



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

TESI DI LAUREA IN INGEGNERIA MECCANICA E MECCATRONICA (Laurea Triennale– Curriculum Meccatronico)

Finger holder per un dispositivo aptico per la riabilitazione: interfacciamento elettronico e protezioni meccaniche

Relatore: Roberto Oboe

Laureando: Zenere Alberto

ANNO ACCADEMICO 2013/2014

INDICE

1. LA RIABILITAZIONE NEUROMUSCOLARE	1
1.1.Fisiopatologia del movimento	1
1.1.1.Come nasce il movimento.....	1
1.1.2.Cosa può compromettere la capacità di muoversi?	6
1.1.3.La plasticità del sistema nervoso	7
1.1.4.Come la plasticità permetta il recupero	9
1.1.5.Principi per una riabilitazione efficace	10
1.1.6.Considerazioni finali.....	15
1.2.Robot per impieghi medicali	15
1.2.1.Modelli esistenti	17
2.DISPOSITIVO APTICO STUDIATO	25
2.1.Descrizione del dispositivo	25
2.1.1.esercizi riabilitativi.....	27
2.1.2.finger holder.....	28
2.2.Scelta ed interfacciamento di un sensore rotativo	29
2.2.1.Scelta del sensore	29
2.2.2.Interfacciamento del sensore.....	35
2.2.3.Montaggio del sensore	37

2.3.Progettazione del sistema di sicurezza	37
2.3.1.Studio delle superfici.....	38
2.3.2.Dimensionamento.....	38
2.3.3.Prove di verifica	40
2.4.Creazione di un finger holder su misura	40
2.4.1.Calcolo delle coordinate.....	42
2.4.2.Elaborazione di un modello 3D	45
3.CONCLUSIONI	49
3.1.Sviluppi futuri	49
APPENDICE A: Scheda tecnica del sensore	51
BIBLIOGRAFIA	53

SOMMARIO

L'obiettivo di questa tesi è lo studio e la progettazione dell'end effector, un finger holder per la precisione, di un sistema riabilitativo per la mano e le dita. Attualmente questo sistema permette di svolgere esercizi di recupero un solo dito alla volta ed è ancora in fase di sviluppo. Questo progetto vede coinvolta l'Università di Padova ed il reparto di fisioterapia dell'ospedale San Camillo di Venezia.

Nello sviluppo di questo finger holder vi era la necessità di scegliere, e successivamente interfacciare, un sensore rotativo. Questo per permettere la rilevazione dei movimenti di rotazione del dito o della mano del paziente.

In seguito si è provveduto a progettare un sistema di sicurezza magnetico che permetta lo sgancio del ditale nel caso si verificano forze elevate sull'end effector. L'efficacia di tale sistema è stata verificata effettuando delle prove in laboratorio.

Infine si è cercato di arrivare alla creazione di un finger holder su misura. Ciò è stato realizzato elaborando una serie di foto del dito del paziente al fine di ottenere un modello tridimensionale del ditale. È stata poi utilizzata una stampante 3D per produrre il finger holder.

INTRODUZIONE

Quando una persona diventa incapace di interagire con l'ambiente circostante è necessario un percorso riabilitativo per farle riacquistare le capacità perse. In particolare il controllo della mano e delle dita è fondamentale per molte attività che una persona deve effettuare per essere indipendente. A tale scopo le interfacce aptiche e gli ambienti virtuali stanno diventando uno strumento sempre più utilizzato nella riabilitazione motoria, particolarmente nei pazienti colpiti da ictus.

Lo scopo di questa tesi è lo studio dell'end effector di un dispositivo aptico. Questo dispositivo è chiamato Pentalatero ed ha come scopo principale la riabilitazione della mano e delle dita.

Il primo obiettivo di questo è stato rappresentato dalla ricerca e dall'interfacciamento di un opportuno sensore rotativo. Sul mercato sono presenti numerosi modelli ed è stato necessario scegliere un sensore che non ponga limitazioni agli sviluppi futuri di questo progetto.

Abbiamo poi progettato un sistema di sicurezza magnetico che consenta lo sgancio del finger holder dalla struttura nel caso si verificano bruschi aumenti delle forze applicate sul ditale. Questo è stato necessario per tenere il paziente al riparo da eventuali anomalie dei motori. Per evitare che questo dispositivo influenzasse negativamente sulle rilevazioni della posizione dell'end effector si è provveduto a modificare le due superfici dove sono posti i magneti in modo che la struttura rimanesse ferma in fase di esercizio. Sono state infine effettuate delle prove in laboratorio per verificare l'efficacia di tale sistema.

Come ultima parte di questo lavoro si è cercato di arrivare alla creazione vera e propria di un ditale su misura. In tal senso era già stato ideato un sistema di acquisizione che era stato utilizzato però in un contesto diverso. Quest'ultimo andava quindi rivisto alla luce dei nostri scopi.

CAPITOLO 1

LA RIABILITAZIONE NEUROMUSCOLARE

1.1.FISIOPATOLOGIA DEL MOVIMENTO

La capacità di muoversi liberamente è alla base della vita di ogni persona e grazie ad essa possiamo essere indipendenti. Potersi muovere è un'abilità così naturale che spesso ci si dimentica di come essa sia invece estremamente complessa e sia resa semplice solamente dalle grandi potenzialità del corpo umano. Vediamo quindi brevemente come nasce il movimento.

1.1.1.Come nasce il movimento

La capacità di muoversi nasce dalla "collaborazione" tra l' apparato locomotore ed il sistema nervoso (SN); quest'ultimo a sua volta può essere suddiviso in sistema nervoso periferico (SNP) e sistema nervoso centrale (SNC).

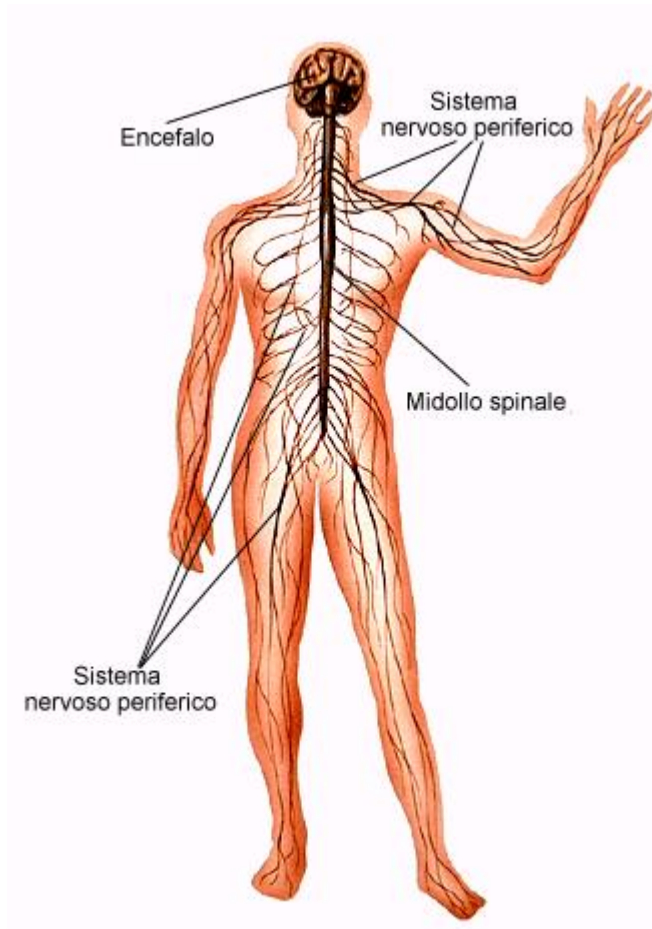


Figura 1: Sistema nervoso periferico (SNP) e sistema nervoso centrale(SNC)

Il SNP è costituito dall'insieme dei nervi e gangli al di fuori del SNC che innervano il corpo. Il SNP trasmette le informazioni ricevute dal mondo esterno e dagli organi interni al SNC che si occupa invece di analizzarle al fine di decidere il comportamento più opportuno in relazione alla situazione. Appena il SNC ha elaborato la migliore strategia da adottare comunica i relativi comandi motori al SNP che li trasporta ai muscoli (sia volontari che involontari).

Il SNC è quindi addetto all'analisi delle informazioni ricevute dal SNP e all'elaborazione di una risposta efficace. Le strutture principali del SNC sono il midollo spinale e encefalo , quest'ultimo in particolare è dato dall'insieme di vari componenti.

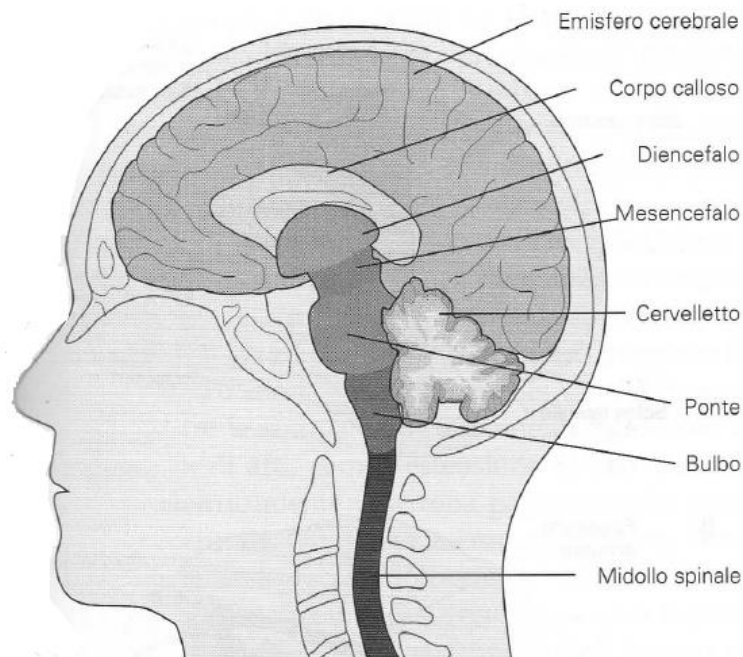


Figura 2 : Strutture principali del SNC

La situazione attuale viene percepita dai molteplici recettori posti su tutto il nostro corpo che sono sensibili agli stimoli dell'ambiente esterno così come alla condizione del corpo stesso. Si possono distinguere vari classi di recettori come ad esempio : recettori tattili, nocicettori (recettori del dolore), termocettori , fotorecettori , propriocettori,etc. Un recettore risponde agli stimoli esterni attraverso segnali nervosi che vengono trasmessi poi dal SNP al SNC. In generale (ma non sempre) la risposta è debole in assenza di stimoli ed è invece pronunciata quando il recettore viene eccitato. I vari segnali nervosi sono simili tra di loro, ossia tutte le classi di recettori trasmettono dei segnali elettrici analoghi quando vengono stimolati.

Conoscendo quindi solo l'attività elettrica di un recettore non è possibile determinare di che tipo di recettore si tratti. In che modo può allora il SNC analizzare le informazioni che gli giungono?

Il sistema nervoso presenta delle connessioni estremamente precise in modo da sapere che stimoli hanno portato alla eccitazione di quella particolare regione. Ad esempio se un neurone nell'encefalo viene attivato è immediato ricavare quali recettori sono stati eccitati e quindi qual è la situazione esterna. Gran parte delle Neuroscienze si occupa proprio dello studio di queste connessioni, in particolare si cerca di capire che attività svolge ogni regione del SNC.

Le varie strutture del SNC sono collegate tra di loro da una complessa rete di connessioni neurali; infatti il funzionamento dell'encefalo è caratterizzato dall'analisi sia in parallelo che in serie delle informazioni. E' importante sottolineare che l'elaborazione di un' attività complessa come è l'organizzazione del movimento coinvolge quasi ogni struttura del SNC ed essa non può essere circoscritta ad una particolare zona. Tuttavia è possibile riconoscere delle vie principali attraverso cui il segnale nervoso viaggia e delle aree addette all'analisi di particolari tipi di informazioni. La regione dove si svolge la parte prevalente dell'elaborazione è la corteccia cerebrale (che corrisponde agli strati superficiali del cervello) : essa può essere suddivisa in diverse zone, ognuna delle quali è addetta all'analisi di un particolare tipo di informazione. Ad esempio la regione somatosensitiva primaria (S1) si occupa di analizzare le informazioni tattili, propriocettive, termiche e dolorifiche.

Come precedentemente menzionato le vie del SN sono molto precise, infatti l'attività di ogni parte della S1 è legata all'eccitazione di recettori situati in una zona precisa del corpo. E' quindi possibile creare una mappa somatotopica che illustra a che parte del corpo è collegata ogni area della S1 (ad essere precisi la S1 presenta quattro mappe somatotopiche ciascuna delle quali relativa ad un diverso tipo di informazione).

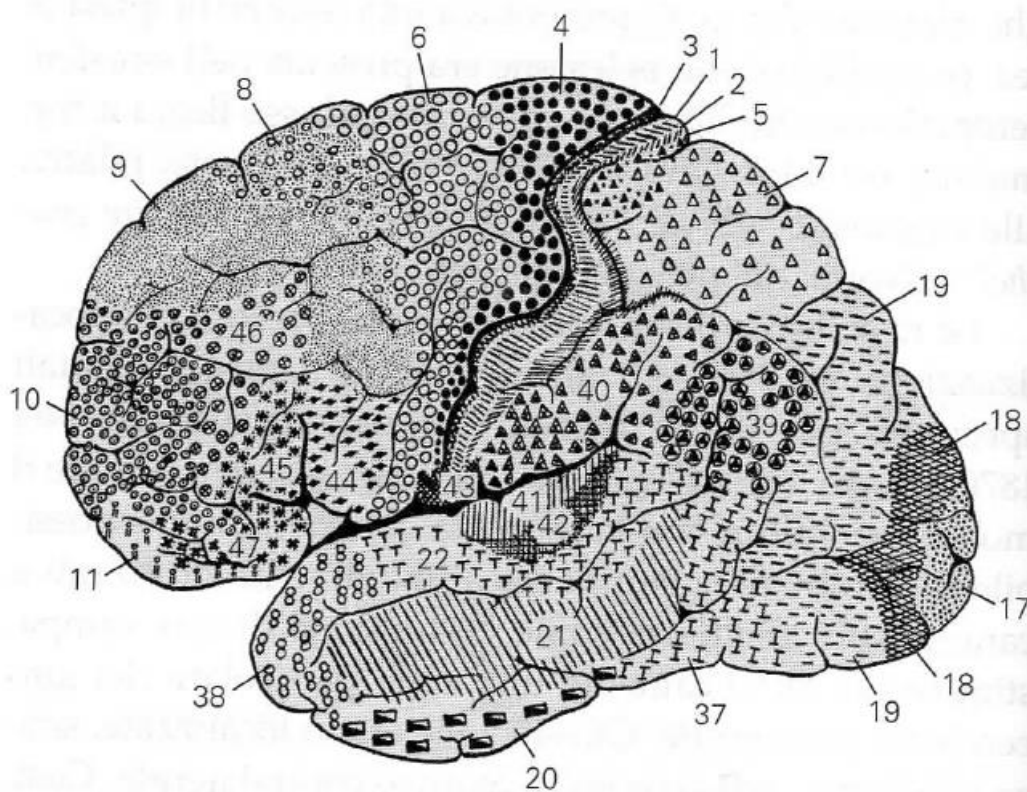


Figura 3 :Suddivisione della corteccia cerebrale nelle aree di Brodmann

Per ciò che riguarda la capacità di muoversi possiamo evidenziare l'area associativa posteriore, che convoglia le informazioni relative ai sensi (tattili, propriocettive, visive, uditive, etc) per fornire una percezione unitaria dello spazio circostante, e l'area associativa frontale, che si occupa invece del giudizio e della pianificazione del movimento. L'ultima fase dell'organizzazione del movimento si svolge nella regione motoria primaria (M1) in cui finalmente si determina che muscoli verranno contratti. Analogamente alla S1 è possibile tracciare una mappa somatotopica che lega ogni area della M1 ad una parte specifica del corpo. In poche parole l'eccitazione di ogni neurone della M1 corrisponde biunivocamente alla contrazione di un particolare muscolo.

