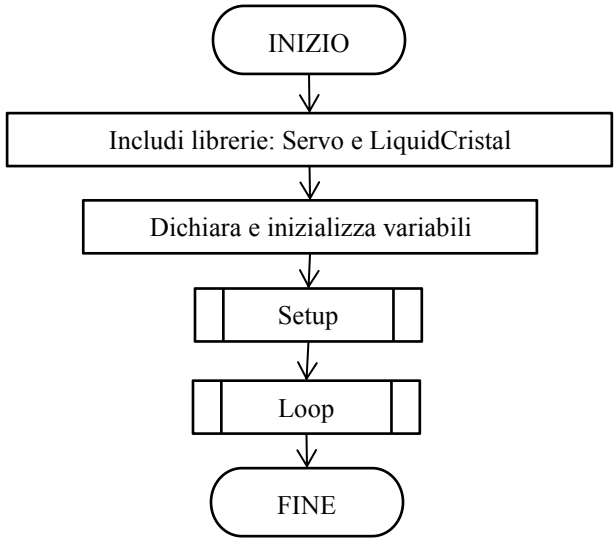


Figura 5.13 - Diagramma a blocchi del programma principale

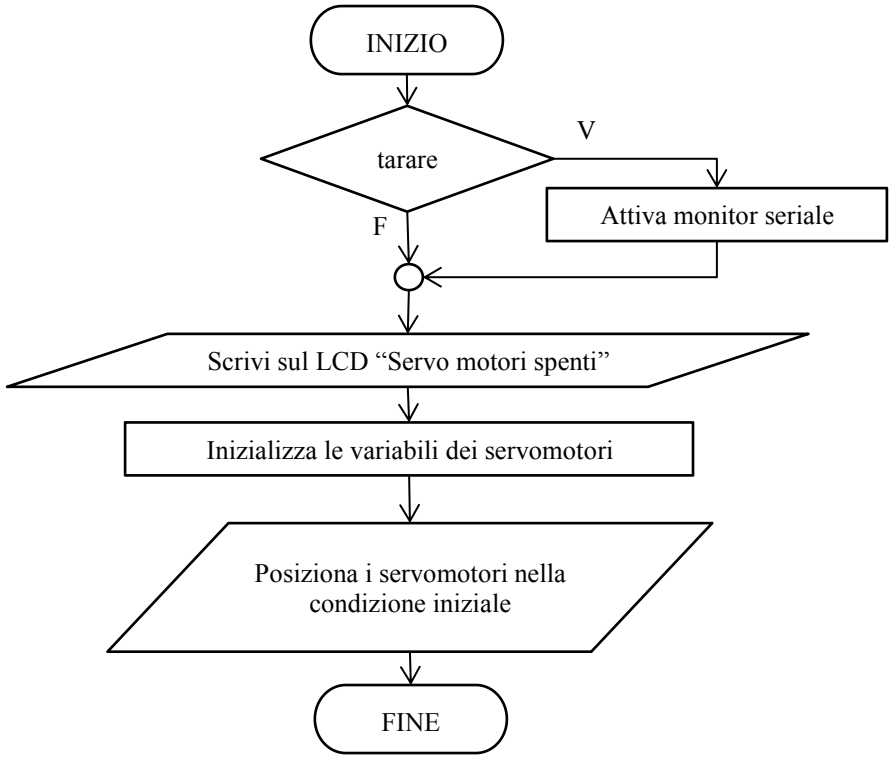


Figura 5.14 - Diagramma a blocchi della procedura setup

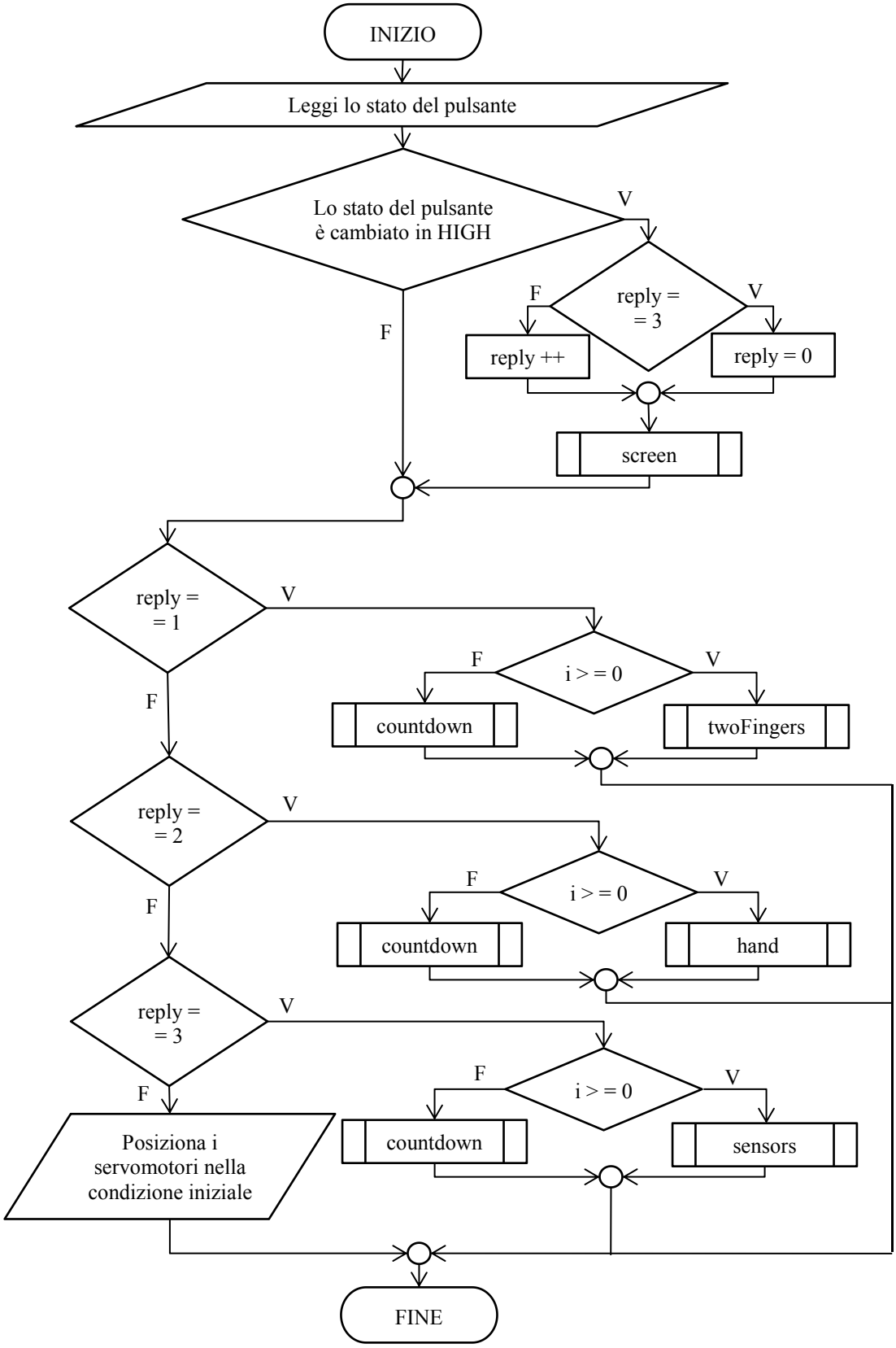


Figura 5.15 - Diagramma a blocchi della procedura loop

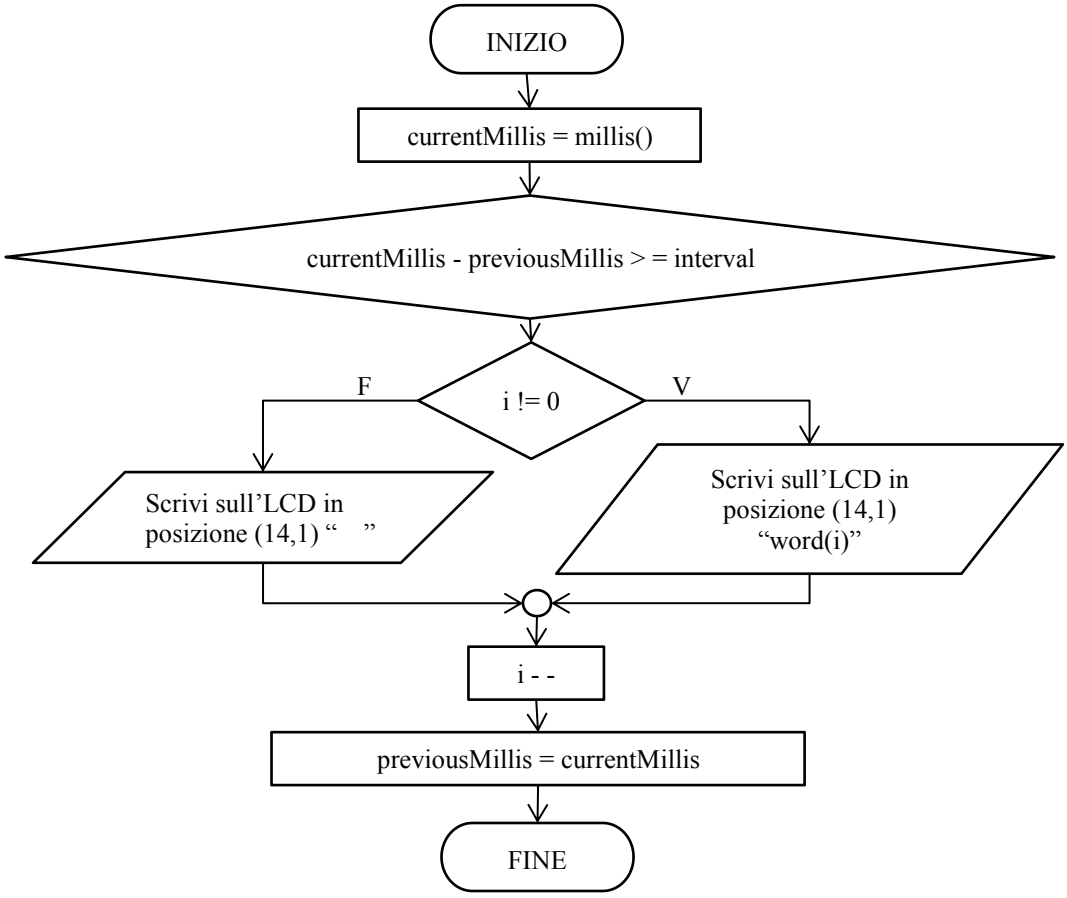


Figura 5.16 - Diagramma a blocchi della procedura coutdown

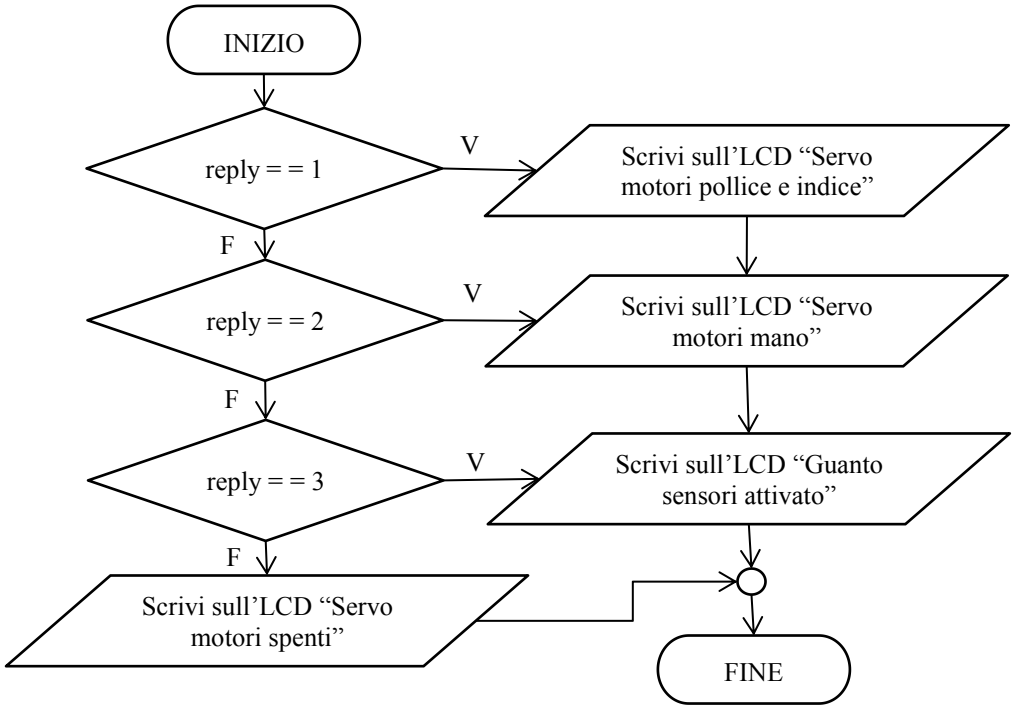


Figura 5.17 - Diagramma a blocchi della procedura screen

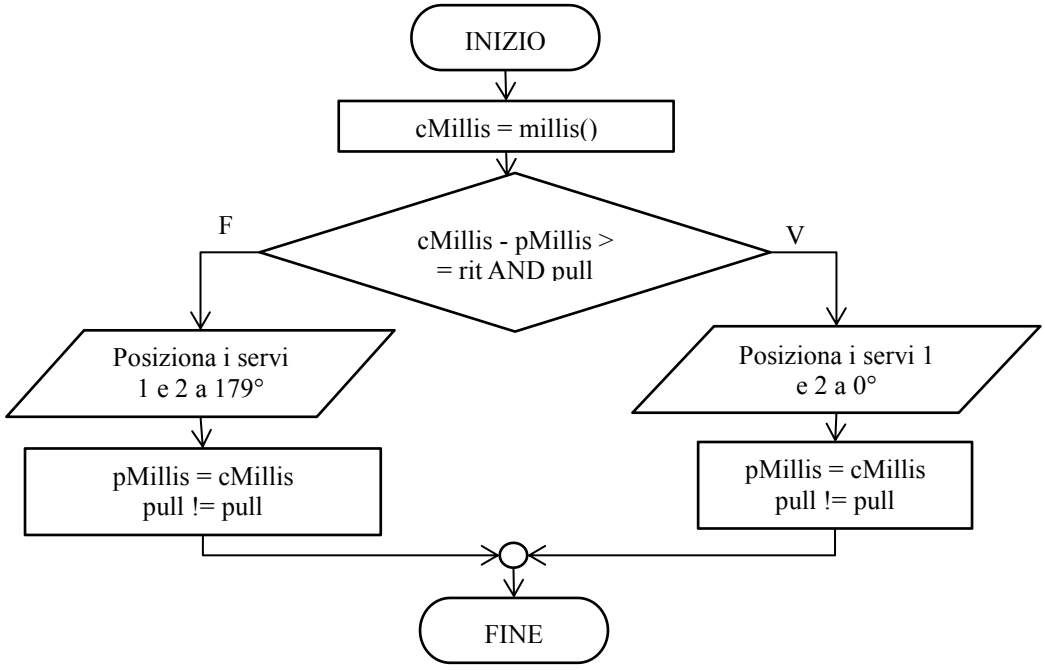


Figura 5.18 - Diagramma a blocchi della procedura twoFingers

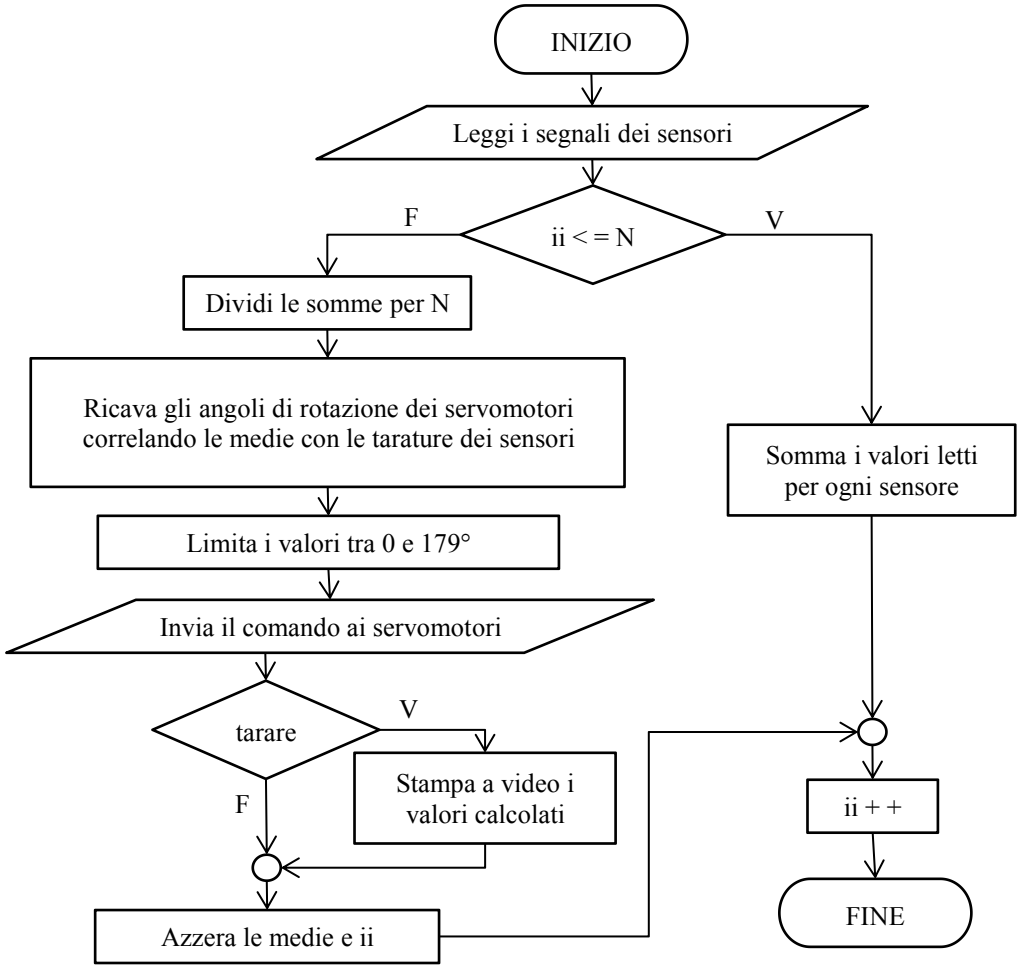


Figura 5.19 - Diagramma a blocchi della procedura sensors

In Figura 5.20 si riporta lo schema del circuito elettrico realizzato, in cui sono indicate anche la presa (1) a cui collegare l'alimentatore USB per connetterlo alla rete elettrica domestica e la presa per collegare l'alimentatore a 5V (2) necessario per i servomotori.

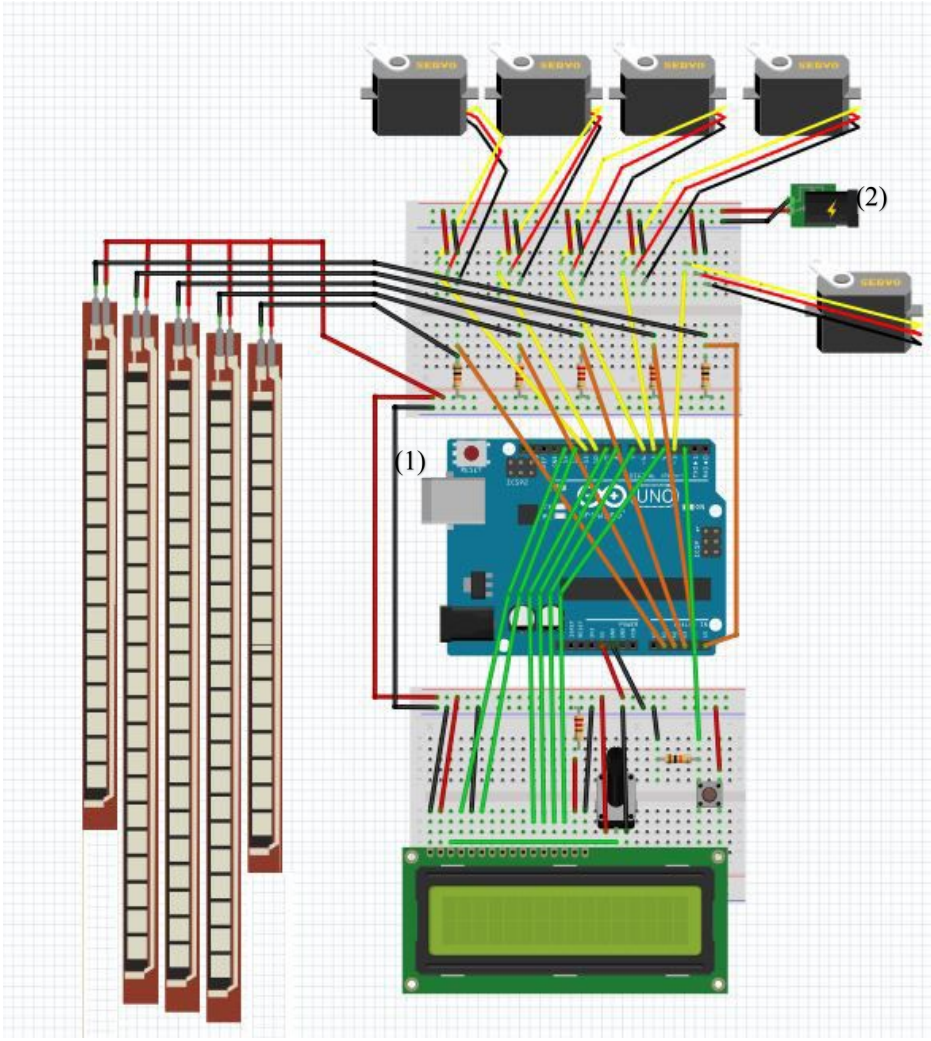


Figura 5.20 - Schema del circuito realizzato con Fritzing [S7]

I sensori di flessione [XIV, XV] sono posizionati all'interno di guaine in stoffa cucite su un guanto, e fissati solo a un'estremità per permettere loro di adattarsi alle dita quando si flettono (Figura 5.21).

Per rivestire meglio le dita si sono usati due sensori di lunghezza attiva 55,37mm per il pollice e il mignolo e tre sensori da 95,25mm per le altre tre dita, per un costo complessivo di € 75,23 [XVI, XVII].

Figura 5.21 - Foto del guanto di controllo con i sensori di flessione

Per migliorare la leggibilità del valore di tensione in uscita da ogni sensore di flessione è necessario realizzare un partitore di tensione, posizionando in serie al sensore una resistenza nota, di 10 e 2,2 kΩ rispettivamente per i sensori da 55,37 e 95,25mm [XVIII, XIX].

