

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
FACOLTÀ DI INGEGNERIA



Finito di scrivere il giorno 22 aprile 2012 utilizzando L^AT_EX 2_ε

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

—
DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

—
TESI DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA
DELL'AUTOMAZIONE

CONTROLLO DI ORTESI ATTIVA
PER RIABILITAZIONE DELLA
MANO

RELATORE: CH.MO PROF. ING. GIULIO ROSATI

LAUREANDO: BARBAZZA RENZO

ANNO ACCADEMICO 2011-2012

ai miei genitori e a mia sorella

“ Avevano un orientamento, potremmo dire, e seguendolo con tutto il proprio essere, con convinzione e perseveranza, pronti ad affrontare l'ignoto, sono giunti alla fine della loro ricerca. ”

ENZO BIANCHI - OGNI COSA ALLA SUA STAGIONE, 2010

Indice

Sommario	XIII
Introduzione	XV
1 Riabilitazione della mano	1
1.1 Sistemi robotizzati per impieghi medicali	1
1.2 Riabilitazione post-ictus	4
1.2.1 Patogenesi e clinica dell'ictus cerebrale	4
1.2.2 Scale di valutazione clinico-prognostiche	5
1.2.3 Epidemiologia dell'ictus	7
1.2.4 Trattamento riabilitativo	8
1.3 Strategie riabilitative	11
1.4 Riabilitazione della mano	16
1.4.1 Anatomia della mano	16
1.4.2 Movimenti della mano	17
1.5 Definizione di ortesi	20
1.6 Sistemi esistenti per la riabilitazione della mano	23
2 Prototipo di ortesi attiva	27
2.1 I carter	28
2.2 Gruppo di trasmissione	29
2.2.1 Gruppo motore	31
2.2.2 Trasmissione sinistra e destra	32
2.2.3 Giunto elastico torsionale	33
2.2.4 Giunto torsionale del polso	35

2.2.5	Gruppo trasmissione anteriore della leva del polso	36
2.3	Manopola di fissaggio per la mano	37
2.4	Meccanismo realizzato	38
3	Progettazione del quadro elettrico	41
3.1	Acquisizione dati e controllo	42
3.2	Sicurezza hardware	45
3.3	Alimentazione del quadro elettrico	45
3.4	Schema elettrico	47
4	Progettazione del controllo	49
4.1	Controllo di forza	50
4.1.1	Taratura del controllo PI di corrente	54
4.1.2	Taratura del controllo PI di velocità	56
4.1.3	Controllo di corrente	56
4.1.4	Controllo di velocità	58
4.1.5	Controllo di coppia	59
4.2	Algoritmo riabilitativo	61
5	Implementazione del controllo	67
5.1	Architettura del controllo	67
5.1.1	Il livello FPGA	68
5.1.2	Il livello REAL TIME	70
5.1.3	Il livello INTERFACCIA GRAFICA	74
5.2	Protocollo di comunicazione	78
5.2.1	Struttura del pacchetto	78
5.2.2	Tipologie di pacchetto riconosciute dal livello REAL TIME	79
5.2.3	Tipologie di pacchetto riconosciute dal livello INTERFACCIA GRAFICA	81
5.3	Risultati sperimentali	83
5.3.1	Validazione del controllo	83
5.3.2	Interfaccia grafica di controllo e supervisione	86
	Conclusioni	87

A Flowcharts	91
Bibliografia	99

Sommario

In questo lavoro di tesi è stato sviluppato l'azionamento di una ortesi robotica per la riabilitazione della mano di pazienti colpiti da ictus.

Nel primo capitolo viene introdotta la patologia dell'ictus, le strategie di riabilitazione post-ictus e in particolare la riabilitazione della mano e infine vengono presentati alcuni sistemi esistenti per la riabilitazione dell'arto.

Nel secondo capitolo si descrive dettagliatamente la struttura meccanica dell'ortesi di cui è stato sviluppato il controllo, mentre nel terzo capitolo è presentata la piattaforma hardware funzionale all'azionamento.