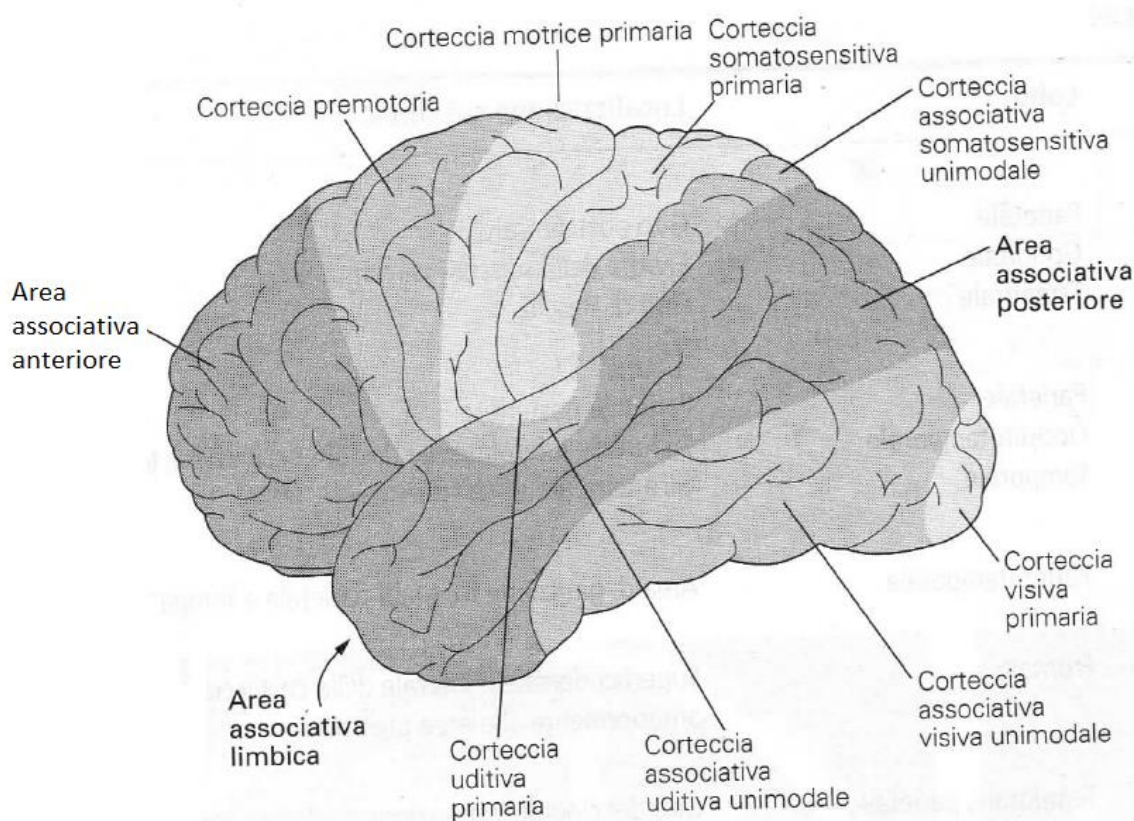


Figura 4 : Aree principali della corteccia cerebrale

A questo punto i segnali nervosi vengono trasmessi dal SNC all'apparato locomotore ed inizia quindi il movimento.

1.1.2.Cosa può compromettere la capacità di muoversi?

E' chiaro quindi che ogni movimento è il prodotto finale di complesse interazioni tra molteplici strutture; di conseguenza le cause che possono compromettere la capacità di muoversi sono numerose e di diversa natura.

Il caso più semplice da studiare è costituito dalle lesioni all'apparato locomotore ,come possono essere la maggioranza degli infortuni del mondo dello sport. In questo caso la riabilitazione consiste nella classica attività di fisioterapia e permette nella maggior parte dei casi un recupero ottimale.

Un' altra categoria di lesioni è costituita dai danni alle vie di trasmissione del segnale nervoso che collegano l'apparato locomotore al SNC. Rientrano in questa definizione le lesioni alla colonna vertebrale che, a seconda della gravità, possono arrivare a causare anche una paralisi permanente. In questo caso siamo ancora molto lontani dall' avere una soluzione definitiva tuttavia si sta svolgendo molta ricerca al riguardo. Una strada che sta dando buoni risultati consiste nell' usare l'attività dei muscoli che rimangono sotto il controllo volontario del paziente come input per predire il movimento che il paziente sta cercando di compiere. A questo punto tramite FES (functional electrical stimulation) si stimolano i rimanenti muscoli necessari a compiere il movimento desiderato che il paziente non riesce più a muovere a causa della paralisi.[11]

Parallelamente si stanno ricercando dei metodi per stimolare la ricrescita delle vie nervose danneggiate , anche in questo caso negli ultimi anni ci sono stati dei progressi ma è chiaro come il lavoro ancora da fare sia ancora notevole.

Un terzo sottogruppo di cause è costituito dai danni al SNC. Esempi tipici sono: ictus , danni traumatici al cervello e paralisi cerebrale. In particolare l'ictus cerebrale è la causa più frequente di disabilità in persone adulte e una delle più frequenti cause di morte. Due terzi dei casi si verificano sopra i 65 anni, ma possono essere colpite anche persone giovani. E' causato solitamente da un problema circolatorio improvviso: le cellule nervose possono pertanto trovarsi in uno stato di sofferenza e possibilmente morire. I sintomi sono dovuti alla perdita transitoria o permanente di determinate funzioni cerebrali e dipendono dalla localizzazione del danneggiamento strutturale all'interno del sistema nervoso centrale, causato da una riduzione del flusso sanguigno (ischemia, infarto, 90% dei casi) o dalla rottura di un vaso sanguigno (emorragia,10% dei casi). In questo caso i margini di miglioramento sono ampi grazie alla capacità di adattamento del SNC (che analizzerò più approfonditamente nei prossimi paragrafi). A seconda della localizzazione e del tipo di lesione si avranno i relativi esiti che possono essere motori, sensoperceptivi, cognitivi, vescicosfinterici,del linguaggio, della deglutizione. Tra questi si tratterà dell'esito percettivomotorio tanto importante da classificare l'ictus al primo posto tra le

malattie più disabilitanti. Si parlerà quindi di plegia o meglio di emiplegia cioè di quel lato del corpo incapace di muoversi, lato controlaterale all'emisfero cerebrale leso.

Infine sono presenti in natura molte malattie a carico del sistema nervoso, tra queste ricordo la sclerosi multipla, il Parkinson e la distonia. In questo caso le terapie di fisioterapia e di riabilitazione motoria non possono certamente eliminare la causa della disabilità. L'approccio seguito consiste in trattamenti farmacologici attraverso cui si ottengono risultati più o meno efficaci a seconda della conoscenza sulla malattia in questione.

1.1.3. La plasticità del sistema nervoso

Nell'ultimo secolo la ricerca ha fatto notevoli passi in avanti per ciò che concerne la comprensione dell'organizzazione e del funzionamento del sistema nervoso. Una delle grandi discussioni riguardanti lo studio del cervello si riferisce alla domanda se le funzioni cerebrali siano localizzate in zone precise nel cervello o meno. Ormai è chiaro che le funzioni sono sia localizzate che distribuite.

Consideriamo il linguaggio: esso non è un singolo processo, ma una raccolta di processi utilizzati per decodificare, conservare, o produrre parole; anche se ci sono delle specifiche zone linguistiche che si occupano di particolari mansioni il linguaggio è un'abilità ampiamente distribuita su tutta la corteccia. [15]

Si può affermare che ogni funzione del SNC sia il risultato dell'attività congiunta di più aree, ciascuna addetta ad un particolare compito. Si è poi notato come ogni funzione che il SNC svolge sia allocata pressoché nella stessa zona in ogni individuo. Il fatto sorprendente è che all'interno di questa impostazione comune il sistema nervoso dimostra una notevole flessibilità: infatti una delle proprietà principali del sistema nervoso è la sua capacità di poter cambiare la sua struttura in base all'esperienza.

Questa proprietà è conosciuta sotto il nome di plasticità neurale. Sebbene la maggior parte degli studi sulla plasticità del cervello è condotta sui mammiferi, molti delle prime idee per quanto riguarda la plasticità sono arrivate dallo studio degli invertebrati. Ora sappiamo che tutti gli animali, compresi quelli molto semplici possono mostrare diverse forme di apprendimento, che sono correlate con la plasticità neuronale. Questa plasticità comprende cambiamenti che sono molto simili a quelli osservati in animali con sistemi molto più complessi. Ci sono certamente differenze nei dettagli ma i principi generali sembrano essere conservati. Ciò permette ai ricercatori di utilizzare una vasta gamma di modelli per indagare i meccanismi neurali di plasticità negli esseri umani. [14]

Le prime manifestazioni della plasticità a livello cellulare che sono state riportate sono un rafforzamento (o indebolimento) delle connessioni sinaptiche tra i neuroni ; la diramazione di nuove ramificazioni sinaptiche e la nascita di nuovi neuroni.[22]

I cambiamenti nel cervello possono essere visualizzati su molti livelli di analisi. La scelta del livello dipenderà dalla domanda che ci si pone. Ad esempio, se un ricercatore è interessato a cambiamenti cerebrali associati all'apprendimento motorio nelle persone, il livello potrebbe essere l'imaging neurale, possibilmente per identificare le mappe motorie (ossia le aree della corteccia addette al compimento di un particolare movimento). Al contrario, se la ricerca è legata all'apprendimento in un animale da laboratorio, il livello di potrebbe essere invasivo come la registrazione dell' attività delle singole cellule nervose oppure misure di morfologia neuronale post-mortem. Non c'è un livello "corretto" o "migliore", gli studi devono essere fatti a diversi livelli per capire a fondo la plasticità ed il comportamento del cervello. I cambiamenti di carattere più generale possono essere osservati agilmente nella corteccia cerebrale con tecniche quali RMIf (risonanza magnetica per immagini funzionale) che permette di osservare in vivo quali zone sono attive in un dato istante. Si può così notare, ad esempio, che la corteccia di una persona allenata a suonare il violino da molto tempo presenterà delle zone relative alle informazioni tattili delle dita molto più ampie della media. Al contrario la corteccia di un individuo che non ha potuto muovere le mani per molto tempo (ad esempio in seguito ad una paralisi) presenterà una diminuzione di suddette regioni.

La progressione dei cambiamenti plastici durante lo svolgimento di compiti motori è accompagnata anche da cambiamenti delle vie attraverso le quali vengono elaborati i movimenti. Sono state osservate modificazioni plastiche a breve termine nelle regioni senso-motorie e nel cervelletto, anche durante una singola sessione. Come l'apprendimento motorio prosegue, si verifica una diminuzione consistente nell'attività cervelletto e nella corteccia premotoria. Questi cambiamenti iniziali possono rappresentare un cambio nella modalità di elaborazione passando dalle regioni del cervelletto e delle aree premotorie all'area M1. Questo processo sembra richiedere la pratica per diverse settimane per essere completato e le modifiche sono più permanenti rispetto ai cambiamenti transitori a breve termine osservati nel corso di una singola sessione.

Un comune presupposto erroneo è che un cambiamento comportamentale positivo, come ad esempio l' apprendimento, sia necessariamente legato all'aumento di sinapsi, mentre un cambiamento negativo, come quella correlati allo stress, sia sempre correlato ad una perdita di sinapsi. Infatti, la maggior parte dei cambiamenti comportamentali sono legati alle sia all'addizione che alla sottrazione di sinapsi all'interno di una rete di neuroni.

Infine è da notare come la plasticità non sia sempre un meccanismo vantaggioso. Anche se vi è la tendenza naturale a pensare che abbia sempre un'influenza positiva sull'organizzazione del cervello, ci sono molti esempi di come la plasticità possa avere effetti negativi sul cervello e sul comportamento. Un esempio è il dolore dell'arto fantasma, che si riferisce al dolore percepito in una parte del corpo che è stata amputata. Ci sono molti studi che dimostrano che è probabilmente il risultato di un cambiamento plastico sia del SNP che del SNC.

1.1.4. Come la plasticità permette il recupero

Il sistema nervoso può essere visto come un meccanismo in continuo cambiamento in relazione all'ambiente circostante. La plasticità gioca un ruolo predominante nell'apprendimento di un nuovo schema motorio, ecco quindi che la ripetizione prolungata nel tempo (settimane) di uno stesso movimento corrisponderà ad un aumento progressivo delle aree (visiva, somatosensitiva, motoria) coinvolte nello svolgimento di quel gesto. E' quindi chiaro come la flessibilità del sistema nervoso sia fondamentale nel miglioramento delle abilità di un individuo così come essa sia il meccanismo che permette la memorizzazione e la comprensione di nuove nozioni. Questa capacità del sistema nervoso è essenziale in ambito riabilitativo, in particolare la plasticità cerebrale assume un ruolo centrale nell'ambito del recupero da un danno al SNC.