Il sistema di controllo adottato è in anello aperto. In questa tipologia di controllo è necessario conoscere con accuratezza il comportamento del sistema in quanto la forza di controllo non dipende dal suo stato effettivo ma da quello imposto come riferimento [30].

Per questo motivo la taratura dei sensori, e di conseguenza il legame tra l'ingresso e l'uscita del sistema, ha un ruolo fondamentale.

In primo luogo si è voluto verificare, usando il software MATLAB [S2], la relazione lineare tra la curvatura dei sensori con il valore di tensione restituito. Per ognuno dei cinque sensori, sono state eseguite dieci misurazioni su nove cilindri con una curvatura nota (linee continue in Figura 5.22) e quattordici misurazioni indossando il guanto e tenendo la mano aperta e poi chiusa (linee tratteggiate, rispettivamente blu e verde).

Di seguito si riportano a titolo esemplificativo i grafici relativi al pollice (dalla Figura 5.22 alla 5.24).

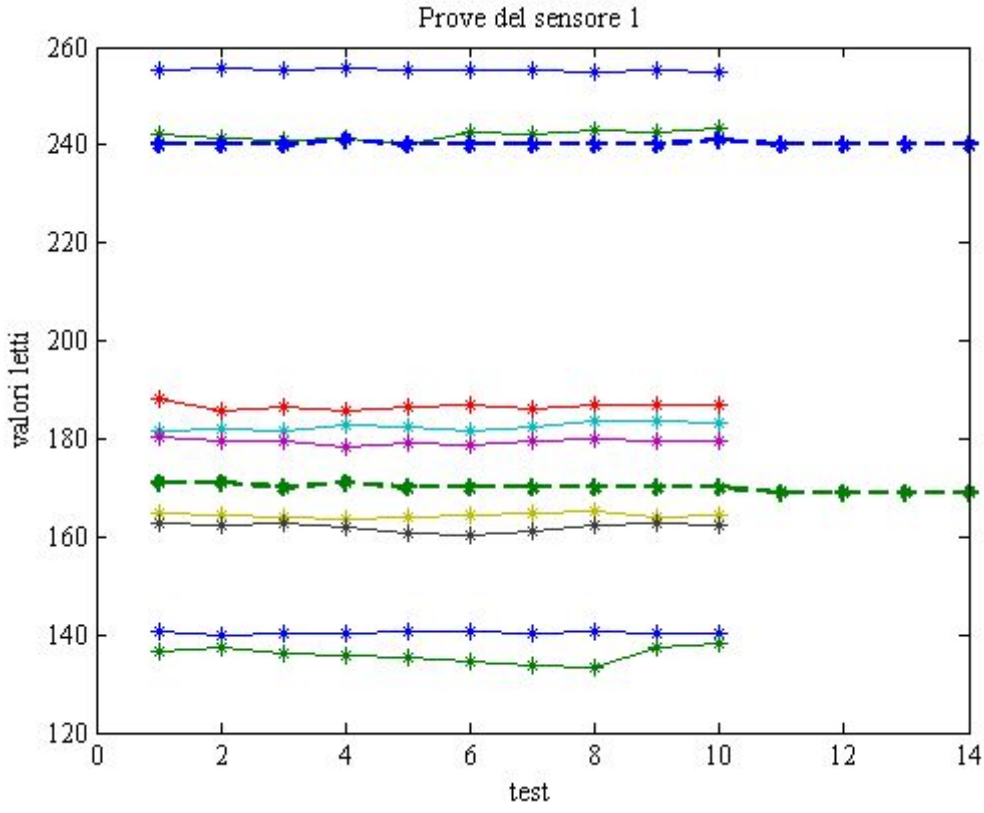


Figura 5.22 - Prove svolte sul sensore 1

Il calcolo della media delle dieci misure ottenute dai cilindri ha reso possibile ricavare l'equazione della retta interpolante (linea tratteggiata in Figura 5.23), mentre i valori ricavati dalla mano sono stati utilizzati come limiti di riferimento per la correlazione con gli angoli estremi di rotazione dei servomotori effettuata nella procedura Sensors.

Invece dall'analisi della deviazione standard su tutte le misure, riportate in Figura 5.24 in cui le prime nove sono sui cilindri e le ultime due rappresentano quelle della mano aperta e chiusa, sono emerse delle variazioni dei valori istantanei fino a 3 punti. Sebbene queste siano contenute, si è ritenuto comunque opportuno mediare 100 valori prima di inviare il segnale ai servomotori, per limitare le fluttuazioni.

Inoltre, ciò non compromette la velocità di risposta del sistema perché il processo di calcolo avviene durante il tempo necessario al servomotore per raggiungere fisicamente la posizione voluta.