Il quarto capitolo contiene la progettazione dell'algoritmo di controllo, mentre nel quinto capitolo viene descritto il software che lo realizza.

Il lavoro si conclude con i risultati associati ad alcune prove svolte.

Introduzione

L'ictus è la terza causa di morte nei paesi industrializzati ed è riconosciuto come la patologia più costosa in termini monetari per le gravi disabilità neuromotorie di cui soffrono le persone colpite. Il trattamento riabilitativo è tanto più efficace quanto più risulta precoce, intensivo e ricco di stimoli multisensoriali. I pazienti necessitano di un approccio fisioterapico individuale quotidiano, spesso non praticabile nelle strutture ospedaliere per gli elevati costi gestionali. Nasce quindi la necessità di ricercare nuovi strumenti per garantire l'assistenza riabilitativa funzionale al miglior recupero possibile delle capacità neuromotorie perse.

Nel tempo diversi istituti di ricerca hanno sviluppato sistemi robotici più o meno complessi, con lo scopo di affiancarli alla terapia riabilitativa tradizionale in modo da aumentare il tempo per cui il paziente viene sottoposto alla terapia riducendo nel contempo i costi di gestione dell'attività riabilitativa.

Numerosi studi inerenti al sistema neuromotorio hanno evidenziato come esso impari ad interagire con l'ambiente che ci circonda sviluppandone un modello. Sulla base di queste evidenze, i sistemi robotici di riabilitazione devono comportarsi come un bravo fisioterapista, il quale aiuta il paziente nella sua attività controllandone a volte la posizione, altre volte lo sforzo necessario a raggiungere l'obiettivo. Lo scopo della terapia riabilitativa diventa quindi quello di rieducare il sistema neuromotorio a determinati automatismi che permettono al paziente di riacquisire la maggiore autonomia possibile, riducendo quindi l'impatto disabilitante dell'ictus e migliorando quanto più possibile il reintegro sociale della persona.

Trasformare un robot in fisioterapista non è semplice. I sistemi robotizzati sono nati con la concezione di non dover mai interagire direttamente con l'uomo data

la pericolosità di far condividere ad una persona e ad una macchina automatica lo stesso spazio operativo.

L'avvento della robotica medica ha però rivoluzionato questa concezione ed ha visto nascere numerosi esempi di interazione uomo-macchina. In questo tipo di sistemi la sicurezza ha un ruolo fondamentale ed è per questo che essa è “uscita” dall'ambito strettamente controllistico ed è “entrata” a far parte della stessa progettazione meccanica. Sono stati sviluppati, ad esempio, attuatori di forza caratterizzati da un giunto elastico che disaccoppia il motore dal carico; questi giunti, oltre a permettere controlli di forza più precisi e meno rumorosi, conferiscono agli apparati di trasmissione del moto la cedevolezza necessaria a rendere l'interazione con l'uomo molto più sicura.

Obiettivo di questo lavoro di tesi è il progetto e la realizzazione dell'azionamento di una ortesi progettata per la riabilitazione della mano in pazienti colpiti da ictus e affetti da disabilità neuromotoria più o meno grave. L'ortesi è caratterizzata da un grado di libertà e il sistema di controllo sviluppato si articola su due livelli: un livello inferiore che realizza un attuatore di forza con trasmissione a giunto elastico e un livello superiore che sfrutta l'attuatore di forza per eseguire terapie riabilitative mirate al recupero neuromotorio del paziente.

Capitolo 1

Riabilitazione della mano

Negli ultimi decenni i sistemi robotici hanno largamente facilitato od addirittura sostituito l'uomo nell'ambito di molte attività: l'esempio più noto è forse quello dell'automazione dei sistemi di produzione a cui si devono aggiungere numerosi altri campi (medicale, sicurezza, aerospaziale, intrattenimento, ...).

Nel presente capitolo si vuole offrire un'introduzione al campo della robotica per usi medicali, in particolare a sistemi usati per la riabilitazione della mano; di quest'ultima viene introdotta l'anatomia ed i tipi di movimento che essa può compiere; viene inoltre introdotta la patologia dell'ictus perchè notevoli sono gli sforzi messi in atto in ambito riabilitativo per contrastare gli effetti che questa patologia comporta nel medio-lungo termine.