Prendiamo il caso di un paziente colpito da ictus, in questo caso alcune regioni del SNC sono state danneggiate e non possono eseguire la loro funzione adeguatamente. Come conseguenza il paziente può presentare delle paresi, ossia di difficoltà nell'uso di un arto. Come conseguenza il paziente solitamente inizia ad usare meno la parte del corpo colpita dall'ictus. Come precedentemente accennato il disuso prolungato nel tempo di una parte nel corpo causa la diminuzione delle aree del sistema nervoso che sono addette al suo movimento. Questo determina a sua volta un peggioramento nelle capacità dell'individuo di muovere agilmente quel particolare arto. Il tutto può generare una spirale negativa di eventi tale che la persona tenderà ad usare sempre meno la parte del corpo colpita da ictus. La riabilitazione, al contrario ha come fine il miglior recupero possibile delle capacità del paziente per avvicinarsi il più possibile alla condizione pre-ictus. L'obiettivo che ci si pone è cioè l'apprendimento di nuovi schemi motori in modo da poter riconquistare i movimenti che erano stati persi.

Questo è possibile grazie alle capacità di adattamento del SNC che permettono la creazione di nuove vie nel sistema nervoso per compensare le regioni danneggiate. Sono stati inoltre osservati dei meccanismi di adattamento interessanti in seguito a lesioni alla colonna vertebrale. Nel corso di uno studio su scimmie è stato documentato

come in seguito alla lesione parziale della spina dorsale il SNC abbia risposto iniziando ad usare come via di comunicazione dei nervi che in condizioni normali risultano inibiti; questo ha portato ad un recupero quasi completo della condizione. [12]

1.1.5.I principi di una riabilitazione efficace

Al giorno d'oggi quasi tutte le terapie ed i robot riabilitativi sono impegnati per il riapprendimento motorio di pazienti post-ictus dato il gran numero di persone in queste condizioni. Il sistema neuromuscolare umano presenta una plasticità dipendente dall'uso; ciò significa che l'uso modifica le proprietà dei neuroni e dei muscoli, inclusi la struttura delle loro connessioni. Quindi l'utilizzo di interfacce aptiche sta diventando un approccio diffuso per trattare le disabilità causate da ictus o disordini scheletro muscolari dato che i pazienti possono trovare importanti benefici da una riabilitazione intensiva. Sta diventando ormai chiaro che le attività riabilitative volte a massimizzare la riorganizzazione della corteccia abbiano le maggiori possibilità di successo per il recupero delle abilità di un paziente. Sebbene i meccanismi precisi che determinano la plasticità neurale non sono ancora chiari negli ultimi anni sono emersi dei fattori chiave che permettono degli adattamenti positivi da parte del sistema nervoso. Negli ultimi decenni, progressi significativi sono stati fatti su come cambiamenti plastici persistenti possono essere indotti attraverso l'esperienza. La sezione seguente descrive brevemente questi principi con un focus particolare su una popolazione di persone colpite da ictus e sui cambiamenti indotti nella capacità motoria del paziente.

La riabilitazione post ictus si è evoluta nel corso degli ultimi 15 anni passando da metodi di riabilitazione analitici ad approcci task-oriented. I metodi analitici si concentrano su movimenti articolari localizzati che non sono legati ad abilità motorie complesse. Approcci task-oriented comportano invece la formazione di competenze e di attività volte ad accrescere la partecipazione del soggetto. Oggi è generalmente accettato che il miglioramento delle capacità sensoriali-motorie è un pacchetto costituito da diverse fasi:

- a) la formazione di funzioni di base (ad esempio, la forza muscolare, la gamma di movimento, il tono, la coordinazione) presupposto alla formazione di abilità,
- b) la formazione di abilità
- c) il miglioramento della resistenza a livello muscolare e / o cardiovascolare

Quindi, anche se ad esempio la forza è una base essenziale per una buona abilità,devono essere coinvolti anche altri aspetti per avere un controllo ottimale del gesto che si sta cercando di imparare. Approcci di apprendimento attivo, con il maggior impatto sul risultato funzionale dopo l'ictus sono: esercizi task-oriented, induced movement therapy ed esercizi bilaterali. [2]

Use it or lose it

'Usalo o lo perdilo' è un principio tratto da numerose evidenze anatomiche sia da studi animali che umani. L'esempio più comune è quando un nervo periferico è lesionato o quando un arto viene amputato. In ogni caso, si verifica una rimappatura corticale tale che i confini somatotopici delle afferenze sensoriali intatte si espandono in regioni corticali che rappresentavano precedentemente l'arto interessato o le dita. Una dimostrazione si può osservare nella corteccia somatosensitiva dei primati dopo la resezione del nervo mediano. Nel corso di poche settimane si può notare come le regioni cutanee adiacenti iniziano ad espandersi andando ad occupare le zone corticali dell'ex nervo di rappresentazione corticale mediana.

In uno studio correlato, rappresentazioni corticali somatosensoriali della mano sono state esaminate prima e dopo l'amputazione di un dito. Da due a otto mesi dopo l'amputazione, la maggior parte della corteccia che in origine rispondeva solo alle superfici di pelle sul dito amputato successivamente rispondeva agli ingressi da dita adiacenti o dal palmo. Anche se questi cambiamenti hanno riguardato la rappresentazione delle dita intatte immediatamente adiacenti, non c'è stato un significativo aumento della rappresentazione delle dita più distanti. Il meccanismo di inversione è stato dimostrato in pazienti con una sindattilia corretta. Dopo la correzione chirurgica, sono emerse due distinte regioni della corteccia motoria primaria atte ad attivare entrambe le dita (a differenza della singola regione di rappresentazione corticale che era presente prima dell' operazione).

L'introduzione del "constraint induced therapy" (CIT) è stata una risposta diretta al principio "use it or lose it" della plasticità. E' stato osservato che le scimmie abbandonano rapidamente l'uso del loro braccio paretico a favore l'uso del braccio intatto. Sulla base di questo lavoro, è stato ipotizzato che una parte della perdita funzionale dopo l'ictus è dovuta ad un 'appreso non uso' del braccio e della mano colpiti. Pertanto, limitare l'arto inalterato e costringere l'uso dell'arto paretico attraverso sedute di terapia intensiva

quotidiana, ha portato ad un miglioramento della funzione del braccio interessato. Questo è stato associato a modificazioni plastiche dell'emisfero interessato, tra cui l'espansione e lo spostamento di mappe motorie del braccio colpito e della mano, che possono spiegare il miglioramento nell'uso dell'arto interessato.

Task oriented

Un altro principio importante è che i cambiamenti indotti sono specifici all'attività praticata. Ad esempio, nei primati non umani, è stato notato un' espansione delle rappresentazioni M1 dei movimenti delle dita evocate in seguito ad un allenamento intensivo di recupero di oggetti di piccole dimensioni, mentre le dimensioni delle rappresentazioni del polso e dell'avambraccio adiacenti sono diminuite.

Al contrario, il compito di girare una chiave, che richiede la pronazione e supinazione della mano senza coinvolgere le dita, ha portato all'espansione del polso e dell'avambraccio, ma anche alla riduzione delle rappresentazioni delle dita in M1. Pratica intensa e ripetuta di compiti impegnativi è fondamentale per avere aumenti a lungo termine della rappresentazione del movimento praticato e per determinare miglioramenti nella funzione motoria.

Riguardo la tipologia di terapia è stato suggerito che brevi sessioni di allenamento intense ogni giorno per un breve lasso di tempo possono essere efficaci quanto periodi di pratica ripetitiva diluiti nel tempo. Anche se dati precisi sui dosaggi specifici necessari per indurre cambiamenti plastici negli esseri umani sono ancora carenti, è stato suggerito che la pratica intensiva senza un fine funzionale potrebbe non essere sufficiente.

Coinvolgimento

Un elemento da non sottovalutare è l' aspetto psicologico della riabilitazione. Infatti terapie che presentano continuamente nuove sfide e nuovi stimoli al paziente danno generalmente risultati più soddisfacenti rispetto a programmi basati sulla ripetizione dello stesso movimento; inoltre percorsi riabilitativi che stimolano la piena partecipazione da parte del paziente all'interno del processo riabilitativo ottimizzano l'apprendimento motorio. Approcci di allenamento attivo consentono al paziente di avere un ruolo principale in questo processo, specialmente nel caso in cui gli esercizi possono essere selezionati e definiti in base ai suoi scopi personali. E' bene stabilire subito degli obiettivi

precisi da raggiungere in quanto questo incoraggia la motivazione e la costanza del paziente ed inoltre permette alla persona di verificare regolarmente i propri miglioramenti e quindi di constatare l'utilità della riabilitazione. Gli esercizi selezionati devono rientrare nelle capacità dell'individuo ma devono comunque presentare delle difficoltà, almeno iniziali ; in questo modo è infatti possibile stimolare le capacità del paziente di problem-solving.

Feedback

Il feedback può essere distinto in due categorie : feedback intrinseco dell'esercizio e feedback estrinseco. Il primo fornisce informazioni visive,tattili,proprioceptive ed acustiche al paziente. Il feedback estrinseco (o feedback aumentato) ,invece, include incoraggiamento verbale,grafici,video e simulazioni cinematiche generate al computer. E' importante che il feedback dell'esercizio sia dato in base al controllo dell'esecuzione dimostrato dal paziente durante l'esercizio; ciò infatti influenza positivamente l'apprendimento motorio ,la motivazione ed in generale l'efficacia della terapia. Feedback su una corretta esecuzione accresce la motivazione mentre feedback che mette in evidenza un errore commesso dal soggetto è utile per aiutare il paziente ad adottare le correzioni opportune.

A proposito della necessità di fornire feedback adeguati e dell'importanza dello stimolare il coinvolgimento da parte del paziente è d'obbligo menzionare lo sviluppo che negli ultimi anni ha portato alla nascita dei sistema di realtà virtuale (VR). Infatti questi strumenti iniziano a ricoprire un ruolo chiave nel mondo della riabilitazione in quanto sono in grado di immergere il paziente in un mondo virtuale ,rendendo così il processo riabilitativo più coinvolgente, ed allo stesso tempo fornendo percezioni tattili e visive realistiche. [23]

L'uomo possiede cinque sensi, egli non percepisce informazioni solo attraverso la vista bensì anche dagli altri quattro sensi. Ad oggi siamo ancora lontanissimi dalla possibilità di simulare il senso del gusto e dell'olfatto, tuttavia la simulazione del tatto è diventata negli ultimi anni una sfida avvincente per la comunità scientifica ed industriale, mossi anche dal fatto che, il senso del tatto è proprio uno dei sensi più ricettivi per l'uomo. La sfida sarà di "immergere" l'utente, attraverso la riproduzione del senso del tatto e della visione stereoscopica, in un mondo completamente digitalizzato in cui possa muoversi con naturalezza e ricevere gli stimoli giusti che si aspetterebbe dal mondo in cui vive.

L'utilizzo di interfacce aptiche unite a software di grafica 3D permette all'utente di esplorare un mondo virtuale ricostruito molto simile a quello reale, con percezioni visive, audio e tattili. La Realtà Virtuale sta compiendo molti passi avanti nell'abbattimento dei tempi di calcolo e nel perfezionamento del fotorealismo (con l'introduzione di hardware dedicati, con software di modellazione sempre più sofisticati e quant'altro) per costruire animazioni in *real time* sempre più simili alle scene reali. Oltre al realismo delle immagini nella VR e l'interattività con l'ambiente virtuale, che sono concetti chiave che hanno caratterizzato le applicazioni di VR fino ad ora, si è aggiunto negli ultimi tempi il concetto di immersività. Dopo una prima fase in cui il fotorealismo era un obiettivo imprescindibile della Realtà Virtuale, si sta passando ad una fase di ricerca dell'interazione da parte dell'utente. Per questi nuovi scenari della Realtà Virtuale, un ruolo centrale è rivestito dall'ideazione, dalla progettazione e dallo sviluppo di interfacce innovative che gestiscono le caratteristiche di interazione tra uomo e macchina.

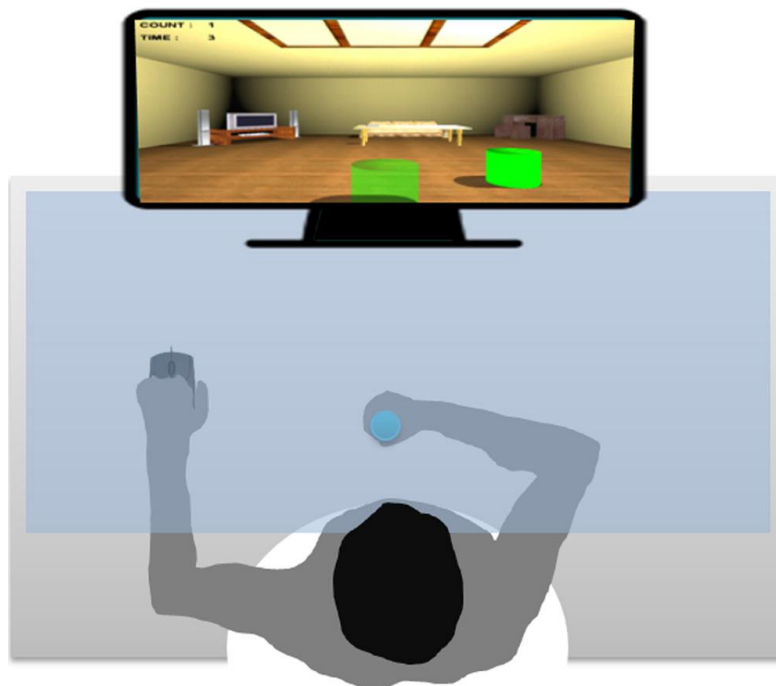


Figura 5: Sistema di riabilitazione basato sulla VR. La mano colpita da ictus esegue un movimento verso la posizione dell'obiettivo (un cilindro virtuale). Quando il paziente è convinto che la posizione della mano corrisponda alla posizione dell'oggetto clicca sul mouse con la mano sana.

1.1.6. Considerazioni finali

La neuroriabilitazione è un'applicazione logica per la robotica, perché la quantità di recupero è collegata con la quantità di ripetizioni. La robotica avanzata è in grado di fornire una terapia continua di supporto ai fisioterapisti, dando ai pazienti una migliore

prospettiva per una riabilitazione efficace. Una questione importante nella terapia robotica è come ottimizzare la plasticità uso-dipendente. I ricercatori devono determinare ciò che il robot dovrebbe fare al fine di aiutare lo sforzo del paziente, e di conseguenza massimizzare il recupero in termini di capacità di movimento. Rispondere a questa sfida comporta la soluzione di due problemi fondamentali. Innanzitutto la determinazione di appositi task di movimento (quali movimenti devono allenare i pazienti e che tipo di feedback dovrebbero ricevere tenendo conto delle loro prestazioni).

In secondo luogo determinare un modello adeguato di input meccanici da fornire al paziente durante l'esecuzione di questi compiti (quali forze dovrebbero applicare i robot all'arto del paziente per stimolare la plasticità).