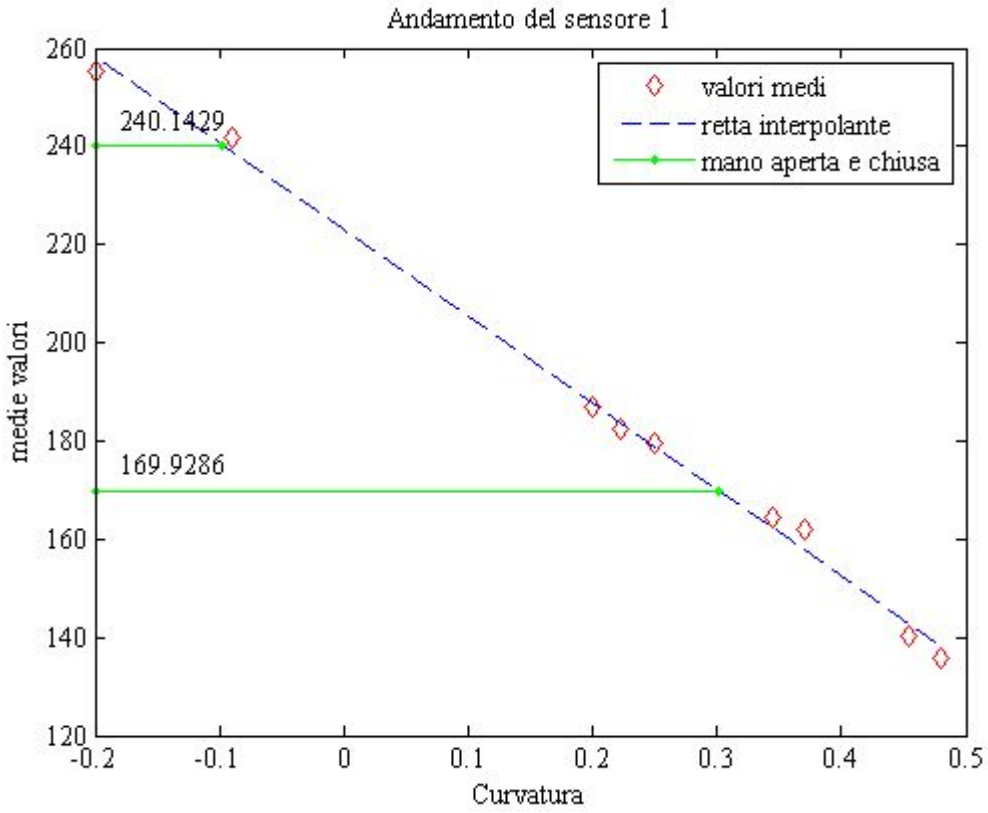


Figura 5.23 - Andamento lineare del sensore 1

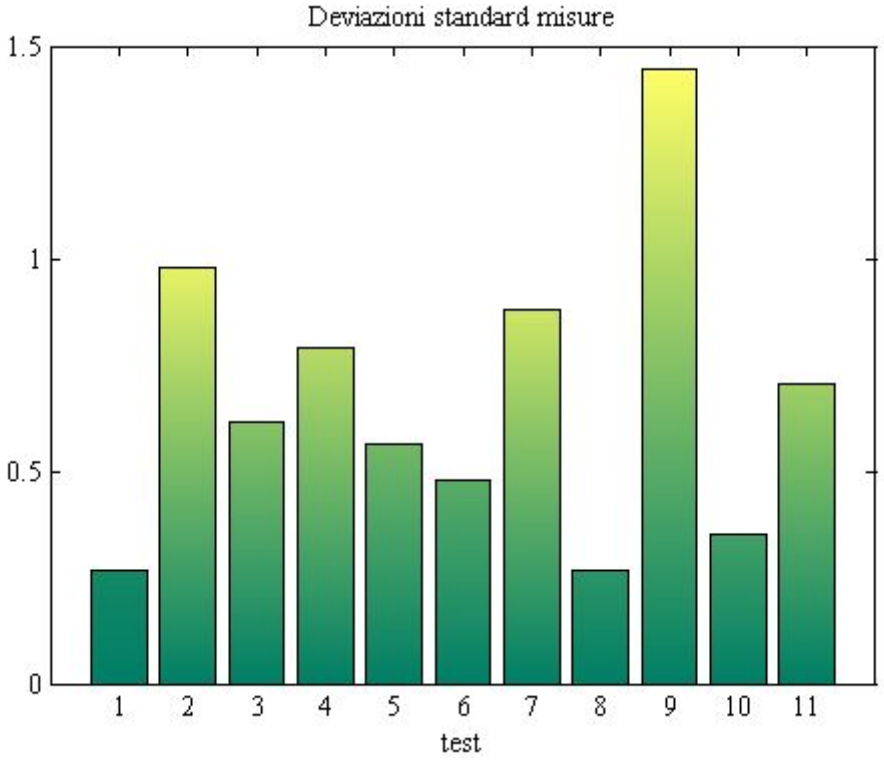


Figura 5.24 - Deviazione standard delle misure del sensore 1

Nelle Figure 5.25 e 5.26 si riportano i grafici rispettivamente delle medie e delle deviazioni standard misurate per i cinque sensori durante le prove con la mano aperta (in verde) e con la mano chiusa (in giallo).

Come osservabile in Figura 5.26, le deviazioni standard sono maggiori quando la mano è chiusa. Questo è probabilmente dovuto alla difficoltà di mantenere la mano nella posizione iniziale.

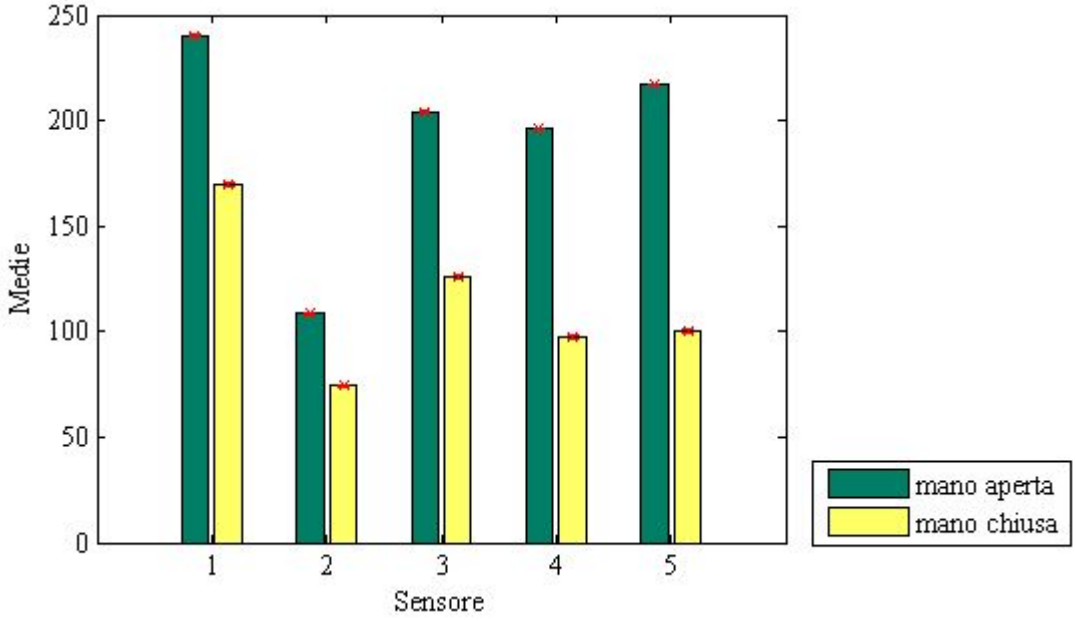


Figura 5.25 - Medie delle misure dei cinque sensori

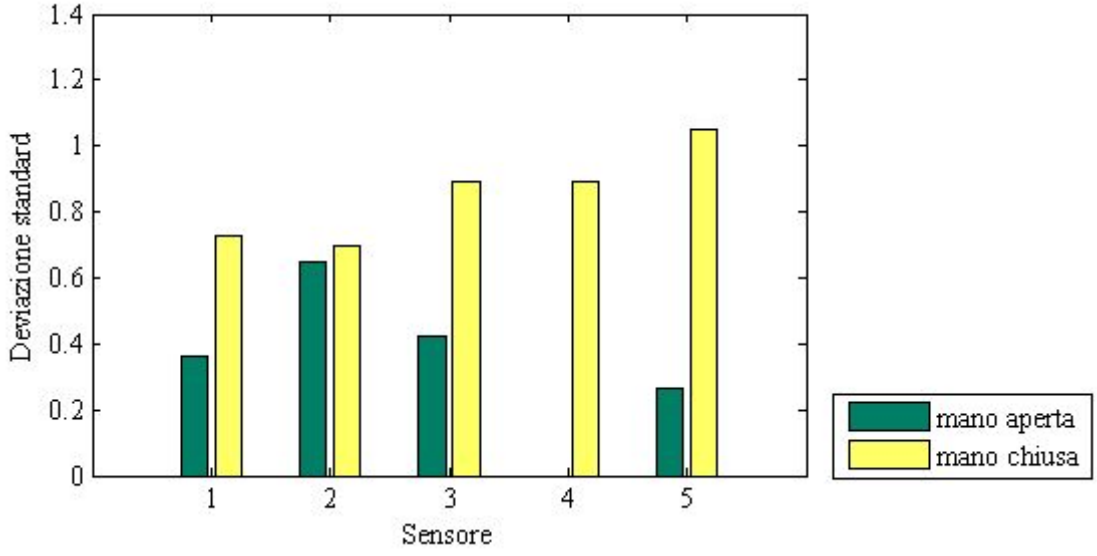


Figura 5.26 - Deviazione standard dei cinque sensori

Infine, si riporta in Figura 5.27 una fotografia del sistema complessivo realizzato, in cui sono visibili:

- l'esoscheletro fissato sul tutore del polso (1);
- il guanto di controllo dotato di sensori di flessione (2);
- il circuito di Arduino (3) con l'alimentatore USB impiegato (4);
- la struttura dell'azionamento con i cinque servomotori (5);
- l'alimentatore a 5V utilizzato per i servomotori (6).

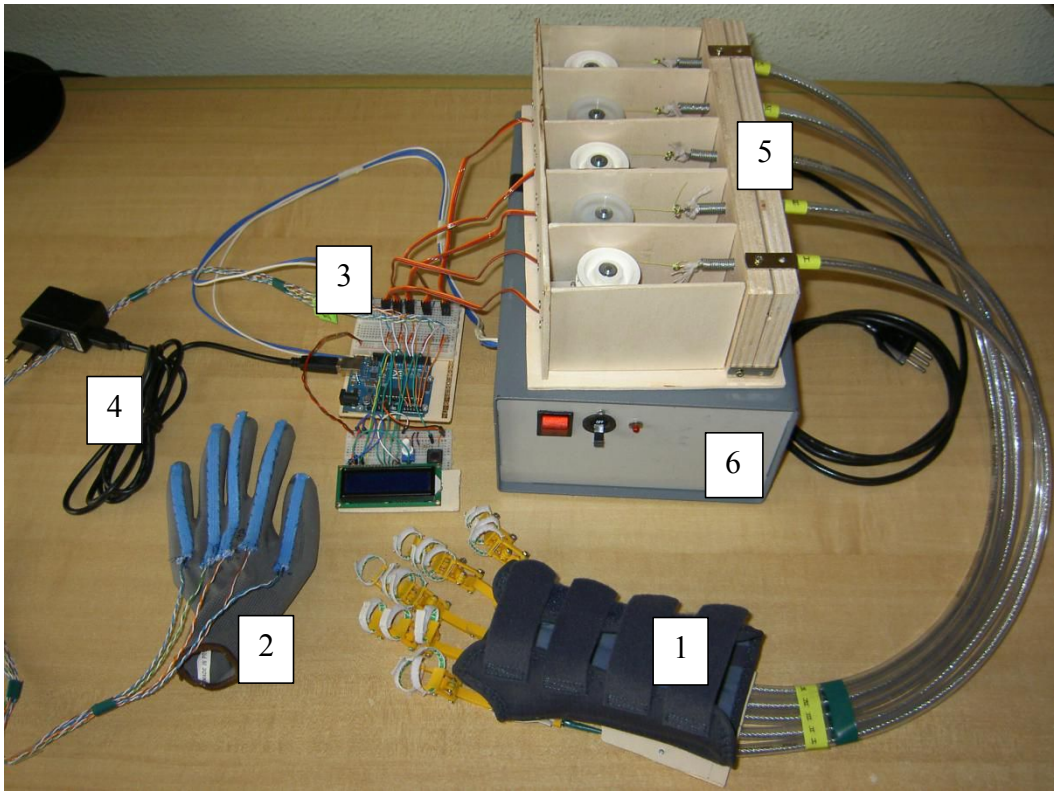


Figura 5.27 - Foto del sistema complessivo

6. Ambiente virtuale

6.1 La motivazione alla riabilitazione

Quando si progetta un sistema per la riabilitazione post ictus, tenere in considerazione solo la parte motoria del danno non è sufficiente. Infatti, il problema principale che si riscontra durante la terapia tradizionale, come anticipato nel Capitolo 3, è che i pazienti tendono a perdere interesse a causa della monotonia degli esercizi che vengono loro proposti. Come conseguenza, tendono a svolgere i loro esercizi in maniera irregolare o, nel peggiore dei casi, a interrompere la terapia.

Per evitare che questo avvenga, si è deciso di implementare un'applicazione virtuale con tre diversi ambienti, che incoraggi il paziente a svolgere la riabilitazione abbinando alla terapia il divertimento e una motivazione a migliorarsi continuamente.

È proprio questo incentivo che consente di ottenere una riabilitazione efficace, in quanto sarà il paziente stesso a voler svolgere gli esercizi per vincere la sfida con se stesso migliorando i propri risultati nell'applicazione e le sue condizioni di salute nella realtà

6.2 Leap Motion Controller

Lo strumento di interazione tra l'uomo e l'ambiente virtuale scelto è il *Leap Motion Controller* (LMC). Esso è un piccolo dispositivo, dotato di sensori ottici, infrarossi e un modello interno della mano umana, che permette, una volta connesso al PC tramite un cavo USB, di tracciare i movimenti delle mani fino a

200 frame al secondo in un campo di visione fino a 150° con un'estensione da 25 a 600 mm di altezza (Figura 6.1) [XX].

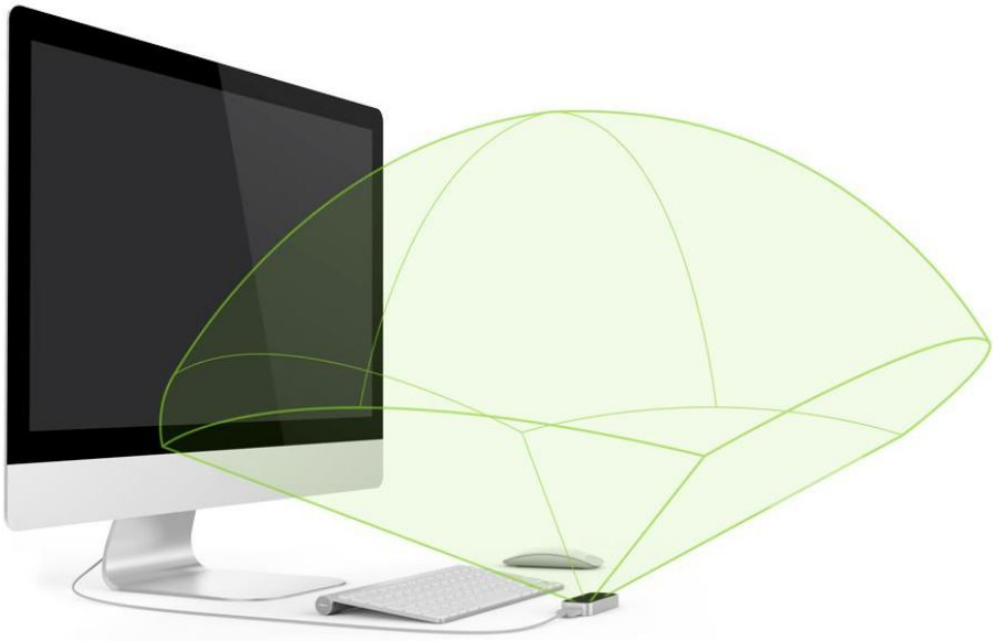


Figura 6.1 - Campo di vista del Leap Motion Controller [XX].