1.1 Sistemi robotizzati per impieghi medicali

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 dove trovano impiego robot per la riabilitazione, invece, comprendono sia l'esecuzione di task professionali, quali operazioni di manipolazione in ambiente strutturato, sia attività in ambienti non strutturati; perciò l'interazione uomo-macchina costituisce un aspetto fondamentale.

Solitamente i robot industriali sono gestiti e manovrati da personale specializzato e di formazione tecnica; questo non è il caso dei robot riabilitativi, che intera-

giscono con pazienti ed operatori che in genere non hanno una 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 particolare attenzione allo sviluppo dell'interfaccia utente-macchina, in modo che l'uso risulti semplice.

I primi tentativi di applicazione della robotica nell'assistenza a disabili si sono concretizzati nello sviluppo di stazioni robotiche fisse, risultato di processi di adattamento di stazioni robotiche industriali, costituite da un manipolatore robotico montato su un tavolo che interagisce con utenti disabili, anche gravi, soprattutto per mettere in pratica attività di presa e manipolazione di oggetti. La stazione robotica fissa implica un ambiente almeno in parte strutturato, dove il robot può eseguire compiti predefiniti conoscendo la posizione degli oggetti con cui deve interagire.

La robotica riabilitativa si è dunque evoluta nella direzione della robotica mobile (abbandonando il concetto di ambiente completamente strutturato), partendo dall'utilizzo di manipolatori robotici montati su carrozzine elettriche. Gli svantaggi tecnici di questa soluzione sono, però, legati alla scarsa accuratezza del sistema ed in parte al fatto che il robot non possiede informazioni riguardo l'ambiente esterno e non può pertanto essere autonomo. La soluzione più versatile è senza dubbio quella costituita dal gruppo dei sistemi robotici mobili, autonomi o semi-autonomi dotati di manipolatore e sistemi sensoriali aggiuntivi per eseguire compiti di manipolazione o trasporto oggetti.

La ricerca sta puntando su una maggiore flessibilità per l'utilizzo in ambienti non strutturati. I temi di sviluppo più importanti sono quindi l'adeguamento in tal senso del progetto meccanico, che include la mobilità e gli end-effector pensati ad-hoc, il controllo e l'interfaccia con l'utente.

Il progetto meccanico deve tener conto di specifiche differenti da quelle usate nelle applicazioni industriali dei robot. Tra le più importanti:

- basso carico utile o payload (in generale sotto i 5 kg);
- rapporto carico utile vs peso molto più elevato dei robot attuali, con priorità alla mobilità e ad una veloce installazione in nuovi ambienti;

- ambiente di lavoro più ampio e configurazione più flessibile;
- ciclo di vita utile della macchina più basso;
- performance di velocità ed accelerazione più basse rispetto alle macchine industriali;
- criteri di design in grado di produrre grandi volumi a basso prezzo.

Per quanto riguarda il software, un obiettivo di base di cui tenere conto è la necessità di non eseguire una stessa procedura ad ogni ciclo di terapia. Questo contrasta con la maggior parte dei robot industriali, usati in task programmati e ripetitivi. Ad esempio, attività come sfogliare delle pagine di un libro sono difficilmente convertibili in un algoritmo attuabile attraverso un robot programmabile; diventa necessario un controllo manuale o diretto del robot in modo da guidarlo e questo a sua volta suggerisce un maggior impiego di sensori per aumentare l'efficacia nei task autonomi, e di dispositivi di interfaccia per interagire con il sistema robotizzato.

È necessaria una discreta autonomia del sistema per semplificare i compiti dell'utente che ha potenzialmente delle severe difficoltà nel manovrare un joystick, nel premere un pulsante o in altri movimenti delicati.