1.2.ROBOT PER IMPIEGHI MEDICALI

Il processo di neuroriabilitazione cerca di approfittare di questa plasticità uso-dipendente, al fine di aiutare le persone a riapprendere i movimenti che sono stati persi dopo un infortunio o una malattia neuromuscolare. La neuroriabilitazione è tipicamente fornita da terapisti preparati per i quali un sistema basato su computer è altamente desiderato, in quanto si tratta di un sistema di misurazione efficace, e può fornire un intenso esercizio di riabilitazione. Pertanto le interfacce aptiche non solo hanno la possibilità di aiutare i pazienti a recuperare le abilità essenziali per le loro attività quotidiane, ma possono anche dare informazioni obiettive ai medici e ai terapisti circa il processo di riabilitazione. La riabilitazione della mano è un ramo specialistico nato dall'esigenza di adeguarsi alle sempre più sofisticate tecniche chirurgiche ed alle richieste di maggior qualità dei risultati e di ripresa funzionale sia da parte del medico che del paziente. Da alcuni anni, il vorticoso sviluppo della mecatronica ha consentito di sviluppare dispositivi robotizzati per impieghi medicali che si stanno diffondendo sempre più. I motivi del loro successo risiedono nei seguenti vantaggi:

- Elevata ripetibilità e qualità della riabilitazione manuale;
- Possibilità di implementare funzioni complesse grazie allo sviluppo del software;
- Risparmiare al terapeuta l'esecuzione di esercizi ripetitivi permettendogli di dedicarsi alle sole attività in cui è indispensabile la presenza umana;

- Quantificare le prestazioni del paziente sotto forma di forza applicata, velocità di movimento ed escursione angolare in modo da registrarle e costruire uno storico dei suoi progressi;
- Possibilità di gestire la pratica terapeutica sia manuale che strumentale con programmi di gestione dello studio, di elaborazione della cartella clinica con ovvi vantaggi organizzativi.

Nella maggior parte dei casi, i robot tradizionali operano in un ambiente strutturato, eseguendo dei compiti predefiniti e con l'operatore solitamente all'esterno dello spazio di lavoro. Le applicazioni di robot riabilitativi, invece, comprendono sia l'esecuzione di task professionali, quali operazioni di manipolazione in ambiente strutturato, sia le attività di tutti i giorni in ambienti strutturati o meno, come ad esempio nutrizione ed igiene. Si può quindi intuire che una differenza fondamentale con i robot usati in ambito industriale, è il tipo di interazione con l'uomo. Solitamente i robot industriali sono gestiti e manovrati da personale specializzato e di formazione tecnica; questo non è il caso dei robot riabilitativi, che interagiscono con dei pazienti che in genere non hanno preparazione in campo tecnico. Il paziente e la macchina convivono nello stesso ambiente di lavoro, perciò la sicurezza della macchina diventa fondamentale, e contestualmente va posta una particolare attenzione allo sviluppo dell'interfaccia utente-macchina, in modo che l'uso risulti semplice. La ricerca sta puntando su una maggiore flessibilità per l'utilizzo in ambienti non strutturati. La maggior parte dei robot, che verranno in seguito presentati, sono dotati di interfacce aptiche. Esse sono dispositivi in grado di trasmettere all'operatore sensazioni di forza per aggiungere all'interazione uomo-macchina una dimensione collegata al senso del tatto. Ad esempio possiamo avere un robot il cui end-effector è vincolato rigidamente alla punta del dito dell'operatore; se il robot non è attivo e se il peso dei suoi link non è molto elevato, l'operatore è in grado di muovere liberamente l'end-effector, trascinandolo con il dito. Al contrario, se il robot è attivo, l'operatore percepisce sul dito l'attività dinamica del robot, sotto forma di forze esterne di trazione o compressione sul dito stesso. La traiettoria dell'end-effector è quindi determinata dalla combinazione delle forze prodotte dal dito dell'operatore e dalle coppie generate dai motori sui giunti del robot. Un'interfaccia aptica può quindi essere utilizzata in applicazioni di realtà virtuale, per riprodurre artificialmente un ambiente reale. Un software conosce la posizione degli oggetti virtuali nello spazio virtuale e, istante per istante, controlla la posizione reale dell'operatore. Quand'egli, muovendosi, va a collidere con un oggetto virtuale, il software calcola la forza di reazione che in un

ambiente reale sarebbe esercitata dall'oggetto sull'operatore ed aziona i motori del robot per riprodurla.

1.2.1. Modelli esistenti

Di seguito si riporta una breve descrizione dei più famosi robot per riabilitazione.

MIT-MANUS

É stato il primo robot clinicamente testato, riproduce un movimento nel piano con 2 gradi di libertà ed ha una configurazione SCARA. Con questa configurazione è possibile applicare diverse forze al braccio del paziente tramite un manico afferrato dal paziente. Il MIT-Manus assiste il paziente nel movimento sul tavolo così come il paziente interagisce con il monitor, così come si può vedere in figura. Inoltre è stata prevista la possibilità di effettuare un movimento verticale e un movimento per il polso introducendo un terzo grado di libertà. I primi test clinici furono effettuati confrontando dei pazienti che avevano o meno eseguito una terapia riabilitativa convenzionale. Nell'attività sperimentale questi pazienti eseguirono un'ora al giorno per 5 giorni la settimana, una terapia riabilitativa con robot, questo per diverse settimane. Questo gruppo di pazienti hanno ottenuto una migliore mobilità dell'arto rispetto al gruppo che non si è sottoposto alla terapia. Questi primi studi dimostrarono che in pazienti con stroke acuti, che ricevono la terapia, recuperano in modo migliore. Studi successivi hanno confermato che la terapia robotica può dare dei benefici a pazienti con stroke cronici. [8]



Figura 6:MIT-MANUS

MIME

MIME, acronimo per Mirror Image Movement Enabler, ha 6 gradi di libertà, esso può applicare forze alle braccia del paziente attraverso una stecca di sostegno per l'avambraccio. Il robot può muovere l'avambraccio in uno spazio tridimensionale, in un ampio range di posizioni. Un misura le forze e le coppie tra il robot e gli arti del paziente. Sono stati implementate diverse modalità di funzionamento: incluse il 'completamente passivo', 'attivo assistito', 'attivo con vincoli' e il 'bimanual mode', (ovvero i due arti sono sollecitati in modo differente). I primi test clinici hanno dimostrato che i pazienti hanno migliorato la loro abilità nei movimenti rispetto a pazienti che non venivano sottoposti alla terapia, ma si limitavano alla riabilitazione classica .[20]



Figura 7 :MIME

ARM Guide

Questo dispositivo misura e applica forze di supporto o di ostacolo al paziente con il fine di eseguire dei movimenti lineari all'interno dello spazio di lavoro. La traccia può essere orientata con differenti angoli di beccheggio e imbardata per consentire di raggiungere tutte le zone di lavoro. I pazienti con stroke cronici, che hanno ricevuto una terapia con questo robot, hanno aumentato la loro mobilità.[16]



Figura 8 : Arm Guide

Bi-Manu-Track

Il Bi-Manu-Track è un robot a 2x1 gradi di libertà che consente ai pazienti emiparetici di praticare bilateralmente due movimenti circolari diversi : pronazione/supinazione dell'avambraccio e flessione/estensione del polso. Vi sono tre modalità di funzionamento: passivo-passivo, attivo-passivo e attivo-attivo. Ampiezza, velocità e resistenza possono essere settati individualmente. Un altro dispositivo interattivo è l'Arm Trainer : qui il paziente ha le articolazioni del gomito flesse a circa 90 °. Ogni mano afferra una maniglia e può essere spostato in una DOF. Due set di manici sono disponibili, uno con un asse orizzontale per movimenti di pronazione / supinazione e uno con un asse verticale per movimenti di flessione / estensione del polso. La posizione del dispositivo deve essere cambiata a seconda del movimento selezionato. Un display mostra il numero di cicli eseguiti. [21]



Figura 9: Bi-Manu-Track

GENTLE/s

Sistema che utilizza un robot commerciale, l'HapticMaster, per assistere i pazienti nei movimenti; i pazienti interagiscono anche con un ambiente virtuale. L'Haptic Master segue 4 gradi di libertà ed è stato progettato per la riabilitazione dei pazienti con ictus.



Figura 10: Gentle/s

Rutgers Master II-ND

Il Rutgers Master II-ND (dove ND indica New Design) Force-Feedback Glove è un'interfaccia aptica progettata per interazioni della mano destra con un sistema virtuale. Il guanto provvede ad un ritorno di forza fino a 16N al pollice, indice, medio e anulare. Utilizza degli attuatori pneumatici collegati direttamente sul palmo della mano..Questo dispositivo è utilizzato per aiutare nell'estensione e nella flessione della mano ed ha mostrato un notevole incremento nella mobilità dei pazienti che l'utilizzano.[9]

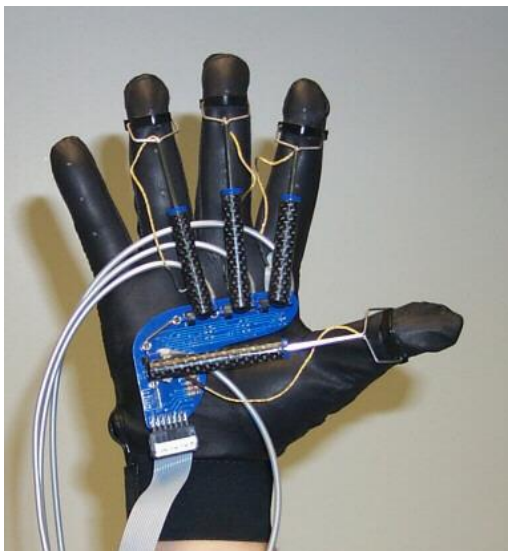


Figura 11: Rutgers Master II-ND

PHANTOM

Interfaccia aptica che permette il tocco e l'interazione tra un operatore umano e un mondo virtuale. Il PHANTOM è un dispositivo da tavolo che riproduce le forze di interazione tra l'operatore umano e il mondo virtuale che si vede a monitor, infatti vi è una misura della posizione dell'end effector (penna).[19]



Figura 12: Phantom

CAPITOLO 2

DISPOSITIVO APTICO STUDIATO

2.1.DESCRIZIONE DEL PROGETTO

Il lavoro di questa tesi rappresenta una piccola parte di un progetto più ampio che vede coinvolta l'università di Padova e il reparto di fisioterapia dell'ospedale San Camillo di Venezia. E' in corso una sperimentazione con un dispositivo per la riabilitazione delle dita, che si basa su una catena cinematica a pentalatero. L'idea di fondo è di arrivare ad un prodotto finito stand-alone vendibile sul mercato. Attualmente il sistema permette di svolgere esercizi di recupero per un solo dito alla volta. E' in corso una riprogettazione del sistema, degli studi medici sulla riabilitazione e sviluppi della parte software. Partendo da quanto esposto finora sull'analisi dei dispositivi aptici e il loro impiego, si è sviluppato un dispositivo aptico: il Pentalatero. Il dispositivo è montato su di una struttura di legno che sostiene il meccanismo, a pentalatero, ed un contenitore dove sono alloggiati i motori, ovviamente non si tratta di un prodotto commercializzabile ma di un prototipo



Figura 13: Dispositivo aptico Pentalatero

Lo scopo principale del dispositivo descritto sopra è quello di riabilitare la funzionalità del dito. Tuttavia, questo dispositivo dovrà essere adattato per la riabilitazione della mano, dal momento che per un paziente post-ictus è più facile iniziare con questo tipo di riabilitazione e quindi in un secondo momento passare alla riabilitazione del dito.



Figura 14: Supporto del Pentilatero per la riabilitazione del dito



Figura 15: Supporto del Pentilatero per la riabilitazione della mano

2.1.1. Esercizi riabilitativi

Sono stati implementati due esercizi basilari, quali: Reaching e 8-Shape. Il primo è chiamato Reaching ed è un esercizio in cui il paziente deve toccare delle sfere. Nel secondo esercizio, denominato 8-Shape, il paziente deve effettuare una traiettoria attorno a delle sfere.

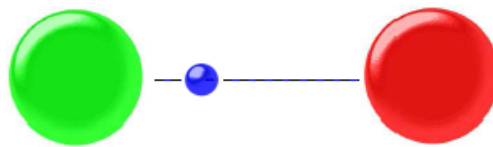


Figura 16: Esercizio Reaching

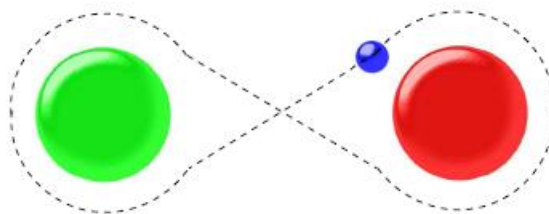


Figura 17: Esercizio 8-Shape

Entrando nel dettaglio degli esercizi, si è deciso di riprendere l'idea di un avatar sfera come riferimento per il dispositivo aptico, mentre come target di start e di stop altre due sfere più grandi, definite con materiali differenti, così da consentire un Touch al paziente. A partire da questo semplice esercizio sarà poi possibile sviluppare esercizi più complicati, ovvero spostando le sfere di Start e di Stop nello spazio, sarà possibile far compiere diversi percorsi al paziente. Inoltre riprendendo quanto già fatto, vi sarà la

possibilità di eseguire un percorso a 8 attorno alle sfere. Partendo da questa idea, è stato ideato un percorso clinico per il paziente, da dividere in due ambiti, quali:

- Path;
- Trajectory;

Path

Dal nome stesso, percorso, il paziente dovrà eseguire un determinato percorso, deciso dal fisioterapista. Inizialmente sarà completamente passivo, ovvero l'utente verrà guidato dal dispositivo per l'esecuzione dell'esercizio, per poi passare ad una fase successiva in cui gradualmente prenderà parte attiva nello svolgimento dell'esercizio, fino ad una completa autonomia di esecuzione.

Trajectory

Questo esercizio ha come obiettivo far eseguire al paziente il percorso corretto nel tempo corretto. Come nella prima parte, anche qui il paziente inizialmente viene assistito nell'eseguire il percorso, per poi eliminare l'aiuto, ma a differenza di prima, l'aiuto non è sullo spazio percorso ma nel tempo impiegato per eseguire il percorso.

2.1.2. Il finger holder

Ultima parte del sistema è il finger holder con il suo aggancio. Il ditale è una parte molto delicata in quanto deve essere ergonomico per tutti i pazienti. Per la progettazione si sta cercando di sviluppare una procedura per la realizzazione di finger holder su misura acquisendo immagini delle dita del singolo paziente ed usando una stampante 3D per la creazione del ditale personalizzato. Il ditale deve poi essere collegato al resto del sistema attraverso una coppia di magneti che costituiscono un primo sistema di sicurezza che interviene in caso di forze di richiamo troppo elevate. Infine è in progetto

l'interfacciamento di un sensore rotativo in modo da poter acquisire anche l'angolo di rotazione della mano del paziente.