Esso adopera un sistema di riferimento cartesiano destrorso, come mostrato in Figura 6.2 [XXI].

.

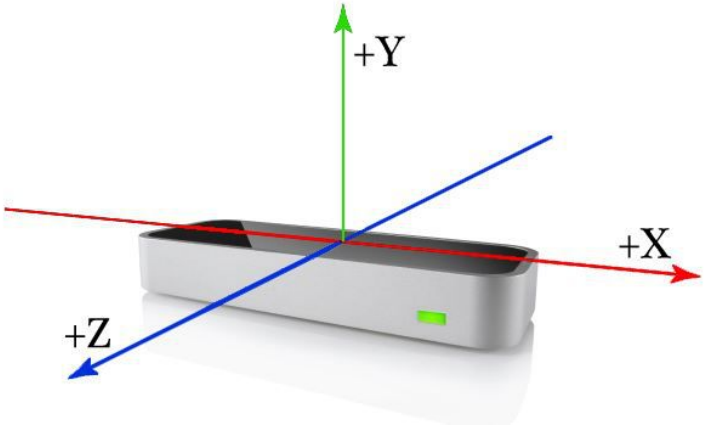


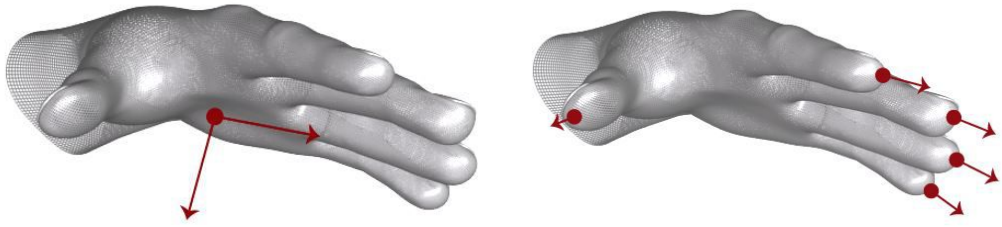
Figura 6.2 - Sistema di coordinate adottato dal LMC [XXI].

L'origine è fissata al centro della superficie superiore. Gli assi *x* e *z* definiscono il piano orizzontale, con l'asse *x* parallela al lato lungo del dispositivo. L'asse *y* è

verticale, con valori positivi che crescono verso l'alto, mentre l'asse *z* è positiva verso l'utente.

L'LMC è in grado di calcolare la posizione e l'orientamento delle braccia, delle mani e delle dita anche quando queste non vengono rilevate completamente. Infatti, sfruttando le parti visibili, il modello anatomico interno e le posizioni calcolate in precedenza riesce a stimare le coordinate delle parti fuori dal suo campo di visione.

Come mostrato in Figura 6.3, l'LMC permette di ottenere numerose informazioni quali, ad esempio, l'orientamento della mano (a), le coordinate spaziali dell'estremità delle dita (b) e la posizione delle articolazioni che le costituiscono. Su quest'ultimo punto bisogna osservare che il pollice è stato definito, per semplicità di programmazione, aggiungendo un metacarpo di lunghezza nulla e modificando i nomi delle altre ossa (il metacarpo diventa la falange prossimale e quella prossimale diventa intermedia) così da renderlo confrontabile con le altre quattro dita [XX].



(a) (b)

Figura 6.3 - Modelli della mano (a) e delle dita (b) calcolati dal LMC [XXI].

In conclusione, si è deciso di adottare questo dispositivo per i seguenti motivi:

- elevata precisione nel tracciamento delle mani;
- facilità di istallazione e di utilizzo;
- numerose possibilità di programmazione per personalizzare le applicazioni in cui viene adottato;
- compatibilità con il software impiegato per la realizzazione dell'ambiente virtuale;
- costo limitato (€89,99)

6.3 L'applicazione

6.3.1 L'architettura

Per realizzare l'applicazione virtuale si è utilizzato il software Unity 3D [S8]. L'architettura generale è schematizzata in Figura 6.4.

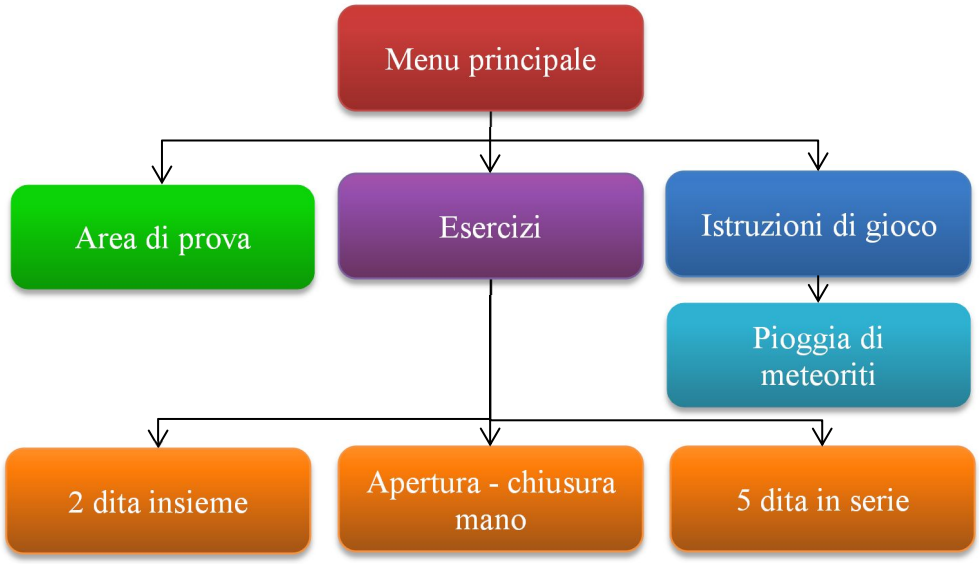


Figura 6.4 - Struttura dell'applicazione riabilitativa.

Dal menu principale (Figura 6.5) si può accedere a tre diversi ambienti:

- area di prova, in cui il paziente inizia a prendere confidenza con l'applicazione e con l'LMC;
- esercizi, che permette di scegliere il gesto con cui esercitarsi e di accedere alla scena dedicata in cui un'animazione mostra il movimento che deve replicare;
- le istruzioni che precedono il vero *exergame* (exercise game) "Pioggia di meteoriti", in cui il paziente ha il compito di distruggere degli asteroidi dalla sua nave spaziale azionando i laser con i movimenti di apertura e chiusura delle mani.

Nelle sezioni successive vengono descritti i tre ambienti in maniera più dettagliata e mostrate alcune loro immagini.

Figura 6.5 - Menu principale dell'applicazione.

6.3.2 Area di prova

La prima scena si chiama "Area di prova" proprio perché qui l'utente può iniziare ad utilizzare l'LMC per afferrare o spostare diversi oggetti e comprendere come il software rileva i suoi movimenti.

L'ambiente è stato progettato per assomigliare ad una scrivania, come visibile in Figura 6.6.

Figura 6.6 - Schermata iniziale della scena "Area di prova".

L'utente ha la possibilità di interagire con ciò che vi è posizionato sopra, usando movimenti differenti:

- il fiore sulla sinistra, invece, è programmato per crescere quando si avvia la scena e permette al paziente di raccoglierne i petali, che ricrescono una volta recisi tutti, usando due dita (Figura 6.7);
- i cubi sulla destra hanno una dimensione tale da dover essere afferrati con tutta la mano e possono essere spostati o impilati dove si desidera (Figura 6.8).

Inoltre viene data la possibilità all'utente di vedere e modificare il proprio avatar delle mani tra i numerosi tipi preimpostati, semplicemente premendo i tasti freccia del suo PC.

Figura 6.7 - Esempio di interazione con il fiore nella scena "Area di prova"

Figura 6.8 - Esempio di interazione con i cubi nella scena "Area di prova"

6.3.3 Esercizi

Appena si sceglie quest'opzione nel menu principale, si viene indirizzati ad un sottomenu in cui il paziente può scegliere in quale movimento esercitarsi tra quelli che gli vengono proposti (Figura 6.9).

Nell'applicazione sviluppata sono stati scelti tre gesti frequentemente adottati per la terapia riabilitativa:

- chiusura e apertura del pollice e dell'indice, per simulare la presa di precisione di un piccolo oggetto (*pinching*);
- chiusura e apertura di tutta la mano, per imitare la presa di forza (*grasping*);
- chiusura e apertura delle singole dita per migliorare la capacità di opposizione del pollice.

Tuttavia, le tipologie di moto e il loro numero possono essere modificate dai fisioterapisti in base alle necessità dei singoli pazienti.

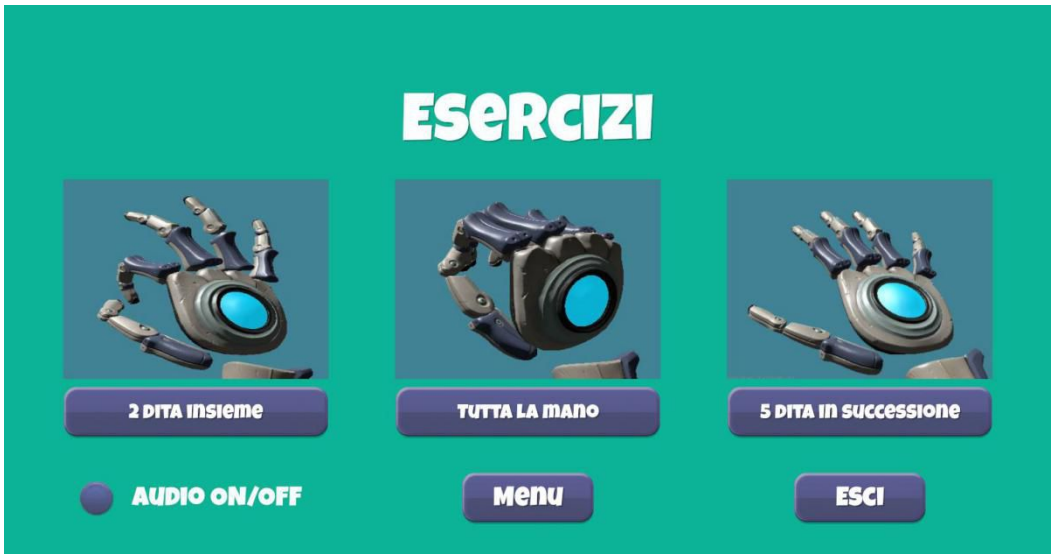


Figura 6.9 - Scena "Esercizi"

Questa scena risulta molto utile soprattutto nella fase avanzata della terapia, in cui il paziente non ha più bisogno dell'aiuto dell'esoscheletro, ma inizia a compiere i movimenti il maniera autonoma. Infatti, lo svantaggio principale dell'LMC è che per tracciare la posizione della mano deve poterla identificare confrontandola con lo schema interno che possiede. L'adozione di un esoscheletro non permette, quindi, questo riconoscimento. Tuttavia, grazie all'uso del guanto indossato dalla mano sana, che controlla l'altra, si riesce lo stesso ad avere una stima dell'ampiezza del movimento svolto dal paziente. La valutazione precisa si ottiene nella fase successiva della terapia in cui, senza l'esoscheletro, il LMC registra direttamente le posizioni delle dita della mano danneggiata dall'ictus fornendo i risultati sia ai fisioterapisti, che esaminano l'evoluzione della terapia, sia al paziente stesso, che ottiene una valutazione dei miglioramenti ottenuti con gli esercizi svolti.

Inoltre anche in questo gruppo di scene l'utente ha la possibilità di modificare l'avatar delle sue mani a piacere.

In Figura 6.10 si riporta una schermata di questo ambiente.

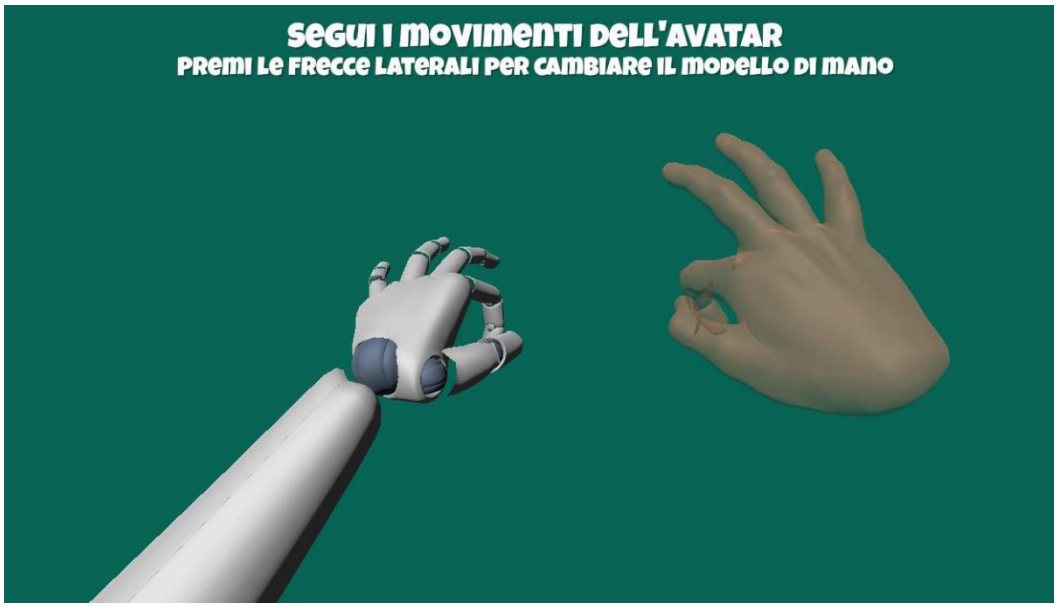


Figura 6.10 - Videata della scena “2 dita insieme” di “Esercizi”

6.3.4 Pioggia di meteoriti

Questa è la scena più complessa di tutta l’applicazione. Infatti si tratta di un *exergame*, ossia un gioco in cui l’obiettivo principale è associare al divertimento lo svolgimento inconscio di un esercizio riabilitativo. La prima difficoltà riscontrabile è quella di creare il giusto livello di intrattenimento. Infatti il gioco non deve essere né troppo semplice, perché potrebbe risultare troppo noioso per il paziente, né troppo difficile, per non essere frustrante. In entrambi i casi la conseguenza sarebbe l’abbandono della terapia; fatto da evitare assolutamente.