Per quanto concerne l'interfaccia tra paziente e robot, la maggior parte dei sistemi robotici che verranno in seguito presentati, sono dotati di interfacce aptiche, ovvero dispositivi in grado di ricreare campi di forza predefiniti che aggiungono all'interazione uomo-macchina una sensazione tattile; attraverso questo tipo di interfacce (quando il robot è attivo) l'operatore percepisce l'attività dinamica del robot, sotto forma di forze esterne di trazione o compressione e di conseguenza la traiettoria dell'end-effector viene determinata dalla combinazione delle forze prodotte dal paziente e da quelle generate dal robot.

Un'interfaccia aptica può quindi essere utilizzata in applicazioni di realtà virtuale, per riprodurre artificialmente un ambiente reale. Il controllo software dell'interfaccia conosce la posizione di oggetti virtuali nello spazio virtuale; monitora la posizione reale dell'end-effector e quando identifica una collisione virtuale con un oggetto virtuale, calcola la forza di reazione che in un ambiente reale sarebbe esercitata dall'oggetto ed aziona i motori del robot per riprodurla.

1.2 Riabilitazione post-ictus

L'ictus (o stroke) cerebrale è una patologia di forte impatto nella nostra società sia per l'elevata incidenza e mortalità, sia per l'alto numero di soggetti che presentano delle sequele disabilitanti. I costi per l'assistenza sanitaria e la cura ospedaliera sono ingenti e a questi vanno sommati il peso che grava sulle famiglie e la perdita di produttività lavorativa dei soggetti colpiti.

Dalla letteratura emerge che nei pazienti colpiti da ictus l'efficacia della riabilitazione è tanto maggiore quanto più risulta precoce, intensiva e ricca di stimoli multisensoriali. Per cercare di soddisfare queste esigenze, i pazienti necessitano di un trattamento fisioterapico individuale (hand to hand) di almeno 3 ore al giorno, che spesso risulta difficilmente praticabile nelle attuali strutture medico-riabilitative.

In questo scenario trova spazio l'idea di ricercare nuove tecniche e nuovi strumenti da affiancare al lavoro del fisioterapista per rispondere in modo adeguato ed efficace alle esigenze terapeutiche di questi pazienti, con l'obiettivo contestuale di contenere i costi.

1.2.1 Patogenesi e clinica dell'ictus cerebrale

L'ictus cerebrale è una malattia cerebro-vascolare caratterizzata dall'improvvisa comparsa di segni e sintomi neurologici secondari riferibili ad un danno focale del sistema nervoso centrale. In base ai possibili meccanismi patogenetici, l'ictus può essere:

- ischemico (circa 80% dei casi): per riduzione del flusso sanguigno (ischemia) di un'area cerebrale dovuto ad occlusione di un'arteria cerebrale su base aterosclerotica o tromboembolica;
- emorragico (circa 15-20% dei casi): per rottura di un vaso sanguigno a livello intraparenchimale (SPREAD 2010).

Circa il 3% delle emorragie cerebrali sono a sede subaracnoidea (ESA) ma tali forme non rientrano propriamente nell'ambito degli ictus cerebrali.

Una tipologia di eventi ischemici cerebrali sono i TIA (attacco ischemico transitorio): in passato tale termine veniva riservato ai quadri clinici in cui la sintomatologia si risolveva entro le 24 ore dall'esordio; attualmente, grazie all'enorme diffusione delle tecniche di neuro-imaging (TAC o RMN cerebrale), il termine viene riservato unicamente ad episodi di disfunzione neurologica da ischemia focale cerebrale (ma anche della retina e del midollo spinale) non associati a lesioni ischemiche/infartuali acute alla TAC o RMN cerebrale (AHA, Stroke 2009; 40:2276-2293).

Il quadro clinico varia in relazione all'area cerebrale coinvolta dall'ischemia o dall'emorragia e all'eventuale presenza di circoli collaterali. Le manifestazioni cliniche possono essere:

- disturbi del linguaggio (afasia o disartria);
- deficit motori e/o sensitivi a carico di volto e/o arto superiore e/o arto inferiore dell'emisoma controlaterale rispetto alla lesione cerebrale;
- disturbi del campo visivo;
- alterazione della coscienza fino al coma.