2.2.SCELTA ED INTERFACCIAMENTO DI UN SENSORE ROTATIVO

In primo luogo vi era la necessità di scegliere ed interfacciare un sensore rotativo per rendere il sistema sensibile alle rotazioni della mano del paziente. Sul mercato sono disponibili diverse tipologie di sensori. Le qualità richieste erano una buona risoluzione angolare ed un costo contenuto quindi ci siamo concentrati su due particolari classi di sensori rotativi :potenziometri e encoder.

Vengono qui presentate le loro caratteristiche generali .

2.2.1.Scelta del sensore

Potenziometro.

Il principio di funzionamento è basato sulla variazione di resistenza in un circuito elettrico determinata dallo spostamento dell'oggetto di cui si vuole misurare la posizione. Il potenziometro è forse il più semplice sensore elettrico di posizione. E' un sensore di tipo assoluto ed è disponibile sia in versione rotativa che lineare. Costruttivamente si tratta di un dispositivo in cui un cursore mobile è libero di scorrere su di un resistore fisso (realizzato a filo avvolto o a film). La resistenza misurata fra il cursore ed un capo della resistenza fissa dipende dalla posizione del primo. Il potenziometro è quindi un sensore "modulante", in quanto per ricavare un'informazione elettrica utile occorre inserirlo in un circuito in cui sia presente una sorgente di alimentazione ausiliaria. Analizzando il componente mediante la legge di Ohm, la tensione di uscita risulta essere una frazione di quella di alimentazione e pertanto l'azione meccanica (la grandezza da misurare) agisce modulando in uscita la tensione di alimentazione. In dettaglio, se $0 \leq x \leq 1$ è la variabile che indica la posizione del cursore espressa come frazione del campo di variazione di posizione complessiva (campo di ingresso del sensore), il potenziometro si comporta come un partitore resistivo di tensione con valori di resistenze pari a $(1 - x)R_t$ e xR_t . La tensione di uscita è quindi proporzionale alla tensione di alimentazione e ed alla posizione x del cursore mobile:

$$V_o = \frac{ExR}{(1-x)R + xR} = Ex \quad (2.1)$$

Il resistore può essere realizzato con un filo oppure un film conduttivo. Nel primo caso l'elemento resistivo è normalmente costituito da un filo di leghe a base di Nichel–Cromo e può essere applicato ad una faccia del supporto o avvolto attorno ad esso. Nel secondo caso, invece, l'elemento resistivo viene realizzato per deposito di un materiale metallico su un supporto di plastica, oppure utilizzando un particolare materiale ceramico conduttivo detto *Cermet*.

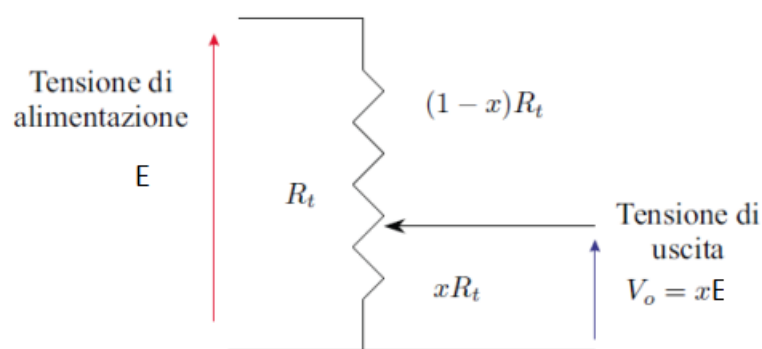


Figura 18: Schema elettrico di un potenziometro

Nel seguito riassumiamo alcune caratteristiche del potenziometro:

- Risoluzione: Nei potenziometri a filo dipende dal numero e dalla spaziatura delle spire; può essere anche migliore di 0.1% e cresce al crescere della resistenza totale (numero maggiore di spire). Nei potenziometri a film la risoluzione è apparentemente infinita; in realtà è limitata dalla granularità residua del film e dalle incertezze del contatto.
- Errore di linearità: < 0.1%
- Resistenza totale: da 10^3 a 10^5 per il sensore a filo; da 10^3 a 10^6 Ω per il potenziometro a film.
- Ampiezza del campo di misura: da 1 a 10 giri (cursore rotativo).
- Coefficiente di variazione della resistenza con la temperatura: da 10 a 1000ppm/°C

Problemi di interfacciamento del potenziometro.

La scelta della tensione di alimentazione del potenziometro è importante. Un valore elevato di tensione produce un buon rapporto segnale/rumore, tuttavia produce anche maggior riscaldamento a causa della dissipazione del dispositivo. Questo comporta temperature di esercizio più elevate, che possono portare alla variazione della resistenza nominale del potenziometro. Il sensore ha inoltre una impedenza di uscita rilevante, che quindi deve essere tenuta in conto in modo da evitare errori di misura dovuti a problemi di interfaccia elettrica. Infatti, detta R_i l'impedenza di ingresso di un amplificatore messo in cascata al potenziometro, il partitore resistivo modulato dalla posizione del cursore, si modifica a causa del parallelo tra le resistenze xR_t e R_i , producendo una tensione di uscita dal dispositivo pari a:

$$V_o = \frac{Ex R_t R_i}{(1-x)R_t R_i + (1-x)x R_t^2 + x R_t R_i} \quad (2.2)$$

$$\lim_{R_i \rightarrow \infty} V_o = Ex$$

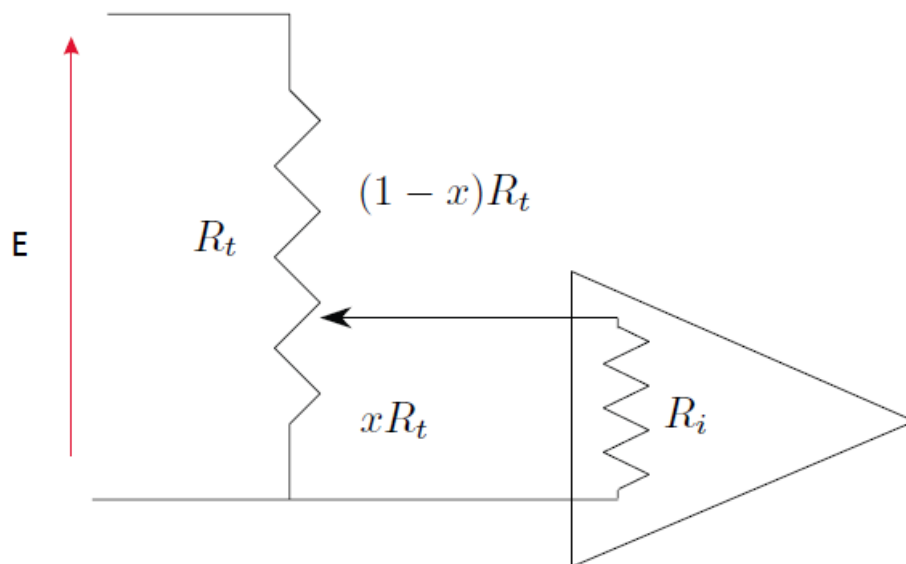


Figura 19: Schema elettrico dell'interfacciamento di un potenziometro con un amplificatore di segnale

Occorre infine considerare che la precisione e l'accuratezza del sensore dipendono dalla tensione di alimentazione del potenziometro, e quindi è necessario utilizzare un generatore che garantisca caratteristiche migliori della precisione che si desidera ottenere nella misura. In ultima analisi, è possibile concludere che il potenziometro è un dispositivo economico ma poco affidabile a causa del contatto strisciante che può

deteriorarsi e risentire di vibrazioni e shock meccanici. E' scarsamente utilizzato nelle macchine automatiche per misurare posizioni di parti importanti o critiche.

Encoder

L'encoder è un sensore per la misura della posizione (encoder assoluto) e della velocità (encoder incrementale) che fornisce un'uscita digitale. L'encoder è disponibile sia in versione per l'acquisizione di posizioni angolari che per l'acquisizione di spostamenti lineari. L'encoder per l'acquisizione di posizioni angolari è costituito da un disco di materiale trasparente su cui sono depositate strisce radiali di materiale opaco. L'encoder può essere di due tipi:

- Encoder Assoluto
- Encoder Incrementale

Nell'encoder assoluto le strisce opache sono disposte su corone circolari, ad ogni corona circolare corrisponde un bit di risoluzione del dispositivo. Le strisce opache e trasparenti si alternano in modo da codificare la posizione corrente in una configurazione binaria. La posizione corrente viene acquisita mediante una batteria di sensori fotovoltaici pari al numero di bit di risoluzione dell'encoder. Tali sensori sono in corrispondenza ad un uguale numero di sorgenti luminose, da cui sono separati dal disco dell'encoder. Ad ogni posizione del disco corrisponde una configurazione binaria di strisce opache e trasparenti, acquisite dalla batteria di sensori fotovoltaici

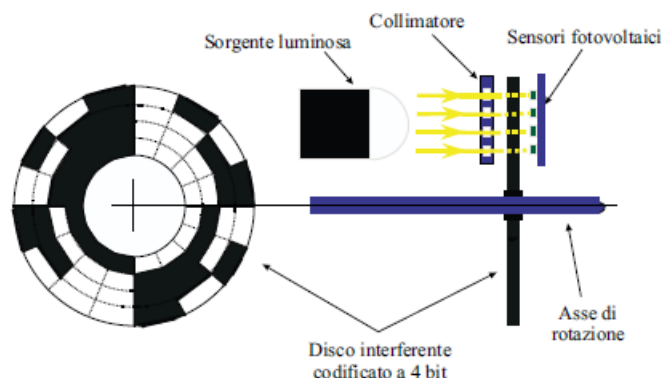


Figura 20: Schema costruttivo di un encoder assoluto.

Nell'encoder incrementale le strisce trasparenti si trovano su di una sola corona circolare, alternate a strisce opache. La distanza tra due strisce trasparenti si chiama passo dell'encoder. Non essendoci una relazione tra una posizione e la configurazione di settori opachi e trasparenti, l'encoder incrementale non può fornire una informazione di posizione diretta, ma necessita di un circuito di conteggio che tenga il conto del

numero di transizioni tra settori opachi e trasparenti avvenuti durante il movimento del sensore a partire da un certo stato iniziale. Il sistema di rivelazione del segnale dell'encoder incrementale è il seguente: vi è una sorgente luminosa e tre sensori fotovoltaici, uno per rilevare la tacca di zero e due per determinare il verso di rotazione dell'encoder. La tacca di zero è una striscia trasparente posta in corrispondenza dello zero convenzionale dell'angolo di rotazione dell'encoder. Il rilevamento di questa posizione è molto importante in quanto consente di stabilire lo stato iniziale necessario per il circuito di conteggio di cui si accennava in precedenza. I due sensori fotovoltaici (A e B) di rilevazione del verso sono sfasati di $1/4$ di passo tra di loro. Il verso di rotazione viene rilevato nella seguente maniera:

1. I sensori fotovoltaici sono oscurati dalle bande opache, codifichiamo questa situazione con la configurazione binaria "0-0".
2. Supponiamo che l'encoder ruoti in senso orario e che il primo (A) sensore fotovoltaico si illumini. Codifichiamo questa situazione con la configurazione "1-0".
3. L'encoder continua a ruotare, ora anche il secondo sensore (B) fotovoltaico si illumina, il sistema raggiunge la configurazione "1-1". Il movimento in senso orario è codificato quindi dalla sequenza "0-0", "1-0" e "1-1".

Ripetendo lo stesso ragionamento è possibile verificare che il movimento in senso antiorario è codificato dalla sequenza "0-0", "0-1" e "1-1". Per aumentare la risoluzione del sensore è possibile moltiplicare per 2 (contando i fronti di salita di entrambe le tracce) e per 4 (contando sia i fronti di salita che i fronti di discesa) gli impulsi per passo dell'encoder. Anche tale operazione viene normalmente eseguita dagli specifici dispositivi di interfacciamento encoder.

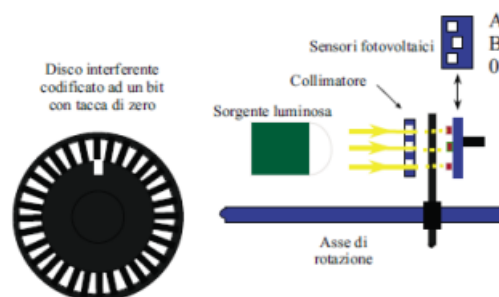


Figura 21: Schema costruttivo di un encoder incrementale

Problematiche legate al valore di conteggio.

Una volta risolti i problemi di conteggio degli impulsi incrementali dell'encoder, occorre affrontare le problematiche legate invece all'interpretazione del numero conteggiato degli impulsi. Tali problematiche sono di duplice natura:

1. Corretta interpretazione del valore di conteggio all'interno di un giro dell'encoder.
2. Corretta interpretazione degli impulsi di un giro dell'encoder in relazione alla posizione fisica della parte operativa controllata.

Il primo punto si riferisce alla possibilità che il contatore utilizzato abbia una risoluzione differente da quella dell'encoder. Occorre quindi prestare attenzione al "roll-over" del contatore, cioè al momento in cui il contatore raggiunge il massimo valore rappresentabile e si azzerà. In questo caso si possono presentare due situazioni:

- Se il valore di roll-over vale $2M$ e i passi per giro dell'encoder sono $2N$, è sufficiente mascherare gli $M - N$ bit più significativi del valore di conteggio, espresso in codice binario.
- Se invece, una delle due risoluzioni non è una potenza di due, occorrono maggiori accortezze nel software di controllo, per tenere traccia della posizione raggiunta all'interno del giro encoder e della "posizione virtuale" del giro encoder all'interno del range di conteggio. La problematica descritta in precedenza (trattamento del roll-over) si può riscontrare laddove non vi sia un rapporto unitario tra il numero di rotazioni della parte meccanica la cui posizione è misurata con l'encoder e il sensore stesso. In questo caso, infatti, occorre gestire correttamente due valori di conteggio: quello all'interno del giro encoder e quello all'interno della rotazione della parte meccanica.

La scelta finale è ricaduta su un potenziometro modello GL-60 le cui caratteristiche principali sono:

Configurazione	Hollow shaft
Massima velocità di esercizio	230 min ⁻¹
Massima coppia	0.5 Ncm
Peso	32 g
Risoluzione	0,1°

Una volta effettuata la scelta è stata prestata una particolare attenzione a come montaggio del sensore al fine di evitare che fosse soggetto a tensioni elevate durante l'utilizzo del dispositivo.