Un ulteriore aspetto da considerare durante la progettazione è l’importanza del riscontro che il gioco fornisce all’utente. Una buona soluzione può essere quella di assegnare un punteggio all’esecuzione, così da incentivare il paziente a incrementare il suo risultato di volta in volta, ottenendo contemporaneamente dei miglioramenti della sua condizione clinica.

Infine bisogna considerare che molti pazienti non sono in grado di muovere il braccio, ma solo di aprire e chiudere le dita della mano.

È necessario, quindi, che il gioco soddisfi le condizioni precedenti e che, allo stesso tempo, sia controllabile solo con l’unico movimento possibile della mano.

Il gioco creato si intitola “Pioggia di meteoriti”. Il paziente impersona un

astronauta nella sua nave spaziale che ha il compito di distruggere il maggior numero di meteoriti con dei fasci laser, facendo attenzione a non farsi colpire, per non perdere energia vitale.

Innanzitutto si è deciso che il gioco fosse il più intuitivo possibile per permettere al paziente di iniziare immediatamente ad usarlo, senza essere costretto a imparare noiose procedure. La prima schermata che compare sono le istruzioni per giocare (Figura 6.11), in cui si mostra che per sparare il paziente deve chiudere le mani (o una sola se indossa l'esoscheletro), mentre deve aprirle per ricaricare le munizioni quando sono esaurite.

Figura 6.11 - Istruzioni per l'exergame "Pioggia di meteoriti".

Premendo il tasto "Inizia" si entra nella scena principale del gioco.

Come si osserva in Figura 6.12, in primo piano è visibile la cabina di pilotaggio della navicella con le mani del pilota posizionate sulla barra di controllo degli armamenti. Inoltre sono visibili sulla destra le barre che indicano le munizioni possedute, sulla sinistra la barra dell'energia della navicella e in alto il punteggio raggiunto nella partita.

Il punteggio viene incrementato ogni volta che il paziente distrugge un meteorite, ma non viene mai ridotto se la navicella viene colpita. Questo per evitare che il paziente si senta mortificato da un punteggio molto basso nel caso compia degli errori.

Figura 6.12 - Schermata iniziale di “Pioggia di meteoriti”

Nei giochi in cui l’utente deve colpire un bersaglio risultano fondamentali due comportamenti: potersi spostare e prendere la mira. Tuttavia poiché l’unico movimento possibile alla mano danneggiata del paziente è quello di aprire e chiudere le dita, ciò diventa impossibile.

Per risolvere la prima situazione viene ricreata l’impressione dello spostamento in avanti della nave combinando una traslazione continua dello sfondo e l’uso di due sistemi di particelle a forma semisferica, posizionati sul fondale, che generano delle stelle proiettate in tutto lo spazio verso il personaggio in primo piano; inoltre, i meteoriti sono stati programmati per seguire traiettorie che hanno inizio in diversi punti della scena ma terminano tutte nella posizione della navicella, per evitare che potessero colpire l’utente senza essere viste.

Per la seconda invece, si è deciso di programmare i fasci laser della navicella per farli mirare automaticamente verso il bersaglio più vicino al giocatore, permettendogli di colpirlo (Figura 6.13).

Figura 6.13 - Laser automatici per colpire il bersaglio

Il gesto di chiusura della mano è ciò che aziona il comando di fuoco dei laser. Per far in modo che l'ambiente virtuale riconosca questo movimento è stata creata una variabile che identifica una distanza di soglia, il cui valore è modificabile dal fisioterapista per adattarla al singolo paziente, che viene continuamente confrontata con la distanza tra la falange distale del pollice e quelle di tutte le altre dita della mano. Quando tale distanza è inferiore alla soglia una variabile booleana cambia il suo stato, cioè passa da falsa a vera, e verifica la condizione di controllo impostata per sparare.

Il movimento di apertura della mano, invece, permette al paziente di ricaricare le munizioni. Quando si spara, la barra che identifica la quantità residua di colpi si svuota progressivamente. Appena terminano si è deciso, sia per rendere il gioco più piacevole che per ricordare al paziente di aprire la mano, di avviare un sistema di particelle che simula il fumo che fuoriesce dalle armi scariche (Figura 6.14).

Figura 6.14 - Sistema di particelle che simula il fumo che fuoriesce dalle armi scariche

Per quanto riguarda la gestione della difficoltà, si è deciso di creare 5 livelli (Figura 6.15) che influenzano: la durata dell'esercizio, tramite il punteggio da raggiungere per terminare la partita, e il numero di ripetizioni del movimento, aumentando in maniera direttamente proporzionale la quantità di munizioni sparate con un singolo colpo.

Figura 6.15 - Schermata di pausa.

Il gioco termina o quando l'utente raggiunge il traguardo prestabilito dal livello (Figura 6.16) o quando la barra di energia si svuota a causa dei colpi subiti (Figura 6.17).

Figura 6.16 - Schermata di conclusione del gioco quando si supera il livello

Figura 6.17 - Schermata di fine del gioco quando l'utente non raggiunge il punteggio prestabilito

Nella versione finale sono stati aggiunti gli effetti audio delle armi, delle esplosioni dei meteoriti, diverse a seconda che vengano colpiti o distrutti, dei danni subiti dalla navicella e la musica di sottofondo. Tutto per rendere ancor più entusiasmante l'applicazione.

7. Analisi sperimentale

7.1 Introduzione

L'intera evoluzione del prototipo si è basata su un processo di miglioramento continuo, in cui partendo da un problema iniziale, se ne sono trovate le cause e si è realizzata la miglior soluzione tra quelle ipotizzate. Successivamente, tramite un'analisi teorica o sperimentale, si è valutata la qualità della scelta effettuata. Da questo si sono analizzati sia i risultati conseguiti che gli eventuali nuovi problemi emersi, che hanno portato a ripetere il ciclo appena descritto.
Quando il progetto ha raggiunto un livello avanzato, a seguito di questo processo, si è deciso di valutarlo grazie alla collaborazione di diverse persone.

7.2 Protocollo dei test

Per le analisi primarie si è deciso di avvalersi solo di persone neurologicamente sane, per avere un riscontro di tipo qualitativo e funzionale, mentre si rimanda l'analisi sui pazienti in una fase successiva e cioè quando sarà possibile migliorare il prototipo dal punto di vista costruttivo, come sarà poi consigliato nel paragrafo relativo ai miglioramenti proposti.
Cinque persone di età compresa tra i 45 e i 70 anni (media 59 ± 9) hanno acconsentito di partecipare.
Le sessioni si sono svolte secondo il seguente protocollo:

- descrizione del sistema riabilitativo: breve introduzione sui componenti che lo costituiscono, sugli obiettivi per cui è stato realizzato e sul suo funzionamento generale, a cui è seguita una dimostrazione pratica;

- test del solo esoscheletro: spiegazione dell'uso del circuito di Arduino e di come indossare i guanti, esecuzione dei tre esercizi proposti;
- test della sola applicazione riabilitativa: spiegazione più approfondita di cosa fosse il Leap Motion Controller e di come funzionasse, posizionamento dei partecipanti rispetto all'LMC e al PC, esecuzione dei compiti previsti nelle tre scene senza limiti di tempo;
- test complessivo che prevede l'impiego dell'esoscheletro con l'applicazione virtuale: dopo aver compreso il funzionamento delle due componenti del prototipo singolarmente, agli utenti si è chiesto di eseguire una seconda volta l'applicazione indossando l'esoscheletro in modalità attiva (con i sensori di flessione attivati) senza fissare un limite di tempo massimo;
- osservazioni durante i test: mentre eseguivano i tre test, agli utenti si chiedeva di esprimere qualunque considerazione, richiesta o indicazione inerente al prototipo e alle loro sensazioni;
- compilazione del questionario finale: a conclusione della sessione veniva richiesto ai partecipanti di compilare un questionario con i loro dati demografici, le dimensioni principali delle mani (Tabella 11) e con i loro giudizi, in una scala da 1 a 10, sull'esperienza appena effettuata, indicando tutti suggerimenti per futuro miglioramento.

Utente	Sesso	Età	Lunghezza mano [mm]	Lunghezza indice [mm]
1	M	53	207	80
2	F	45	190	75
3	F	58	177	66
4	M	70	203	76
5	M	52	194	73
Media	-	56	194	74
SD		9	12	5

Tabella 11 - Dati dei partecipanti ai test

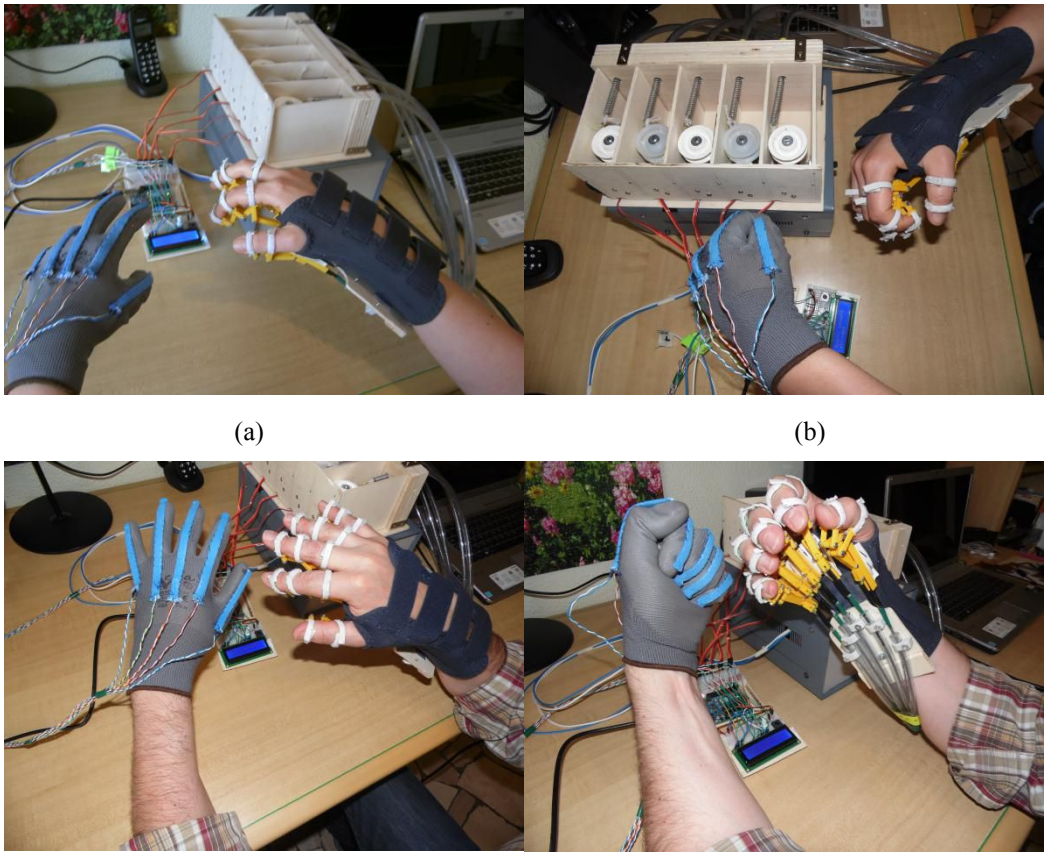
7.3 Esecuzione

7.3.1 Test esoscheletro

In questo test si è proceduto a far indossare inizialmente solo l'esoscheletro per vedere quali sensazioni provava l'utente e successivamente facendogli mettere anche il guanto con i sensori per eseguire i tre esercizi proposti.

Dalle osservazioni degli utenti durante lo svolgimento non stato riferito alcun disagio in quanto sia l'esoscheletro che il guanto sono risultati molto leggeri e anche la soluzione delle fascette di plastica utilizzate per il fissaggio alle falangi è stata gradita dai partecipanti.

Si riportano in Figura 7.1 alcune foto del test.



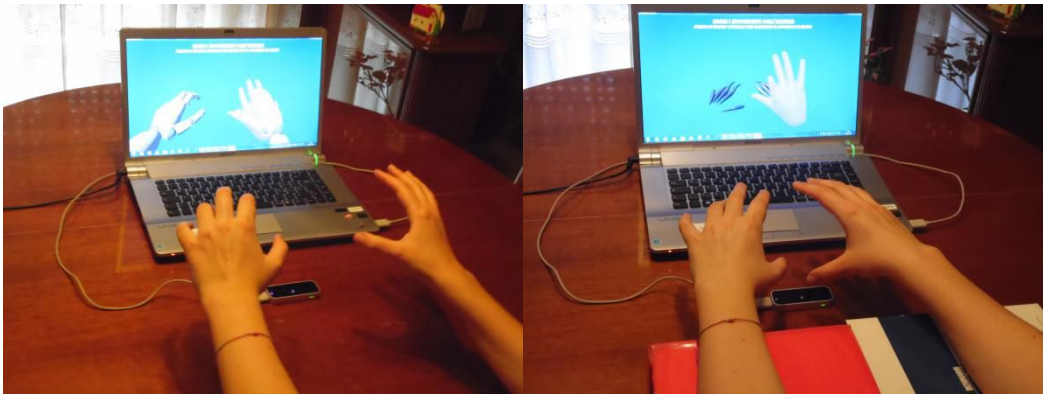
(a) (b)

(c) (d)

Figura 7.1 - Foto dei test dell'esoscheletro

7.3.2 Test applicazione virtuale

L'applicazione è stata eseguita su un computer portatile SONY Vaio VGN-FW21E con uno schermo da 16,4" con risoluzione 1600x900, sistema operativo: Windows7 Home Premium a 32 bit, processore: Intel® Core™ 2 Duo P8400 @2.26 GHz, memoria: 4096 MB DDR2 800MHz, hard disk: 320 GB SATA 5400 rpm e scheda video: ATI Mobility Radeon HD3470, 256MB dedicati.
Il LMC è stato posizionato tra l'utente e il notebook sullo stesso tavolo su cui era posto il computer. Di fronte allo schermo è stata collocata una sedia a una distanza e un'altezza tali da permettere all'utente di tenere le mani a circa 10cm sopra l'LMC.
Dopo i primi test è emersa la necessità di realizzare un appoggio per gli avambracci per ridurre l'affaticamento delle braccia. Il problema è stato risolto utilizzando due libri alti circa 8cm.