Gli studi epidemiologici hanno individuato molteplici fattori che aumentano il rischio di ictus e che possiamo suddividere in:

- modificabili (mediante strategie farmacologiche o non farmacologiche): ipertensione arteriosa, fibrillazione atriale, diabete mellito, iperomocisteinemia, ipertrofia ventricolare sinistra, stenosi carotidea, fumo di sigaretta, eccessivo consumo di alcool, ridotta attività fisica, dieta;
- non modificabili: età, razza.

Gli attacchi ischemici transitori costituiscono di per sè un fattore di rischio ben documentato per ictus cerebrale ischemico.

1.2.2 Scale di valutazione clinico-prognostiche

La gravità dell'ictus permette di prevedere la qualità della ripresa funzionale del soggetto nel medio-lungo periodo. Molte scale sono state sviluppate in questi

anni per misurare la gravità dell'ictus e per monitorarne l'evoluzione nel tempo, anche ai fini della definizione prognostica e del tipo di intervento riabilitativo da effettuare. Ricordiamo:

- la National Institutes of Health Stroke Scale (NIHSS): è la scala più frequentemente utilizzata; comprende 15 ambiti che esplorano la coscienza, la visione, i movimenti extraoculari, la paralisi facciale, la forza degli arti, l'atassia, la sensibilità, la parola ed il linguaggio. La NIHSS si presta bene ad effettuare valutazioni seriali e pertanto trova impiego clinico per quantificare miglioramenti o peggioramenti del quadro neurologico. È la scala che viene utilizzata anche nella fase acuta dell'ictus (nei Dipartimenti di Emergenza) per porre l'indicazione alla terapia trombolitica e per il successivo monitoraggio di tale terapia (nell'ambito delle Stroke Unit);
- la scala di Barthel (o Barthel Index): permette la valutazione del grado di autonomia e disabilità e presenta un'elevata ripetibilità ed affidabilità che la rendono appropriata anche per il monitoraggio e la valutazione della prognosi funzionale del paziente con lesione cerebrovascolare. Richiede pochi minuti di osservazione del paziente da parte dell'operatore (medico o infermiere) ed esplora 10 ambiti concernenti le principali attività della vita quotidiana (mangiare, lavarsi, vestirsi, spostarsi dalla sedia al letto, mobilità, capacità di salire le scale);
- la MRC Scale (Scala delle paresi secondo il Medical Research Center Council): valuta la forza e la potenza muscolare esaminando il grado di compromissione motoria di singoli muscoli o gruppi muscolari. Dal grado 0 in cui non è visibile o palpabile nessun movimento, al grado 5, in cui il paziente è in grado di produrre un movimento contro la resistenza dell'esaminatore;
- il Motricity Index: valuta le abilità motorie a livello degli arti superiore (presa a pinza, flessione del gomito e abduzione della spalla) ed inferiore (dorsiflessione caviglia, estensione ginocchio, flessione anca) con paziente valutato da seduto o all'occorrenza da sdraiato;

- la scala di Fugl-Meyer: prende in considerazione il livello di coscienza, la prestazione motoria (che comprende: la funzione motoria e l'equilibrio, la sensibilità, il range di movimento passivo e l'eventuale presenza di dolore alle articolazioni), la comunicazione verbale e la capacità di percezione;
- la Functional Independence Measure (FIM): è una scala di valutazione della disabilità utilizzata anch'essa per valutare il grado di assistenza richiesta nel compiere le normali attività quotidiane; prende in considerazione oltre agli ambiti funzionali (cura della persona, trasferimenti, controllo sfinterico) anche gli aspetti cognitivi (comunicazione, memoria, giudizio).

1.2.3 Epidemiologia dell'ictus

In Italia l'ictus è la terza causa di morte dopo le malattie cardiovascolari e i tumori, causando il 10-12% di tutti i decessi per anno, e rappresenta la principale causa d'invalidità. La prevalenza di ictus nella popolazione anziana (età 65-84 anni) italiana è del 6,5% (uomini 7,4% e donne 5,9%).