In particolare la configurazione a hollow shaft permette di montare il sensore attorno all'albero, in questo modo è possibile evitare che il potenziometro sia soggetto a elevate sollecitazioni.



Figura 22: potenziometro GL-60

2.2.2. Interfacciamento del sensore

Il PC è interfacciato con il resto dell'hardware attraverso una scheda PCI prodotta dalla Sensoray. Le principali caratteristiche della scheda, tratte dal manuale di istruzioni ufficiale, sono:

- 48 canali I/O digitali;
- 20 dei canali I/O digitali hanno riconoscimento di margine e la possibilità di interruzione;
- 7 delle uscite digitali possono essere usate come contatori di overflow;
- gli I/O digitali hanno connettori di tipo standard per l'industria;
- è dotata di un watchdog temporizzato con la possibilità di scelta di numerosi periodi di reset del PCI bus;
- 6 contatori up/down da 24 bit uniti in 3 coppie, con ingressi che possono essere utilizzati in diversi modi (1x,2x,4x) dagli ingressi degli encoder incrementali, dagli ingressi digitali, dalle coppie di contatori di overflow, dal clock del sistema o dal programma;

- controllo della carica della batteria di riserva Ni-Cad;
- 16 ingressi analogici differenziali con 14 bit di risoluzione, rate 15kHz, e ogni canale può essere programmato per _5V o _10V;
- 4 uscite analogiche con 13 bit di risoluzione, rate 20 kHz, programmati a _10V.



Figura 23: Scheda Sensoray S626

Una volta scelto il sensore, il passo successivo è costituito dall'interfacciamento dello stesso con la scheda di analogica digitale I/O Sensoray 626 montata su PC. Per l'interfacciamento del sensore con la scheda di acquisizione si è utilizzato Microsoft Visual Studio 2010. La scelta di usare un potenziometro semplifica notevolmente l'elaborazione dell'angolo di rotazione in quanto il sensore presenta una relazione lineare tra voltaggio in uscita ed angolo. E' quindi sufficiente su il calcolo di una semplice proporzione tra la tensione che il potenziometro fornisce e la massima tensione che lo stesso può generare.

```
angolo_attuale = tensione_attuale / tensione_massima * angolo_massimo
```

Codice : Calcolo dell'angolo di rotazione di un potenziometro

Purtroppo per tempistiche e motivazioni logistiche non è stato possibile lavorare sul potenziometro che avevamo scelto. Comunque a titolo di prova abbiamo interfacciato un potenziometro presente in laboratorio.

Si è valutata l'opzione di anteporre un amplificatore operazionale al sensore così da ottenere una tensione costante all'ingresso del potenziometro; tuttavia si è notato come l'amplificatore operazionale riduca la tensione di ingresso considerevolmente (da 5V a 3,8V) e di conseguenza diminuisca la precisione della misura. Abbiamo inoltre riscontrato come la tensione in uscita fornita da questo potenziometro presenti notevoli picchi. Per ovviare a questo inconveniente abbiamo effettuato un filtro memorizzando solo il valore maggiore ogni 1000 campioni: la misura è così risultata stabile.

Una volta che sarà disponibile il sensore rotativo, che verrà attualmente usato nella progettazione del sistema riabilitativo, sarà quindi opportuno effettuare delle prove atte a verificarne la stabilità ed il rumore interno.

2.2.3. Montaggio del sensore

Per quanto concerne il montaggio del sensore è opportuno assicurarsi che lo stesso non sia soggetto a elevati momenti in fase di esercizio. Si vuole infatti evitare che la resistenza del dispositivo diminuisca in seguito all'aggiunta di questo potenziometro. A tal proposito la scelta di un potenziometro hollow shaft permette di far passare l'albero rotativo all'interno dello stesso: in tal modo il sensore è soggetto a minori sollecitazioni.

2.3. PROGETTAZIONE DI UN SISTEMA DI SICUREZZA

Il dispositivo aptico deve essere provvisto di un meccanismo di sicurezza che consenta lo sgancio del finger holder dalla struttura nel caso si verificano bruschi aumenti delle forze applicate sul finger holder. Questo è necessario per tenere il paziente al riparo da eventuali anomalie dei motori. Sebbene sia possibile progettare un sistema di rilascio meccanico è stato preferito un sistema di rilascio magnetico per assicurare una maggiore durabilità al dispositivo. Il componente è formato da due strutture complementari in cui sono inseriti dei magneti. Dato che ci trovavamo ancora in una fase di sperimentazione abbiamo impiegato dei magneti al neodimio di diametro 6mm già presenti in laboratorio con una forza di attrazione riportata di 8N ciascuno.

2.3.1. Studio delle superfici da adottare nel sistema di sicurezza

E' opportuno che le superfici dei due pezzi complementari non siano piane in quanto è necessario evitare che i magneti possano slittare tra di loro. Infatti questi movimenti non sono rilevati dai sensori e quindi se le due superfici scorressero tra di loro la misurazione della posizione del finger holder risulterebbe errata. Per risolvere questo problema si è quindi pensato di aggiungere tre semisfere al centro delle superfici, di cui una di diametro maggiore. Quest'ultimo accorgimento permette di avere un'unica configurazione di incastro. E' importante notare come siano state scelte delle forme che non presentavano angoli vivi in quanto la loro presenza avrebbe potuto generare impuntamenti ed inoltre il pezzo sarebbe risultato più incline alla rottura. Per quanto riguarda la disposizione dei magneti sulle superfici si è pensato di conservare un'allocazione simmetrica in modo che il dispositivo presenti, almeno in teoria, lo stesso limite di distacco per qualsiasi direzione di sollecitazione.

2.3.2. Dimensionamento del componente

Il passo successivo è stato calcolare la dimensione opportuna della base su cui vengono allocati i magneti. E' stata considerata come direzione critica quella perpendicolare al dito ed abbiamo stabilito come valore di distacco 15N. A questo punto abbiamo ricavato il limite di coppia che corrisponde a tale forza. Avendo a disposizione due parametri, il numero dei magneti e la loro distanza dal centro delle superfici, è chiaro che sono possibili varie combinazioni. Per quanto riguarda le dimensioni del dispositivo è necessario che il diametro del pezzo sia sufficiente a contenere tutti i magneti e le semisfere centrali, ed allo stesso tempo non sia troppo elevato in modo da ottenere un dispositivo poco ingombrante. Alla fine è stato deciso di usare tre magneti su ogni superficie magneti ed un diametro di 3mm.

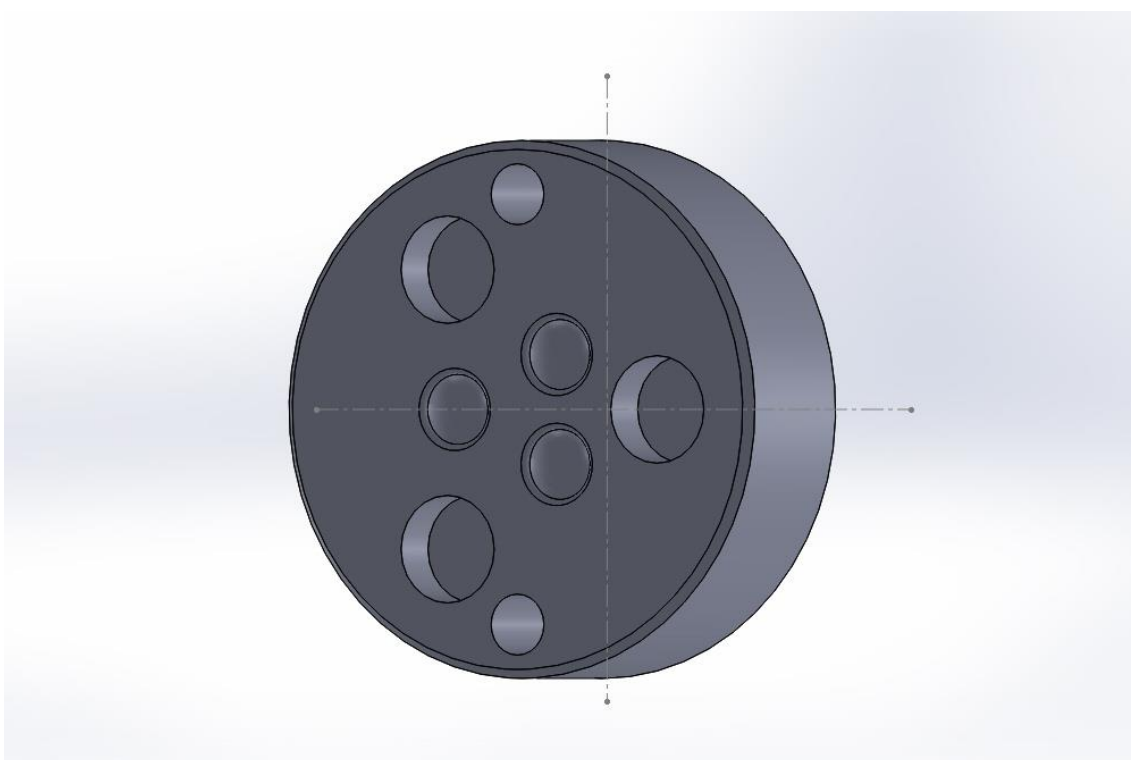
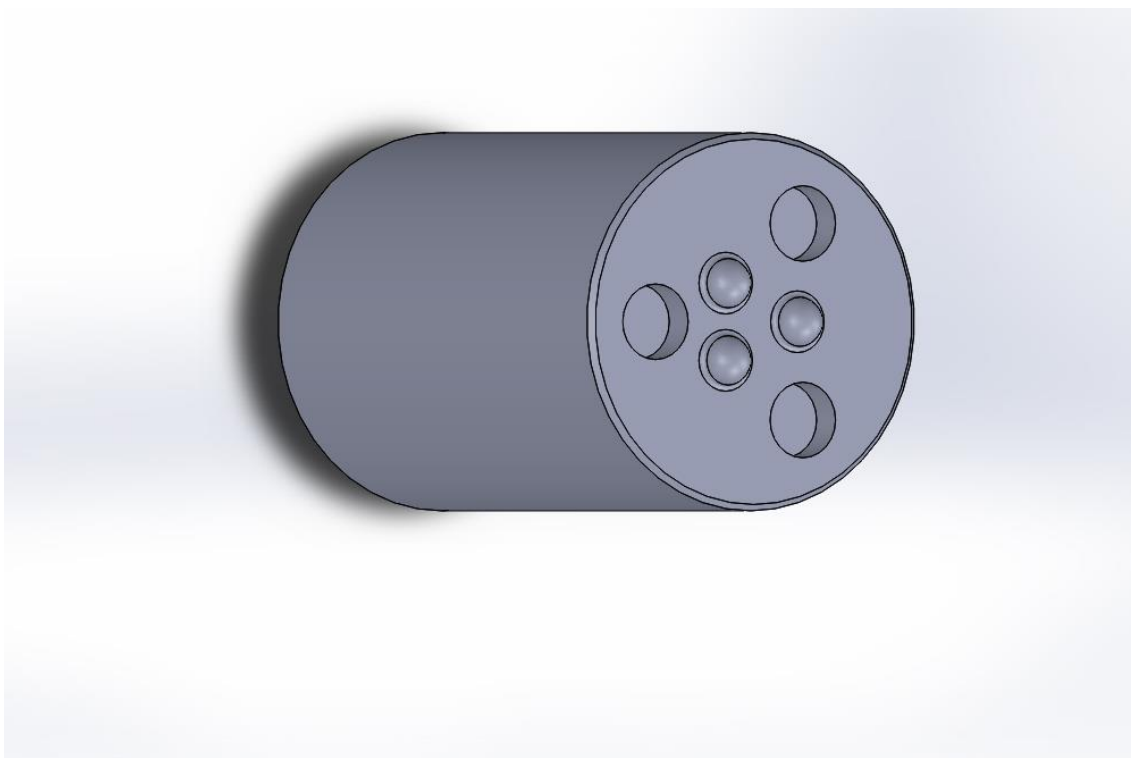


Figura 24:Modello in SolidWorks delle due superfici del dispositivo di sicurezza magnetico.

2.3.3. Prove di verifica

Per verificare l'effettivo limite di distacco del dispositivo sono state effettuate delle prove tramite l'uso di una cella di carico. In questa fase si è notato come i magneti presentassero una forza di distacco pari a 2,5N contro gli 8N da catalogo. Inoltre il dispositivo ammetteva un limite di distacco minore in alcune posizioni rispetto ad altre. È stato quindi necessario l'acquisto di un nuovo set di magneti e l'introduzione di un quarto magnete in modo da avere una distribuzione più equilibrata dei magneti. Infine sono state sostituite le tre sferette centrali con un'unica sfera di dimensione maggiore, più semplice da realizzare. Per far sì che ci sia una sola configurazione di incastro è stato pensato di capovolgere un magnete dei quattro.

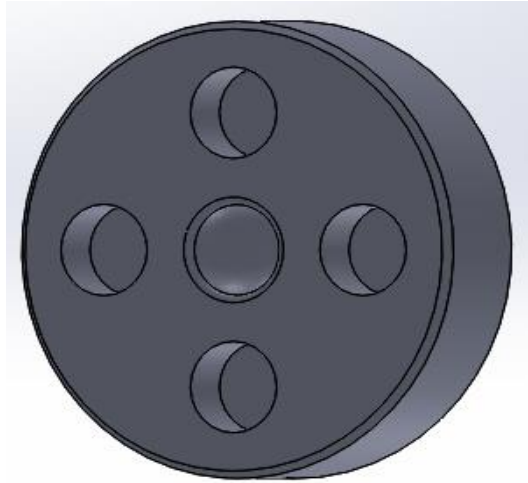


Figura 25: nuova superficie del dispositivo di sicurezza

2.4-CREAZIONE DI UN FINGER HOLDER PERSONALIZZABILE

Come parte conclusiva del nostro lavoro ci siamo concentrati sulla realizzazione di un finger holder su misura. A questo scopo ci siamo avvalsi di un programma chiamato MeshLab che, partendo da un file contenente tutte le coordinate ed i relativi vettori normali di tutti i punti di un corpo, fornisce una ricostruzione tridimensionale dell'oggetto. Successivamente è possibile usare una stampante 3D per la creazione del pezzo. Questo procedimento era già stato sperimentato scattando delle foto tenendo una fotocamera ferma mentre l'oggetto in questione ruotava. Era poi presente un laser che emetteva un piano verticale che colpiva il pezzo. In tale modo è possibile calcolare le coordinate nelle tre dimensioni della parte di oggetto illuminata dal laser intersecando le

equazioni dei raggi che colpiscono il sensore della fotocamera ed il piano generato dal laser. E' quindi opportuno scattare le foto in un ambiente buio in modo da ottenere un'immagine pulita in cui risalti solo il profilo dell'oggetto.