(a) (b)

Figura 7.2 - Foto di prima (a) e dopo l'adozione degli appoggi (b)

I partecipanti hanno mostrato interesse e curiosità, sia riguardo all'LMC, in quanto risultava a loro strano vedere come i movimenti delle loro mani venissero riprodotte nell'ambiente virtuale, e sia riguardo alle scene, in quanto l'esercizio svolto risultava spesso talmente coinvolgente da far dimenticare all'utente la sua funzione riabilitativa.
Si riportano in Figura 7.3 alcune fotografie scattate durante questa fase dei test.

Figura 7.3 - Foto del test dell'ambiente virtuale

7.3.3 Test complessivo

Anche in questo test si è deciso di non fissare un limite al tempo massimo di esecuzione per poter monitorare quanto l'utente fosse incuriosito dall'applicazione e quante volte volesse provare le diverse scene. Questo ha consentito di valutare in modo quantitativo l'ipotesi di maggior efficacia di una riabilitazione che associa alla componente motoria anche quella cognitiva e che, in riferimento alla scena "Pioggia di meteoriti", le persone siano più motivate a proseguire la riabilitazione se è presente il giusto grado di intrattenimento e se si vuole migliorare i propri risultati.

In questa fase due partecipanti hanno affermato di avere alcune difficoltà a navigare tra le diverse scene dell'ambiente virtuale a causa della presenza dell'esoscheletro. Tuttavia è stato ricordato loro che il test complessivo è pensato per pazienti che non riescono a muovere autonomamente neanche le braccia, e quindi l'applicazione sarebbe gestita dal fisioterapista o dai familiari dell'utente, il quale deve solo comunicare i suoi desideri.

7.4 Risultati

Nelle Figure dalla 7.4 alla 7.6 si riportano i risultati medi e le deviazioni standard dei giudizi dei partecipanti ricavati dal questionario finale. Il punteggio va da 1, che corrisponde al valore più negativo, a 10, che rappresenta quello più positivo.

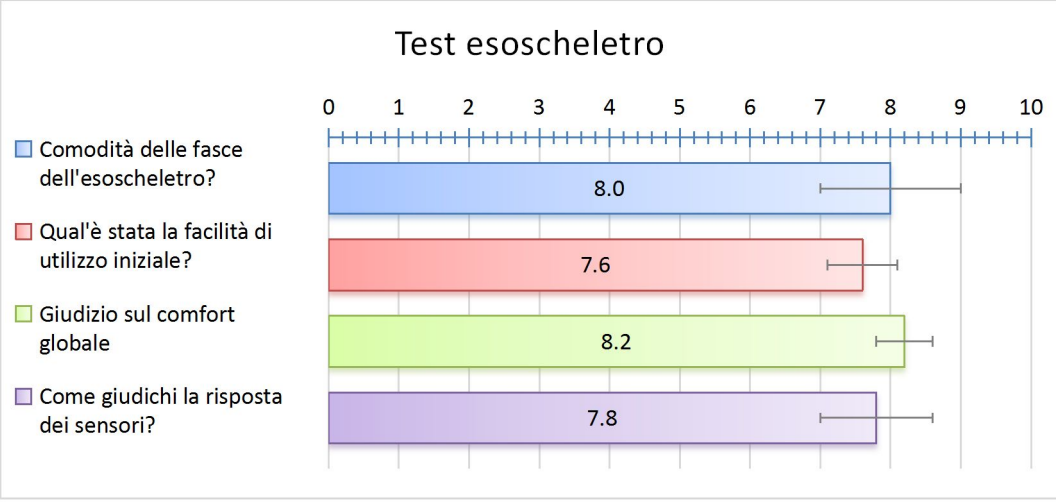


Figura 7.4 - Risultati del questionario per il primo test

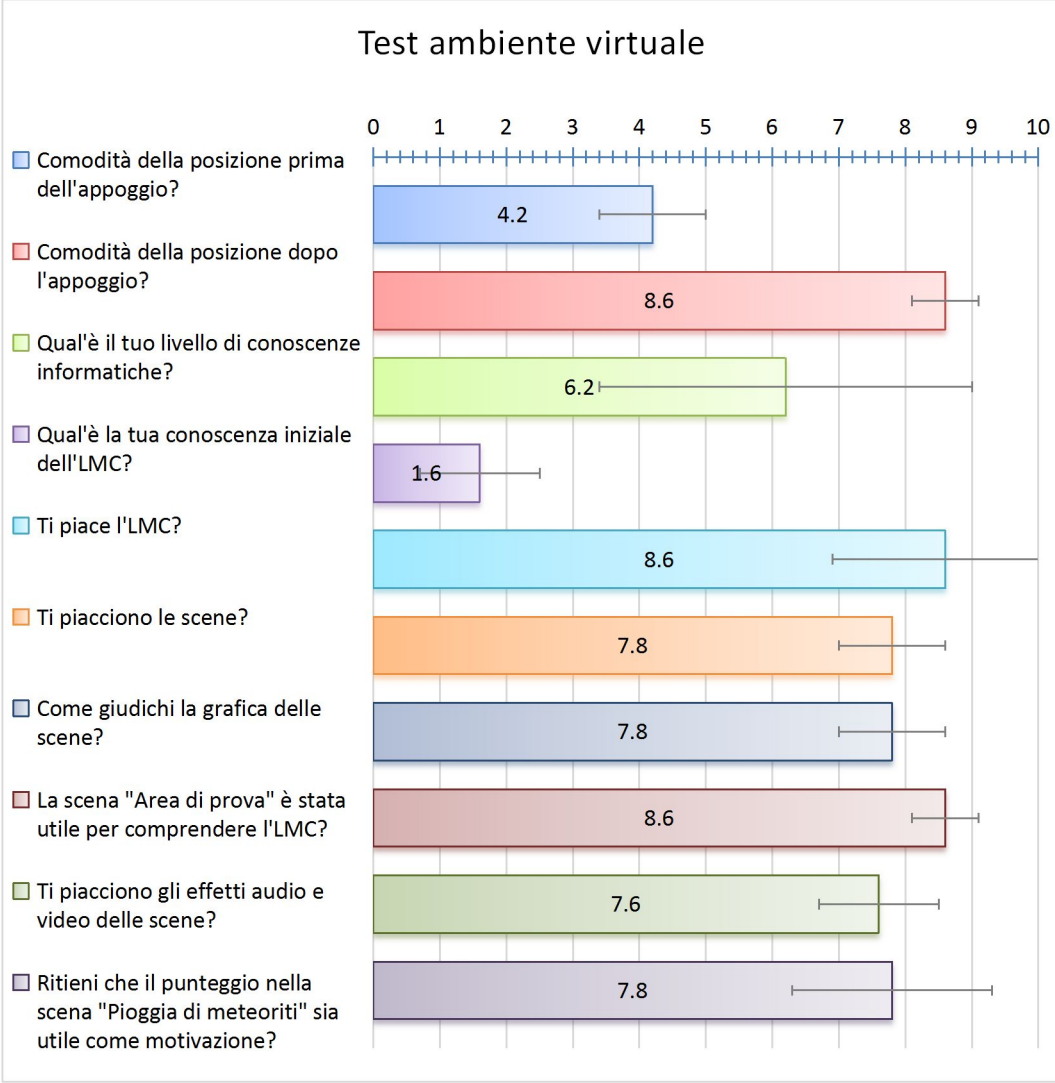


Figura 7.5 - Risultati del questionario per il secondo test

La prima parte del questionario, inerente al test del solo esoscheletro, riportata in Figura 7.4 evidenzia come l'esoscheletro sia risultato leggero e come il sistema di gestione con Arduino sia stato abbastanza semplice da comprendere e da utilizzare.

La seconda parte del questionario, dedicata all'ambiente virtuale, evidenzia come anche questo test abbia ricevuto dei giudizi positivi. Dalle prime due domande si evince che la soluzione di creare un appoggio per gli avambracci ha permesso di migliorare il livello di comfort.

La domanda inerente alle conoscenze informatiche possedute ha permesso di valutare meglio i risultati ottenuti, infatti un utente non possedeva un computer e

un altro ha affermato di non averne mai utilizzato uno; mentre gli altri tre partecipanti hanno assegnato valori più elevati perché lo utilizzano comunemente per motivi lavorativi o personali. Invece l'LMC è risultato completamente sconosciuto a tre partecipanti mentre gli altri due ne avevano solo sentito parlare. Tuttavia la maggior parte (quattro su cinque) ne è rimasta incuriosita e tutti hanno apprezzato la scena "Area di prova" per comprenderne il funzionamento. Anche la scena "Pioggia di meteoriti" ha ottenuto una valutazione positiva, solo una persona ha assegnato un punteggio pari a 6, poiché non gli piacevano i giochi spaziali.

Infine, l'ultima parte del questionario riguardava le loro impressioni globali e il test dell'uso simultaneo dell'esoscheletro con l'applicazione virtuale.

Dai risultati emerge che il sistema ha ottenuto globalmente un buon grado di apprezzamento da parte dei partecipanti.

Sebbene inizialmente essi abbiano avuto alcune difficoltà nella comprensione e nell'utilizzo del sistema, in particolare due persone, sono stati tutti in grado di completare i test e alla fine hanno valutato il sistema complessivamente facile da utilizzare. Inoltre, i cinque partecipanti hanno apprezzato in particolare le diverse idee adottate per incentivare un paziente nell'esercizio della terapia riabilitativa.

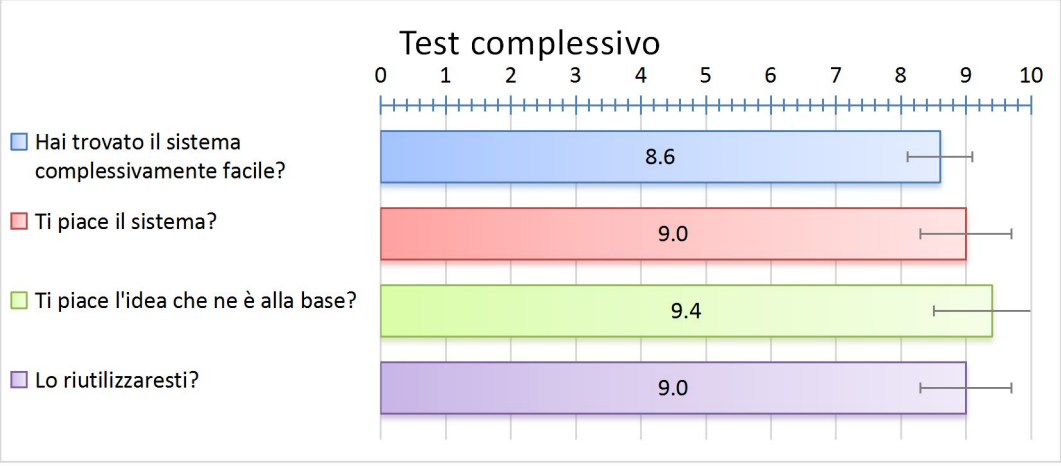


Figura 7.6 - Risultati del questionario per il test complessivo e sulle impressioni globali

Al fine di verificare l'utilità di un ambiente virtuale stimolante per scopi riabilitativi, si è deciso di misurare i tempi di durata dei tre test, riportati nel grafico in Figura 7.7.

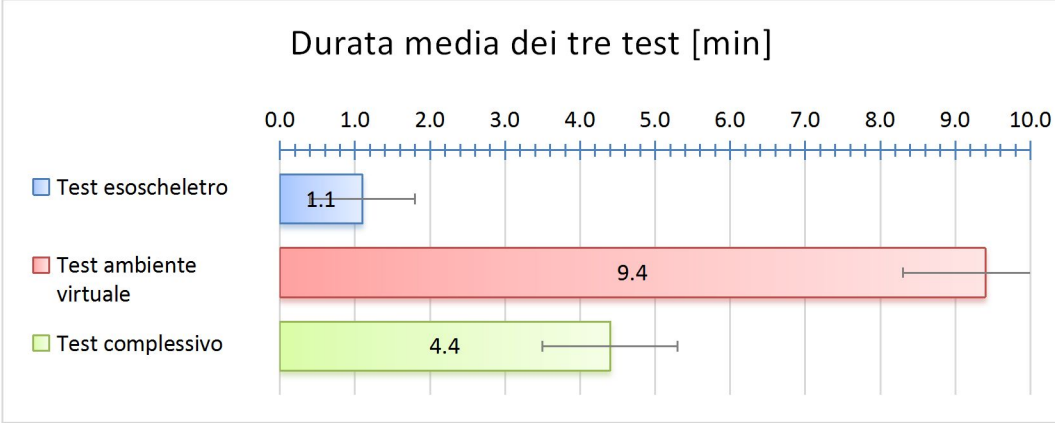


Figura 7.7 - Durate medie dei tre test in minuti

Per comprendere questo andamento bisogna tenere in considerazione che i partecipanti sono persone sane, e preferivano utilizzare l'applicazione senza l'esoscheletro per essere più liberi nei movimenti e questo ha determinato il basso valore ottenuto dal primo test (in blu). Per una migliore comprensione del grafico bisogna pertanto confrontare, nel caso di un paziente che necessita dell'esoscheletro, il primo con il terzo valore (in verde), mentre se un paziente non necessita dell'esoscheletro si devono confrontare il primo con il secondo (in rosso).