L'incidenza dell'ictus aumenta progressivamente con l'età raggiungendo il valore massimo negli ultra ottantacinquenni. Il 75% degli ictus si riscontra in soggetti di oltre 65 anni. L'età media dei pazienti con ictus risulta essere di 74 anni ma è diversa a seconda del tipo di ictus; nei giovani prevalgono le forme emorragiche, mentre con l'incremento dell'età cresce la percentuale di ictus ischemici.

Ogni anno si verificano in Italia (dati estrapolati dalla popolazione del 2001) circa 196.000 ictus, di cui l'80% sono nuovi episodi (157.000) e il 20% recidive, cioè colpiscono soggetti già precedentemente affetti (39.000).

La mortalità acuta (entro i primi 30 giorni dall'evento) dopo ictus è pari a circa il 20-25% mentre quella ad 1 anno ammonta al 30-40% circa; le emorragie (parenchimali) hanno tassi di mortalità precoce più alta (30-40% circa dopo la prima settimana; 45-50% ad 1 mese) (SPREAD 2010).

L'importanza socio-sanitaria dell'ictus è legata alla mortalità e soprattutto alla disabilità residua che rappresenta una grave fonte di sofferenza e di costi per i malati, per le loro famiglie e per la collettività. L'ictus è infatti riconosciuto come la patologia più costosa in termini di qualità della vita e monetari (costi assistenziali

e terapeutici ospedalieri ed extraospedalieri, costi indiretti dovuti alla perdita di produttività per assenze dal lavoro, eventuale pensionamento anticipato e costi familiari).

Sulla base di uno studio sulla popolazione italiana del 2001, sono risultati 913.000 i soggetti sopravvissuti ad un episodio di ictus con esiti più o meno disabilitanti. Ad 1 anno dall'evento acuto, un terzo circa dei soggetti sopravvissuti ad un ictus (indipendentemente dal fatto che sia ischemico o emorragico) presenta un grado di disabilità (motoria e funzionale) elevato, che li rende totalmente dipendenti per le normali attività della vita quotidiana (SPREAD 2010).

Nella regione Veneto, nel 2008, sono stati stimati quasi 10.000 casi di ictus: l'attack rate complessivo e la mortalità sono rispettivamente di 219 e 51,8 per 100.000 abitanti/anno. Nell'anno 2005 si sono registrati a Padova più di 2.200 ictus: l'età media dei colpiti è di 73,8 anni mentre la distribuzione per tipologia dimostra che il 75,5% sono ictus ischemici ed il 14,5% emorragici concordando con i dati regionali e nazionali.

Tra i sopravvissuti, all'atto della dimissione, il 75% dei pazienti torna al proprio domicilio presentando una disabilità di grado lieve che comunque nella maggioranza dei casi richiede un trattamento in regime ambulatoriale, mentre il restante 25% richiede un trattamento riabilitativo specifico in regime di degenza ospedaliera (presso un centro di riabilitazione) o extraospedaliera, presso una Residenza Sanitaria Assistenziale o altro istituto di riabilitazione poichè presenta una disabilità di grado medio-alto.

Sulla base dei dati ottenuti dalle SDO risulta che a Padova circa 200-250 pazienti ogni anno presentano una disabilità post-stroke tale da richiedere interventi riabilitativi in regime di ricovero. A questa percentuale vanno aggiunti anche i pazienti con grave disabilità cronica che annualmente ripetono un ciclo di trattamento riabilitativo in regime di ricovero presso un centro di riabilitazione; questi pazienti rappresentano il 10-15% del totale, ossia circa 150-200 soggetti/anno.

1.2.4 Trattamento riabilitativo

Il trattamento riabilitativo del paziente con esiti di lesione cerebrovascolare dovrebbe essere intrapreso il più velocemente possibile (affiancandolo alla terapia

farmacologica) allo scopo di favorire in massima misura il recupero delle funzioni perse e quindi permettere il reinserimento e l'indipendenza nell'ambiente socio-familiare.