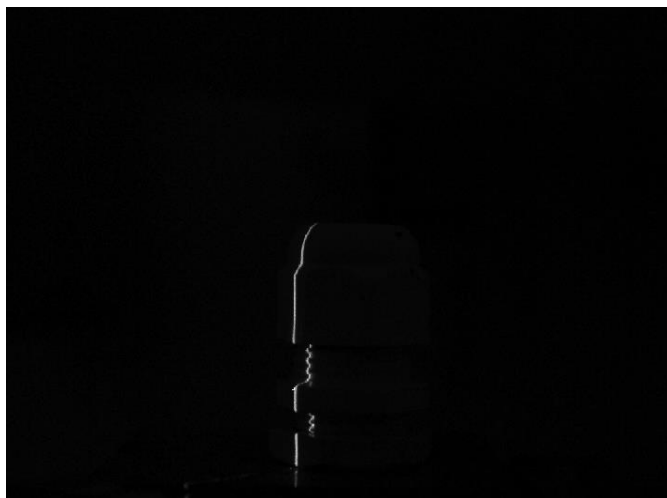


Figura 26 : immagine di un oggetto presente in laboratorio

Per analizzare ogni foto si procede come prima cosa a convertirla in un'immagine in bianco e nero.

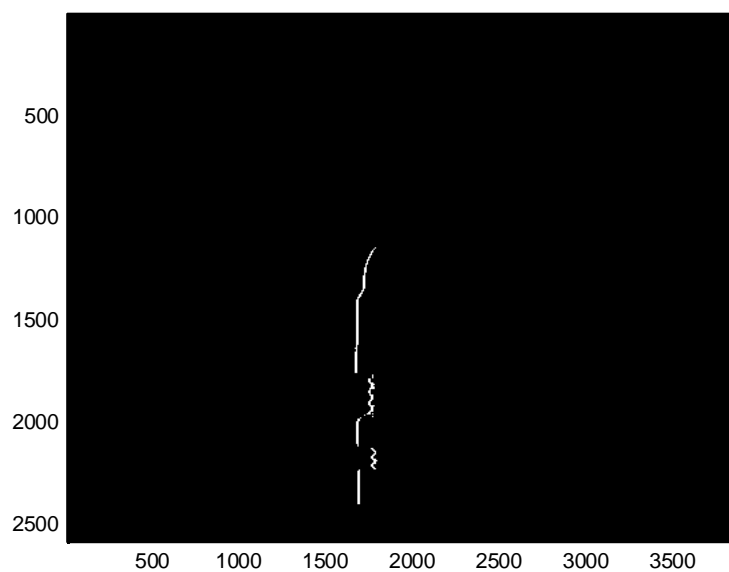


Figura 27 : Immagine dello stesso oggetto binarizzata

A questo punto è possibile calcolare le coordinate del profilo dell'oggetto che è raffigurato nelle immagini binarizzate che abbiamo ottenuto.

2.4.1-Calcolo delle coordinate spaziale dell'oggetto

Si può schematizzare la macchina fotografica come un sistema costituito da una camera oscura e dotato di un'apertura nella quale è posta una lente biconvessa. Questa focalizzando i raggi luminosi provenienti dall'esterno fa formare sulla parete opposta della camera oscura l'immagine degli oggetti inquadrati che viene poi fissata da una pellicola fotografica. Il piano xz ove si forma l'immagine coincide con il fondo della camera oscura e il punto F rappresenta il centro della lente biconvessa di distanza focale f . Il sistema di coordinate xyz costituisce il sistema di coordinate fisso della macchina, l'asse Y coincide con l'asse ottico passante per il centro del piano di formazione dell'immagine e il centro F della lente. Le relazioni tra gli oggetti dello spazio reale e la loro immagine sono regolate dalle leggi dell'ottica geometrica, secondo cui si suppone che i raggi luminosi si propagano in linea retta. Un generico punto dello spazio P (punto oggetto) di coordinate (X,Y,Z) viene proiettato attraverso il punto F in un punto P' del piano dell'immagine di coordinate (x,y,z) . Nel nostro caso y è costante per ogni punto del piano immagine.

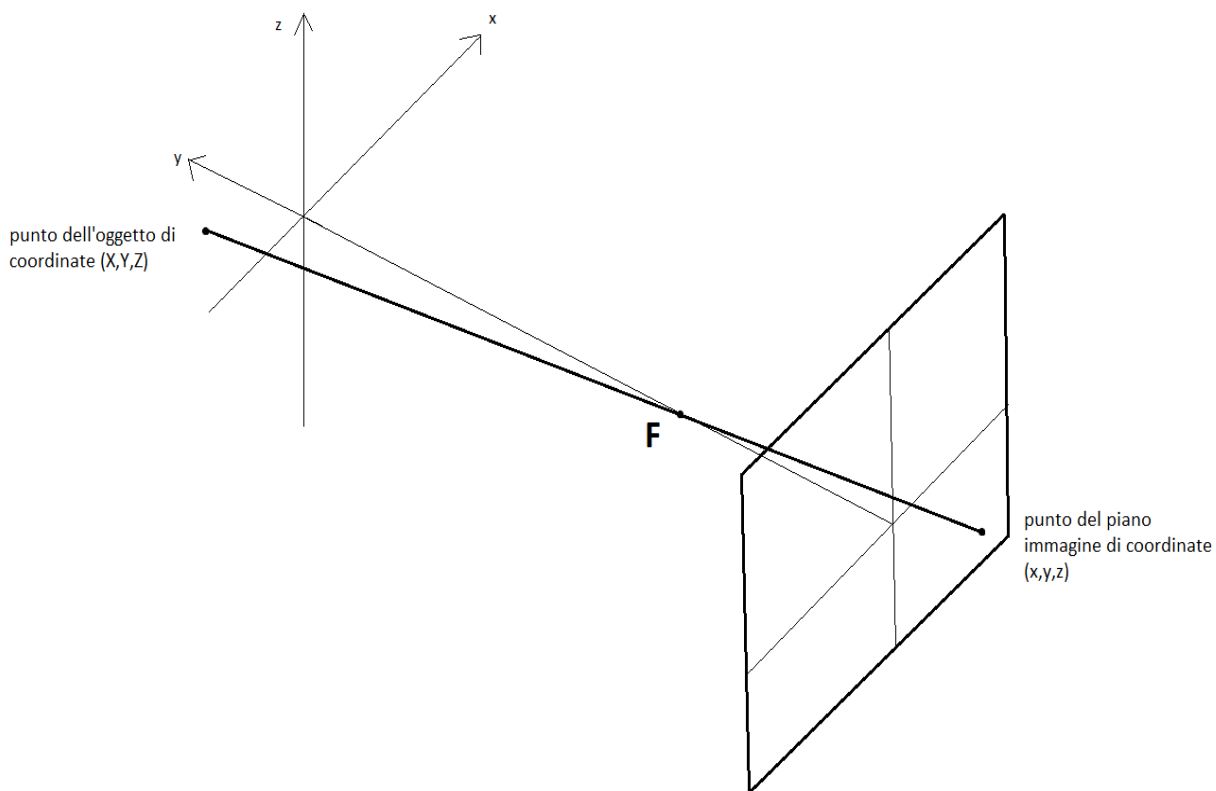


Figura 28:Modello del sistema di formazione di un'immagine, punto dell'oggetto e relativo pixel del piano immagine

Sapendo i parametri costruttivi della macchina fotografica è possibile ricavare le coordinate dei punti del piano immagine impressi dalla luce.

```
for riga=1:sensorhpx
%coordinate di ogni punto illuminato appartenente al piano immagine
x_immagine(riga) = ( sensorwpx/2 - contorno(riga) ) * tarax;
y_immagine(riga) = y_fuoco - focaldist;
z_immagine(riga) = ( riga - sensorhpx/2 ) * taray;
end
```

Codice : calcolo delle coordinate dei punti del piano immagine

dove:

sensorwpx è il numero di pixel sull'asse x;

sensorhpx è il numero di pixel sull'asse z;

tarax è il rapporto tra la lunghezza del piano del sensore ed il numero di pixel sull'asse x;

taray è il rapporto tra l'altezza del piano del sensore ed il numero di pixel sull'asse y;

E' importante ricordare che l'immagine che la fotocamera ci fornisce è ribaltata rispetto alla reale figura che viene impressa sul piano del sensore. E' quindi necessario invertire il segno delle coordinate x e z dei punti dell'immagine che si sta elaborando.

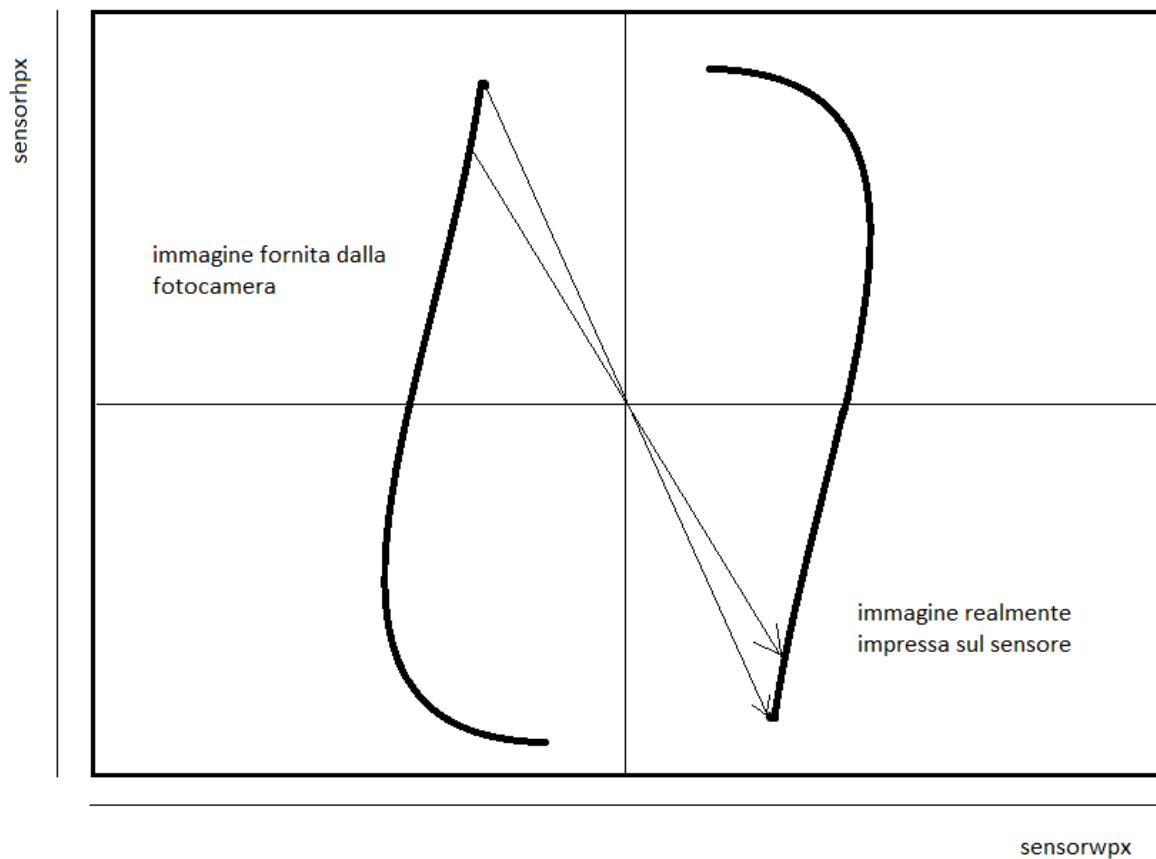


Figura 29 :schema del piano immagine

A questo punto trovare le coordinate dei punti dell'oggetto rappresentate sul piano immagine si riconduce ad un problema di geometria analitica. E' sufficiente infatti intersecare le rette che passano per i punti del piano del sensore ed il fuoco con il piano generato dal laser. Ossia bisogna quindi risolvere il seguente sistema.

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{x - x_1}{a} = \frac{y - y_1}{b} \\ \frac{y - y_1}{b} = \frac{z - z_1}{c} \\ Ax + By + Cz = d \end{array} \right. \quad (2.3)$$

Dove (x_1, y_1, z_1) è un punto appartenente alla retta, (a, b, c) sono i parametri della stessa retta e (A, B, C) sono i parametri del piano. Questo procedimento va ripetuto per ogni immagine acquisita ed alla fine si avranno a disposizione tutte le coordinate dell'oggetto in questione.

2.4.2. Elaborazione di un modello tridimensionale di un ditale su misura

Il nostro lavoro è stato costituito nell'adattare quanto era già stato fatto per i nostri scopi. Nel nostro caso il l'oggetto era costituito da un dito umano: vi era quindi la necessità di costruire una struttura su cui montare la fotocamera ed il laser. Questa doveva poi ruotare mentre il soggetto teneva la mano ferma al centro della struttura. Dal punto di vista pratico la procedura è stata la seguente: E' stata costruita una base metallica che può ruotare grazie alla presenza di un motore passo-passo ibrido. Su questa piattaforma sono stati montati due sostegni su cui poggiano una telecamera Pentax K200D ed un laser. E' stato creato appositamente un programma MatLab che, quando lanciato, fa sì che la piattaforma compia un giro di 360 gradi e contemporaneamente la fotocamera scatti circa 200 foto. Per elaborare le immagini è prima necessario calibrare il sistema di acquisizione, ossia bisogna calcolare la posizione precisa del fuoco lungo l'asse y. Per ottenere questa informazione è necessario risolvere una equazione parametrica avente come parametro appunto la coordinata y del fuoco. E' possibile calcolare le equazioni di due rette che congiungono due punti del piano immagine con il piano laser (che risulteranno parametrizzate dalla coordinata y del fuoco). Si ottengono in questo modo le coordinate di due punti dell'oggetto e, avendo a disposizione la misura esatta della dimensione del pezzo, è possibile calcolare la coordinata y del fuoco.

Non è stato possibile effettuare delle acquisizioni di un dito umano in quanto il procedimento di acquisizione richiede circa 7 minuti quindi è impensabile che un

paziente possa rimanere immobile per tutto quel tempo. E' prevista in futuro una riprogettazione del sistema basandosi sull'acquisizione di un video ,al posto di una serie di foto, da cui estrarre un campione di immagini.