Dopo questa premessa, dal grafico emerge che in entrambi i casi si è verificato un aumento notevole dei tempi di utilizzo, obiettivo che si voleva raggiungere.

In particolare, nel test del solo ambiente virtuale quattro partecipanti hanno voluto ripetere i livelli della scena "Pioggia di meteoriti" per provare a migliorare il loro punteggio; mentre nel test complessivo si sono soffermati maggiormente sulla scena "Esercizi" cercando di mimare con la mano sinistra (quella con i sensori di flessione) i movimenti dell'avatar.

Conclusioni e sviluppi futuri

In questa tesi è stato sviluppato un sistema riabilitativo per la mano di persone colpite da un ictus. Esso è costituito da un esoscheletro indossabile, che permette di compiere i movimenti di flesso-estensione delle dita, e di un'applicazione di realtà virtuale, in cui il paziente può eseguire gli esercizi riabilitativi in modo più avvincente.

L'ictus è una manifestazione di un accidente vascolare cerebrale (AVC) che si verifica quando si ha un apporto di sangue insufficiente al cervello o a una sua parte. Dall'analisi della patologia, effettuata nel Capitolo 1, è emerso che generalmente l'interruzione si verifica solo in un'area cerebrale limitata e, di conseguenza, i danni si ripercuotono solo nella metà del corpo controllata dall'emisfero danneggiato. Le conseguenze sono di due tipologie principali: motorie, che sfociano generalmente in un'emiplegia, e sensoriali, con diverse difficoltà, per esempio: nel parlare, vedere o percepire il proprio corpo e l'ambiente che lo circonda. Inoltre, l'ictus è una delle principali cause invalidanti dei giorni nostri, e le previsioni stimano che questo dato crescerà ulteriormente a causa dell'aumento della durata della vita e della sempre maggior diffusione nei paesi in via di sviluppo, con un conseguente aumento dei costi gravanti sulle famiglie dei pazienti e sulla società.

Uno dei desideri principali delle persone colpite da un ictus è di poter tornare a svolgere le attività quotidiane e, di conseguenza, riconquistare una mobilità sufficiente, in particolare, delle mani (area motoria maggiormente danneggiata). Il modo migliore per consentire che ciò accada è eseguire il prima possibile una terapia riabilitativa. Le mani umane, tuttavia, sono estremamente versatili quanto

complesse, come evidenziato nel Capitolo 2. Esse racchiudono in uno spazio limitato una struttura che consente loro di eseguire una molteplicità di movimenti che è impossibile replicare con un esoscheletro con la stessa efficienza. Dall'analisi dello stato dell'arte, affrontata nel Capitolo 3, risulta che la maggior parte della terapia riabilitativa viene ancora svolta dai fisioterapisti manualmente o con dispositivi di tipo passivo, in cui l'arto del paziente è mosso in modo automatico con una partecipazione da parte sua nulla, o molto limitata. Questo comporta una terapia con lunghi tempi. Inoltre a causa delle notevoli dimensioni, dei costi elevati e della loro complessità, la quasi totalità di questi dispositivi può essere utilizzato solo in cliniche o centri riabilitativi specializzati.

Questo ha messo in luce l'importanza di realizzare un sistema riabilitativo che potesse essere adoperato a casa del paziente, col sostegno dei familiari, per non rallentare la terapia e consentirgli una maggiore autonomia.

Il primo passo è stato quello di progettare un esoscheletro che fosse sufficientemente leggero da poterlo indossare, di dimensioni contenute, economico e semplice da utilizzare in un ambiente domestico, senza la necessità della presenza fisica di personale qualificato.

In questo lavoro si è deciso di focalizzarsi sui movimenti di flessione ed estensione delle dita, così da permettere al paziente di recuperare i tre movimenti di base delle mani: la presa di precisione (*pinching*), la presa di forza (*grasping*) e la manipolazione degli oggetti. In questo modo è stato possibile passare da un analisi tridimensionale a bidimensionale e ridurre i gradi di libertà del pollice a due e quelli delle ultime quattro dita a tre.

Per limitare i costi, si sono realizzati cinque meccanismi a un grado di libertà, uno per ogni dito della mano e azionato da un servomotore. Ognuno permette, accoppiando i movimenti delle falangi del dito, di ottenere una traiettoria dell'estremità della falange distale paragonabile a quella percorsa durante una presa da una persona sana, rappresentabile matematicamente da un tratto di spirale logaritmica definita nel Capitolo 4. A seguito di un processo di ottimizzazione basato sulla traiettoria da seguire, sulle misure antropometriche delle mani, sull'analisi delle interferenze tra il meccanismo e la mano, sulle condizioni di anomalia derivanti dagli angoli relativi tra i diversi componenti

dell'esoscheletro e sulla necessità di realizzare dei collegamenti con le falangi che fossero ortogonali alle stesse, sono state ricavate le dimensioni dei quattro link per il pollice, dei sei per ognuna delle altre quattro dita e del carrello che controlla l'unico grado di libertà. Essi sono stati tutti realizzati in PLA con la stampa 3d in breve tempo e con costi decisamente contenuti.

Per conseguire gli obiettivi di vestibilità e di leggerezza è stata progettata e costruita, per l'azionamento, una struttura esterna che contiene i cinque servomotori che trasmettono la coppia all'esoscheletro tramite un sistema cavo-guaina. Per quanto riguarda il controllo, basandosi sugli obiettivi di semplicità di utilizzo e di riabilitazione attiva, si è realizzato un circuito dotato di schermo LCD controllabile con la sola pressione di un pulsante a cui è stato collegato un guanto dotato di sensori di flessione che permette al paziente di controllare l'esoscheletro con la mano sana. In questo modo è possibile ridurre notevolmente i tempi e i costi della terapia, perché si associa alla riabilitazione della componente muscolare quella neuro-cognitiva, che è la vera parte danneggiata dall'ictus. Inoltre è stato programmato in modo da non necessitare della presenza di un computer, per non precluderne l'uso a nessuno.

Per risolvere il problema principale della riabilitazione, che consiste nello svolgimento irregolare o, nei casi più gravi, nell'abbandono della terapia a causa della monotonia degli esercizi proposti, è stata realizzata inoltre un'applicazione di realtà virtuale. La progettazione complessiva è stata affrontata con l'ottica di ottenere un ambiente semplice ma allo stesso tempo stimolante, combinandolo con l'uso di un dispositivo che destasse interesse quale il *Leap Motion Controller*. Le tre scene che lo costituiscono rispondono ognuna ad una necessità riabilitativa specifica. La prima, "Area di prova", consente di comprendere facilmente l'uso del dispositivo, evitando la necessità di lunghi e noiosi periodi di *training*, e allo stesso tempo di esercitarsi in due movimenti di presa. La seconda, "Esercizi", permette di allenare i tre movimenti di base mimando un *avatar* e quindi sfruttando i neuroni specchio. La terza, "Pioggia di meteoriti", è un *exergame* che sfida il paziente a migliorarsi continuamente, anche grazie all'adozione del punteggio e dei messaggi di incoraggiamento, fornendogli un'ulteriore motivazione a continuare la terapia, che esegue quasi inconsciamente.

Dall'analisi sperimentale effettuata, è risultato un notevole incremento del tempo dedicato agli esercizi e del numero di ripetizioni eseguite associando alla terapia motoria anche la componente ludica-neuro-cognitiva.

Il sistema complessivo ha ricevuto un elevato indice di gradimento sia da parte dei partecipanti all'analisi che dal centro riabilitativo di Villa Beretta, a cui è stato mostrato. Infatti le numerose soluzioni adottate, le dimensioni ridotte e i costi contenuti, che ammontano a circa € 300, offrono diverse soluzioni applicative, tra cui un'elevata distribuzione ai pazienti, la possibilità di personalizzazione data dalla stampa 3d o la diffusione nei paesi in via di sviluppo.

Inoltre, questo può essere il punto di partenza per sviluppi futuri.

Ad esempio, dal punto di vista del controllo, adottando un numero maggiore di sensori sul guanto e incorporandone alcuni sull'esoscheletro si potrebbe eseguire un controllo di tipo misto, in cui si combinano in parallelo un'azione in anello aperto, basata sulla conoscenza del sistema, e una in anello chiuso, che riduce gli errori dovuti alle incertezze del modello e ai disturbi non noti.

Oppure si potrebbe misurare la coppia necessaria a muovere le dita del paziente per fornire sia i valori assoluti che l'andamento evolutivo ai fisioterapisti.

Infine, da un punto di vista costruttivo, la tecnologia di stampa 3d è in continua evoluzione e si potrebbe pensare di realizzare l'esoscheletro in metallo, che permetterebbe di ridurre le tolleranze di lavorazione e incrementare la massima coppia trasmessa, ampliando ulteriormente il campo di utilizzo dell'esoscheletro, che diventerebbe utilizzabile anche dai pazienti che presentano ipertonia.

Bibliografia

[1] Grossi CE. Accidenti vascolari cerebrali. Medicina e salute Volume 2 Sistema nervoso, occhio, orecchio Milano: Edi Ermes; 1993. p. 66-77.

[2] Sobotta J. Atlas And Textbook of Human Anatomy. 3rd ed. Philadelphia: Saunders: W. S. Saunders Company; 1909.

[3] Donnan GA, Fisher M, Macleod M, Davis SM. Stroke. The Lancet 2008 5/10–16;371(9624):1612-1623.

[4] Kapandji AI. La mano e le dita. Anatomia funzionale Volume 1 Arto supariore. 5th ed. Paris: Maloine, Moduzzi Editore; 2002. p. 174-292.

[5] Lambercy O, Dovat L, Gassert R, Burdet E, Chee Leong Teo, Milner T. A Haptic Knob for Rehabilitation of Hand Function. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on 2007;15(3):356-366.

[6] Rathore SS, Hinn AR, Cooper LS, Tyroler HA, Rosamond WD. Characterization of Incident Stroke Signs and Symptoms: Findings From the Atherosclerosis Risk in Communities Study. Stroke 2002 November 01;33(11):2718-2721.

[7] Kwakkel G, Kollen BJ, van der Grond J, Prevo AJH. Probability of Regaining Dexterity in the Flaccid Upper Limb: Impact of Severity of Paresis and Time Since Onset in Acute Stroke. Stroke 2003 September 01;34(9):2181-2186.

[8] Iqbal J, Khan H, Tsagarakis NG, Caldwell DG. A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation – Conceptualization to prototyping. Biocybernetics and Biomedical Engineering 2014;34(2):79-89.

[9] Maciejasz P, Eschweiler J, Gerlach-Hahn K, Jansen-Troy A, Leonhardt S. A survey on robotic devicesfor upper limbrehabilitation. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2014 9 January.

[10] M. Mozaffari Foumashi, M. Troncossi, V. Parenti Castelli. State-of-the-Art of Hand Exoskeleton Systems. Bologna: Università di Bologna DIEM; 2011.

[11] Brokaw EB, Black I, Holley RJ, Lum PS. Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): A Portable, Passive Hand Exoskeleton for Stroke Rehabilitation. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on 2011;19(4):391-399.

[12] Design of Medical Devices Conference - Europe 2014. Session - Exoskeletons & orthotic devices; 22-24 October; Delft; 2014.

[13] A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA); May 26-30; Seattle, Washington; 2015.

[14] Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on; 2005.

[15] Ballester BR. Including social interaction in stroke VR-based motor rehabilitation enhances performance: A pilot study. Presence 2012;21(4):490-501.

[16] Pellegrino G, Fadiga L, Fogassi L, Gallese V, Rizzolatti G. Understading motor events: a neurophysiological study. Experimental Brain Research 1992 14 July;91:176-180.

[17] Kamper DG, Harvey RL, Suresh S, Rymer WZ. Relative contributions of neural mechanisms versus muscle mechanics in promoting finger extension deficits following stroke. Muscle Nerve 2003;28(3):309-318.

[18] Battezzato A. Kinetostatic analysis and design optimization of an n-finger underactuated hand exoskeleton. Mechanism and Machine Theory 2015 6;88:86-104.

[19] Dechev N, Cleghorn WL, Naumann S, editors. Proceedings of the Sixth National Applied Mechanisms & Robotics Conference. Multi-Segmented Finger Design of an Experimental Prosthetic Hand; December 1999; Toronto; 1999.

[20] An exoskeleton master hand for controlling DLR/HIT hand. Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on; 2009.

[21] Kamper DG, Cruz EG, Siegel MP. Stereotypical Fingertip Trajectories During Grasp. Journal of Neurophysiology 2003 1 December 2003;90(6):3702-3710.

[22] Park AE, Fernandez JJ, Schmedders K, Cohen MS. The fibonacci sequence: Relationship to the human hand. J Hand Surg 2003 1;28(1):157-160.

[23] Buryanov A, Kotiuk V. Proportions of Hand Segments. International Journal of Morphology 2010;28(3):755-758.

[24] Pheasant S, Haslegrave CM. Chapter 6 - Hands and handles. Bodyspace: Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work. 3rd ed.: CRC Press; 2005. p. 143-145.

[25] Schabowsky CN, Godfrey SB, Holley RJ, Lum PS. Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2010 28 July;7(36).

[26] Kamper DG, Harvey RL, Suresh S., Rymer WZ. Relative contributions of neural mechanisms versus muscle mechanics in promoting finger extension deficits following stroke. Muscle Nerve 2003 September;28(3):309-318.

[27] Kamper DG, Rymer WZ. Quantitative features of the stretch response of extrinsic finger muscles in hemiparetic stroke. Muscle Nerve 2000 June;23(6):954-961.

[28] Conrad MO, Kamper DG. Isokinetic strength and power deficits in the hand following stroke. Clinical Neurophysiology 2012 6;123(6):1200-1206.

[29] Serway RA, Jewett JWJ. 7.4 Lavoro compiuto da una forza variabile. Fisica per Scienze ed Ingegneria - Volume 1. 4th ed. Napoli: EdiSES; 2009. p. 171-173.

[30] Diana G, Resta F. Cap.1 Elementi di controllo di sistemi meccanici. Controllo di sistemi meccanici Milano: Polipress; 2006. p. 19-21.

Sitografia

[I] U.S. Department of Health & Human Services. October 28, 2015; Available at: http://www.nhlbi.nih.gov/health/health-topics/topics/stroke. Accessed 01/07, 2016.

[II] The Atlas of Heart Disease and Stroke. Available at: http://www.who.int/cardiovascular_diseases/resources/atlas/en/. Accessed 01/07, 2016.

[III] Available at: http://newlifehomeocare.com/images/hemiplegia.jpg. Accessed 01/08, 2016.

[IV] Bertone V. Lezioni - Vie nervose somatiche sensitive e motrici. 2015; Available at: http://www-3.unipv.it/webbio/anatcomp/bertone/lezioni_Vie_nervose_SNAutonomo.pdf. Accessed 01/15, 2016.

[V] Gloreha. 2016; Available at: http://www.gloreha.com/index.php/it/. Accessed 01/26, 2016.

[VI] AMADEO - Tyromotion. 2016; Available at: http://tyromotion.com/en/products/amadeo. Accessed 01/25, 2016.

[VII] Enciclopedia Britannica. 2016; Available at: http://www.britannica.com/science/hand-anatomy. Accessed 02/01, 2016.

[VIII] Manuale uso Sharebot NG. 2015; Available at: https://www.sharebot.it/downloads/NG/Manuale_NG.pdf. Accessed 10/09, 2015.

[IX] Slic3r Manual. 2016; Available at: http://manual.slic3r.org/. Accessed 10/09, 2015.

[X] Filamento per stampante 3D. 2016; Available at: http://it.rs-online.com/web/p/materiali-di-stampa-3d/8226477/. Accessed 03/06, 2016.

[XI] Loxeal Engineering Adhesives. Loxeal sigillafiletti - Informazioni tecniche. 2016; Available at: http://www.utensileriaeferramenta.com//public/prodotti/allegati/PCL24250_201203131631-1.pdf. Accessed 01/16, 2016.

[XII] Enovaz - Servo motore digitale continuo. 2015; Available at: http://www.enovaz.com/sensori-e-motori/motori/robot-servo/servo-motore-continuo-da-15-kg-cm-a-6-v.html. Accessed 12/27, 2015.

[XIII] Arduino - ArduinoBoardUno. 2016; Available at: https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno. Accessed 03/06, 2016.

[XIV] Flex Sensor 4,5" Data Sheet. 2015; Available at: https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/FLEXSENSORREVA1.pdf. Accessed 04/10, 2015.

[XV] Flex Sensor 2,2" Data Sheet. 2015; Available at: https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Flex/flex22.pdf. Accessed 04/10, 2015.

[XVI] Flex Sensor 2,2". 2015; Available at: http://www.robot-italy.com/it/flex-sensor-2-2.html. Accessed 04/09, 2015.

[XVII] Flex Sensor 114,3 mm. 2015; Available at: http://www.robot-italy.com/it/flex-sensors-114-3-mm.html. Accessed 04/09, 2015.

[XVIII] Flex Sensor - Small retail. 2011; Available at: https://www.sparkfun.com/tutorials/270. Accessed 05/11, 2015.

[XIX] Pucci M. Tutorial Arduino #12 - Robotic Hand. 2014; Available at: http://www.marcopucci.it/tutorial-arduino-12-robotic-hand/. Accessed 04/02, 2015.

[XX] Leap Motion - 3D Motion and Gesture Control for PC and Mac. 2016; Available at: https://www.leapmotion.com/product/desktop. Accessed 02/15, 2016.

[XXI] API Overview - Leap Motion C++ SDK v2.3 documentation. 2016; Available at: https://developer.leapmotion.com/documentation/cpp/devguide/Leap_Overview.html?proglang=current. Accessed 02/15, 2016.

Software utilizzati

[S1] Petuya V, Macho E, Altuzarra O, Pinto C, Hernández A. "Educational Software Tools for the Kinematic Analysis of Mechanisms". Comp. Appl. Eng. Education. First published online: February 24, 2011. DOI: 10.1002 cae.20532. ISSN: 1061-3773. 2016; Available at: http://www.ehu.eus/compmech/software/. Accessed 01/15, 2016.

[S2] MathWorks. MATLAB 2012a. 2016; Available at: http://it.mathworks.com/products/matlab/index.html?s_tid=gn_loc_drop. Accessed 03/02, 2016.

[S3] 3DS - Dassault Systèmes. CATIA V5R18. 2015; Available at: http://www.3ds.com/it/prodotti-e-servizi/catia/. Accessed 12/15, 2015.

[S4] Sourceforge.net. MeshLab V.1.3.3. 2014; Available at: http://meshlab.sourceforge.net/. Accessed 09/22, 2015.

[S5] Ranellucci R. Slic3r V.1.2.9 - G-code generator for 3D printers. 2015; Available at: http://slic3r.org/. Accessed 10/08, 2015.

[S6] Arduino Software 1.6.7. 2016; Available at: https://www.arduino.cc/en/Main/Software. Accessed 02/08, 2016.

[S7] Fritzing 0.9.2b. 2016; Available at: http://fritzing.org/home/. Accessed 03/02, 2016.

[S8] Unity Technologies. Unity 3d 5.2.1. 2015; Available at: https://unity3d.com/. Accessed 09/25, 2015.

Appendice A - Listato dell'algoritmo di controllo

```
// fingers legend:
// I = thumb
// II = index
// III = middle
// IV = ring
// V = pinkie

// Libraries
#include <LiquidCrystal.h>
#include <Servo.h>

// Liquid crystal screen setup
LiquidCrystal lcd(13, 12, 9, 8, 7, 4);

// Variables that control the input button
const int switchPin = 2;
int switchState = 0;
int prevSwitchState = 0;
int reply = 0;

// Variables that control the time, used in the countdown() function
unsigned long previousMillis = 0;
unsigned long currentMillis;
const long interval = 1000;
int waitSeconds  = 5;
int i;  // countdown counter

// Servo-motors
Servo myservo_I;
Servo myservo_II;
Servo myservo_III;
Servo myservo_IV;
Servo myservo_V;

// Servos' limits in microSeconds
int low = 500;
int up = 2500;

// Sensors: analog values
int sensore_I;
int sensore_II;
int sensore_III;
```

```
int sensore_IV;
int sensore_V;

// waiting time between two consecutive positions [ms]
int D = 150;   // D = fixed delay [ms] 150
int N = 100;   // N = number of values     to mediate

// Sensors: average of N values
long med_I;
long med_II;
long med_III;
long med_IV;
long med_V;

// Sensors: mapped values -> input for the servo-motors
int I;
int II;
int III;
int IV;
int V;

// average counter
int ii;

// automatic movement functions' variables
bool pull = 0;                  // boolean -> pull or push by the servo?
unsigned long pMillis = 0;      // same as previousMillis
unsigned long cMillis;          // same as currentMillis
int rit = 2000;                 // waiting time in automatic movement
                                // functions, in ms

// if =1 print on video all calibration values , otherwise put =0
bool tarare = 1;

// setup function
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:

  // for debubbing
  if (tarare) {
    Serial.begin(9600);
  }

  // LCD SETUP
  lcd.begin(16, 2);
  pinMode(switchPin, INPUT);

  lcd.print("Servo motori");
  lcd.setCursor(0, 1);
  lcd.print("spenti");

  // SERVO-MOTORS SETUP
  myservo_I.attach(11);
  myservo_II.attach(10);
  myservo_III.attach(6);
  myservo_IV.attach(5);
  myservo_V.attach(3);
```

```
  med_I = 0;
  med_II = 0;
  med_III = 0;
  med_IV = 0;
  med_V = 0;

  ii = 1;

  myservo_I.writeMicroseconds(low);
  myservo_II.writeMicroseconds(low);
  myservo_III.writeMicroseconds(low);
  myservo_IV.writeMicroseconds(low);
  myservo_V.writeMicroseconds(low);
}

// loop function - put your main code here, to run repeatedly:
void loop() {

  switchState = digitalRead(switchPin);

  // change only if the state of the button from LOW becames HIGH
  if (switchState != prevSwitchState) {
    if (switchState == HIGH) {

      // change the reply variable -> 0:3
      if (reply == 3) {
        reply = 0;
      }
      else {
        reply ++;
      }
    }

    screen();         // change the state of the lcd screen
    i = waitSeconds;  // restart the counter of the countdown
  }
  prevSwitchState = switchState;

  switch (reply) {
    case 1:
      // move two fingers -> thumb and index
      if (i >= 0) {
        countdown();
      }
      else {
        twoFingers();
      }
      break;
    case 2:
      // move all fingers
      if (i >= 0) {
        countdown();
      }
      else {
        hand();
      }
      break;
    case 3:
      // move the hand by the flex sensors
```

```
      if (i >= 0) {
        countdown();
      }
      else {
        sensors();
      }
      break;
    default:
      // reset the servomotors (when reply == 0)
      myservo_I.writeMicroseconds(low);
      myservo_II.writeMicroseconds(low);
      myservo_III.writeMicroseconds(low);
      myservo_IV.writeMicroseconds(low);
      myservo_V.writeMicroseconds(low);
      break;
  }

  // for debugging
  // Serial.println (switchState);
}

// countdown function
void countdown() {
  // Start the countdown
  currentMillis = millis();
  if (currentMillis - previousMillis >= interval) {
    // save the last time you used

    if (i != 0) {
      lcd.setCursor(14, 1);
      lcd.print(word(i));
      i--;
    }
    else {
      lcd.setCursor(14, 1);
      lcd.print(" ");
      i--;
    }
    previousMillis = currentMillis;
  }
}

// screen funcion
void screen () {
  // function that controls the lcd screen values
  switch (reply) {
    case 1:
      // two fingers
      {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("Servo motori");
        lcd.setCursor(0, 1);
        lcd.print("pollice e indice");
      }
      break;
    case 2:
      // hand
      {
```

```
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("Servo motori");
        lcd.setCursor(0, 1);
        lcd.print("mano");
      }
      break;
    case 3:
      // sensors glove
      {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("Guanto sensori");
        lcd.setCursor(0, 1);
        lcd.print("attivato");
      }
      break;
    default:
      {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("Servo motori");
        lcd.setCursor(0, 1);
        lcd.print("spenti");
      }
      break;
  }

}

// two fingers function
void twoFingers() {
  //

  cMillis = millis();
  if (cMillis - pMillis >= rit) {
    // if the interval's passed it's time to move the servos

    if (pull) {
      myservo_I.writeMicroseconds(up);
      myservo_II.writeMicroseconds(up);
      pMillis = cMillis;
      pull = !pull;

      // // for debugging -> see the Serial Monitor
      // if (tarare) {
      //   Serial.println(up);
      // }

    }
    else {
      myservo_I.writeMicroseconds(low);
      myservo_II.writeMicroseconds(low);
      pMillis = cMillis;
      pull = !pull;

      // if (tarare) {
      //   Serial.println(low);
      // }
```

```
    }
  }
}

// hand funcion
void hand() {

  cMillis = millis();
  if (cMillis - pMillis >= rit) {
    // if the interval's passed it's time to move the servos

    if (pull) {
      myservo_I.writeMicroseconds(up);
      myservo_II.writeMicroseconds(up);
      myservo_III.writeMicroseconds(up);
      myservo_IV.writeMicroseconds(up);
      myservo_V.writeMicroseconds(up);
      pMillis = cMillis;
      pull = !pull;

      // if (tarare) {
      //   Serial.println(up);
      // }

    }
    else {
      myservo_I.writeMicroseconds(low);
      myservo_II.writeMicroseconds(low);
      myservo_III.writeMicroseconds(low);
      myservo_IV.writeMicroseconds(low);
      myservo_V.writeMicroseconds(low);
      pMillis = cMillis;
      pull = !pull;

      // if (tarare) {
      //  Serial.println(low);
      // }

    }
  }
}

// sensors function
void sensors() {

  sensore_I = analogRead(A1);
  sensore_II = analogRead(A2);
  sensore_III = analogRead(A3);
  sensore_IV = analogRead(A4);
  sensore_V = analogRead(A5);

  if (ii <= N) {

    med_I += sensore_I;
    med_II += sensore_II;
    med_III += sensore_III;
    med_IV += sensore_IV;
    med_V += sensore_V;
```

```
}
else {

  if (tarare) {
    Serial.println("\n");
    Serial.println("Somma sensori: ");
    Serial.println(med_I);
    Serial.println(med_II);
    Serial.println(med_III);
    Serial.println(med_IV);
    Serial.println(med_V);
  }

  // Calculates the average of the values read by each sensor
  med_I = int(med_I / N);
  med_II = int(med_II / N);
  med_III = int(med_III / N);
  med_IV = int(med_IV / N);
  med_V = int(med_V / N);

  // Create a correlation between the mean and the angle to be imposed
  // on the Servant
  // View file: Calibrazione sensori.xls
  I = map(med_I, 240, 170, low, up);    // blue
  II = map(med_II, 108, 74, low, up);   // brown
  III = map(med_III, 204, 126, low, up); // orange
  IV = map(med_IV, 196, 97, low, up);   // green
  V = map(med_V, 217, 100, low, up);    // blue

  // Limits the value imposed to the servos in microseconds from 500
  // to 2500 (in degrees: from 0 to 179 )
  I = constrain(I, low, up);
  II = constrain(II, low, up);
  III = constrain(III, low, up);
  IV = constrain(IV, low, up);
  V = constrain(V, low, up);

  // Send the angular position to servos
  myservo_I.writeMicroseconds(I);
  myservo_II.writeMicroseconds(II);
  myservo_III.writeMicroseconds(III);
  myservo_IV.writeMicroseconds(IV);
  myservo_V.writeMicroseconds(V);

  delay(D);

  if (tarare) {

    Serial.println("\n");
    Serial.println("Valore sensori: ");
    Serial.println(sensore_I);
    Serial.println(sensore_II);
    Serial.println(sensore_III);
    Serial.println(sensore_IV);
    Serial.println(sensore_V);

    Serial.println("\n");
    Serial.println("Media sensori: ");
    Serial.println(med_I);
```

```
      Serial.println(med_II);
      Serial.println(med_III);
      Serial.println(med_IV);
      Serial.println(med_V);

      Serial.println("\n");
      Serial.println("Angolo imposto (mu_s): ");
      Serial.println(I);
      Serial.println(II);
      Serial.println(III);
      Serial.println(IV);
      Serial.println(V);

      Serial.println("\n");
      Serial.println(ii);
    }

    ii = 0;

    med_I = 0;
    med_II = 0;
    med_III = 0;
    med_IV = 0;
    med_V = 0;
  }
  ii++;
}
```