Non potendo quindi utilizzare un dito umano per i nostri esperimenti abbiamo fissato una mano artificiale su un supporto esterno in modo che essa fosse sospesa al centro della struttura. Un'altra limitazione che abbiamo riscontrato è costituita dal fatto che non è possibile rilevare completamente un oggetto curvo; infatti il piano generato dal laser non può colpire il pezzo in ogni punto della rotazione della struttura. Per almeno limitare questa problematica è necessario prestare molta attenzione al posizionamento dell'oggetto in modo che esso sia posto quanto più possibile vicino al centro di rotazione della struttura. Per valutare l'efficacia di questo metodo, abbiamo proceduto ad elaborare le immagini relative ad una mano artificiale presente in laboratorio. Questo è il modello tridimensionale che ne è risultato:



Figura 30: modello 3D del dito di una mano artificiale

Partendo da questo file è stato possibile ricavare il modello del ditale corrispondente che è stato poi realizzato tramite l'uso di una stampante 3D.

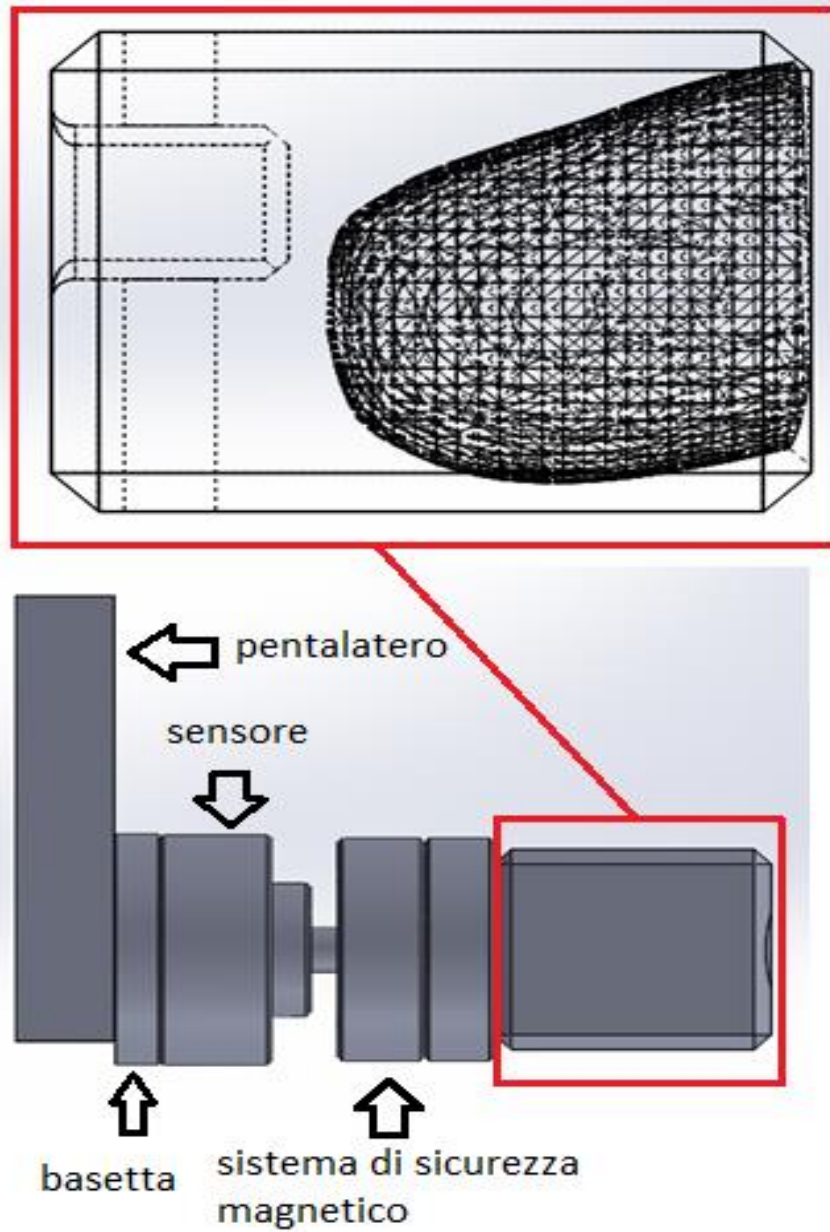


Figura 31:Modello finale del finger holder e di tutto il sistema dell' end effector.

CAPITOLO 3

CONCLUSIONI

L'oggetto di questo lavoro è stato lo studio dell'end effector del Pentalatero. In primo luogo ci si è concentrati sul trovare il tipo di sensore più opportuno in modo da non porre limitazioni agli sviluppi futuri dell'intero progetto. La scelta è ricaduta su un potenziometro; purtroppo per motivazioni logistiche e di tempo non si è riusciti a lavorare sul sensore scelto.

La fase successiva è stata costituita dalla progettazione di un sistema di sicurezza magnetico così che l'utente fosse al riparo da eventuali anomalie dei motori. Qui si è provveduto ad individuare delle superfici che da un lato mantenessero il dispositivo fermo in fase di esercizio, e dall'altro garantissero un distacco senza impedimenti nel caso si raggiunga la soglia di distacco.

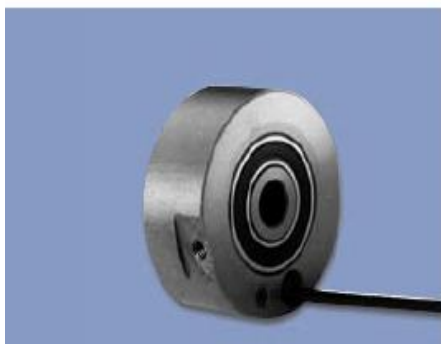
Infine si è cercato di creare un ditale su misura. Questo è stato fatto partendo dall'acquisizione di un set di foto di un dito da elaborare in modo da produrre un modello 3D che può essere tradotto in un pezzo finito da parte di una stampante 3D.

3.1.SVILUPPI FUTURI

Innanzitutto sarà necessario poter lavorare sul sensore rotativo scelto in modo da poterlo interfacciare con il resto del dispositivo aptico; questa fase dovrebbe comunque risultare alquanto agevole dato che i potenziometri sono sensori molto semplici da utilizzare. Si dovrà poi provvedere al montaggio di questo sensore sul Pentalatero.

Infine è in progetto una revisione del sistema di acquisizione col fine di renderlo più adatto all'analisi di immagini di un dito umano. Una delle ipotesi avanzate è l'utilizzo di telecamera per l'acquisizione di un filmato anziché di un set di foto. Questo ridurrebbe i tempi del processo e risulterebbe più pratico.

APPENDICE A



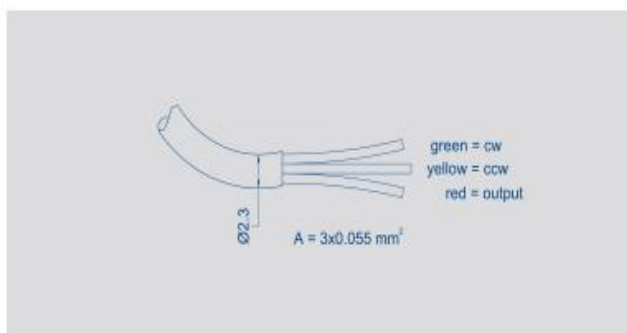
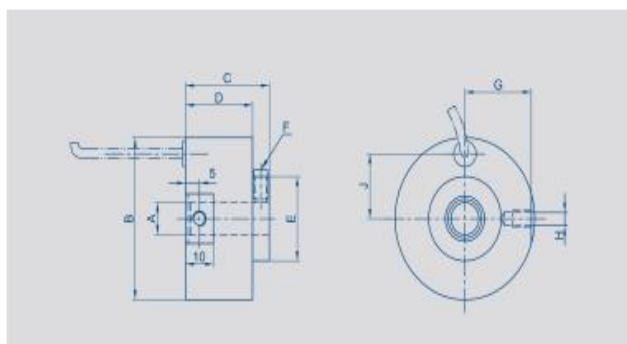
Special features

- Hollow shaft
- Drill hole \varnothing 6 - 30 mm
- 10×10^6 movements
- excellent linearity
- very high resolution - better than 0.1°

Due to precision potentiometers with hollow shaft design, angle sensors can be mounted easily for the measuring application.

The careful selection of the materials and high quality of the components used ensure a constant and high level of quality throughout the entire service life of the angle sensor.

Special designs with other angular ranges and shaft dimensions on request.



Description

Dimensions	see drawing
Case	anodized aluminium
Drill hole	6; 10; 20; 30; mm /ISO H9
Bearings	slotted ball bearing
Resistance element	conductive plastic
Wiper assembly	precious metal multi-finger wiper
Electrical connections	cable 1 m PUR

Type designations	GL60	GL100	GL200	GL300	
Mechanical Data					
Dimensions	see drawing				
A	6	10	20	30	mm
B	31	50	60	74	mm
C	17.5	30	31	32	mm
D	13	24	25	26	mm
E	18	26	36	46	mm
F	M3	M4	M4	M4	
G	14.7	23.8	28.8	35.8	mm
H	M3	M4	M4	M4	
J	11.2	20	25	31	mm
Mounting	1 socket screw				
Mechanical travel	continuous	348	346	348	°
Cable	3x0.07	3x0.14	3x0.14	3x0.14	mm ²
Permitted shaft loading (axial und radial) static or dynamic force	10				N
Torque	≤ 0.5	≤ 1.5	≤ 6.0	≤ 6.0	Ncm
Maximum operational speed	230	200	165	130	min ⁻¹
Weight	32	120	178	260	g
Electrical Data					
Actual electrical travel	150; 354	140; 340	150; 340	340	(±2) °
Available resistance values	5; 10	5; 10	5; 10	20	kΩ
Resistance tolerance	± 20				%
Repeatability	0.07; 0.03 (=0.1°)	0.07; 0.03 (=0.1°)	0.07; 0.03 (=0.1°)	0.03 (=0.1°)	%
Effective temperature coefficient of the output-to-applied voltage ratio	typical 5				ppm/K
Independent linearity	± 0.25				%
Max. permissible applied voltage	42				V
Recommended operating					
wiper current	≤ 1				μA
Max. wiper current in case of malfunction	10				mA
Insulation resistance (500 VDC, 1 bar, 2 s)	≥ 10 000				MΩ
Dielectric strength					
(AC, 50 Hz, 1 min, 1 bar)	1 000				V
Environmental Data					
Temperature range	-25...+75				°C
Vibration					
	30...500				Hz
	A _{rmax} = 0.75				mm
	g _{rmax} = 10				g
Life	10 x 10 ⁶				movements
Shock (DIN IEC68T2-27)					
	50				g
	7				ms
Protection class (DIN 40050)	IP63				

BIBLIOGRAFIA

[1] Eric R.Kandel,James H.Schwartz, Thomas M. Jessell. Principi di Neuroscienze terza edizione.casa editrice ambrosiana.

[2] Annick AA Timmermans, Henk AM Seelen, Richard D Willmann and Herman Kingma. Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2009, 6:1 doi:10.1186/1743-0003-6-1.

[3] Nicola Bogoni.Progetto ,analisi dei rischi e realizzazione di dispositivi aptici per la riabilitazione.Laurea magistrale,Università di Padova,2012.

[4] Sangwoo Cho,Jeonghun Ku,Yun Kyung Cho,In Young Kim,Youn Joo Kang,Dong Pyo Jang,Sun I. Kim.Development of virtual reality proprioceptive rehabilitation system for stroke patients. *Computer methods and programs in biomedicine* 113 258-265,2014.

[5] Ing. Antonio D'Andrea.Riproduzione di informazioni aptiche in realtà virtuale per la riabilitazione post ictus. Tesi di laurea magistrale,Università di Padova,2011.

[6] Ing. Omar A. Daud. Haptic system for post-stroke rehabilitation: from virtual reality to remote rehabilitation. Tesi di dottorato,Università di Trento, 2011.

[7] Antonio Rosario di Martino. Applicazioni di interface aptiche e realtà aumentata in ambiti di manutenzione industrial,formazione,medicina e beni culturali. Tesi di dottorato, Università di Salerno,2010.

[8] Fasoli S. E., Krebs H. I., Stein J., Frontera W. R., and Hogan N. Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2003.

[9] Amirabdollahian F., Loureiro R., Gradwell E., Collin C., Harwin W., and Johnson G. Multivariate analysis of the fugl-meyer outcome measures assessing the effectiveness of gentle/s robot-mediated stroke therapy. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2007.

[10] Mattia Guidolin. Rilievo e riproduzione di oggetti tridimensionali .Tesi triennale,Università di Padova,2014.

[11] Juan Gabriel Hincapiel and Robert F. Kirsch. Feasibility of EMG-Based Neural Network Controller for an Upper Extremity Neuroprosthesis. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2009 Feb;17(1):80-90. doi: 10.1109/TNSRE.2008.2010480.

[12] Tadashi Isa,Yukio Nishimura. Plasticity for recovery after partial spinal cord injury-hierarchical organization. *Neuroscience Research*,2013.

[13] Nudo R.J., Milliken GW, Jenkins WM, Merzenich MM. Use-dependent alterations of movement representations in primary motor cortex of adult squirrel monkeys. *J Neurosci.* 1996;16:785e807.

[14] Bryan Kolb,Robbin Gibb. Searching for the principles of brain plasticity and behavior.*Cortex*,2013.

[15] Bryan Kolb,Arif Muhammad,Robbin Gibb. Searching for factors underlying cerebral plasticity in the normal and injured brain. *Journal of Communication Disorders*,2011.

[16] Kahn L., Zygmans M., Rymer W. Z., and Reinkensmeyer D. Robotassisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2006.

[17] Joachim Liepert,Heike Bauder,Wolfgang H.R. Miltner,Edward Taub and Cornelius Weiller. Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans.*Stroke*,2000.

[18] R.Riener,T.Nef,G.Colombo. Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2005, Vol 43, pages. 2-10.

[19] Merians A. S., Poizner H., Boian R., G. Burdea, and Adamovich S. Sensorimotor Training in a Virtual Reality Environment: Does It Improve Functional Recovery Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2006.

[20] Lum P. S., Burgar C. G., Shor P. C.and Majmundar M., and der Loos M. V. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the

rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2002.

[21] Hesse S., Werner C., Pohl M., Rueckriem S., Mehrholz J., and Lingnau M. Computerized arm training improves the motor control of the severely affected arm after stroke: A single-blinded randomized trial in two centers. stroke, 2005.

[22] Kelly P. Westlake, Nancy N. Byl. Neural plasticity and implications for hand rehabilitation after neurological insult. Journal of Hand Therapy, 2012.

[23] Lukas Zimmerli, Mario Jacky, Lars Lunenburger, Robert Riener, Marc Bolliger. Increasing patient engagement during virtual reality-based motor rehabilitation. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2013.

[24] Sensoray website, 2011. <http://www.sensoray.com>.

[25] <http://www.larapedia.com>

[26] Ing. Marcello Bonfè, Ingegneria e Tecnologia dei Sistemi di Controllo Capitolo 2, pagine 25-39.