La terapia riabilitativa è principalmente diretta a favorire modificazioni funzionali e adattamenti cerebrali che rientrano nell'ambito della plasticità cerebrale, come evidenziato tramite tecniche di imaging funzionale. Da recenti studi emerge che nei pazienti con esiti di stroke, quanto più precocemente si interviene con la riabilitazione tanto maggiore sarà il recupero motorio e funzionale che si può auspicare. Inoltre un trattamento riabilitativo risulta tanto più efficace quanto più risulta ricco di stimoli multisensoriali, somministrati precocemente e prolungatamente nel tempo.

Tipicamente i soggetti emiplegici colpiti da ictus necessitano di un approccio fisioterapico individuale hand to hand che nella fase intensiva non dovrebbe essere inferiore a 3 ore al giorno. Nei pazienti con ictus è dunque indicato attivare fin dalla fase acuta un intervento riabilitativo con il programma diagnostico e terapeutico di emergenza. Scopo dell'intervento riabilitativo è quello, oltre che di prevenire le complicanze legate all'immobilizzazione durante la fase acuta, di stimolare il paziente all'apprendimento di nuove abilità motorio-funzionali sfruttando i sistemi funzionali rimasti integri, al fine di ottenere la maggior indipendenza possibile nella vita quotidiana

A questo obiettivo concorrono sia strategie mirate a ridurre il deficit motorio o cognitivo, sia tecniche di addestramento a comportamenti compensatori, che garantiscono il perseguimento di un'indipendenza funzionale nonostante la persistenza delle menomazioni.

La perdita di abilità nell'uso dell'arto superiore rappresenta forse la principale causa di disabilità nei pazienti con lesione cerebrovascolare. Si stima che circa il 20% dei soggetti non recuperi nessun uso funzionale dell'arto superiore e che l'85% vada incontro ad un recupero parziale. Questa condizione non necessariamente contrasta con l'acquisizione di un buon livello d'autonomia, ma sicuramente penalizza il recupero dell'attività professionale ed il reinserimento sociale.

Il recupero funzionale dell'arto superiore rappresenta un obiettivo a breve e a medio termine del progetto riabilitativo per cui è sempre indicato attivare preco-

cemente uno specifico programma di riabilitazione per il recupero dell'arto superiore paretico/plegico. Per la riabilitazione si privilegiano tecniche riabilitative di stimolazione sensitivo-motoria, benchè l'evidenza a supporto dei singoli approcci sia ancora scarsa.

Risultati più evidenti sono stati ottenuti con l'utilizzo di approcci che comportano un uso forzato dell'arto leso indotto da immobilizzazione dell'arto sano. La letteratura riporta anche come un intervento riabilitativo intensivo nei primi 3 mesi dopo l'evento acuto determini un outcome motorio e funzionale migliore e più stabile nel tempo. Nelle attuali realtà ospedaliere italiane, un intervento riabilitativo intensivo (cioè per un tempo di 3 ore al giorno) è difficilmente praticabile poichè gli elevati costi e l'organizzazione dei tempi costringono i fisioterapisti a mediare le esigenze delle strutture con quelle dei pazienti.

Le carenze croniche di personale dei Centri di Riabilitazione rendono purtroppo solo parziali gli "approcci intensivi" con effetti negativi che ricadono sul paziente (riducendo la quantità di riabilitazione somministrata i recuperi motorio-funzionali sono minori) e sulla società (i pazienti presentano un grado di disabilità maggiore di cui deve farsi carico la società). Nasce da queste considerazioni l'idea di costruire delle macchine robotizzate con l'obiettivo di supportare il lavoro del fisioterapista, di aumentare l'intensità delle terapie somministrate e, soprattutto, di ricercare un contenimento dei costi di trattamento.

L'obiettivo finale è quello di ridurre il più possibile il grado di disabilità del paziente con lesione cerebrovascolare e conseguentemente permetterne il reinserimento socio-familiare il più velocemente possibile.

Dall'inizio degli anni Novanta alcuni centri di ricerca internazionali hanno sperimentato macchine robotizzate da impiegare in Neuroriabilitazione; i risultati ottenuti nei pazienti che hanno sperimentato questo approccio hanno dimostrato un aumento di forza muscolare dell'arto superiore paretico, una riduzione del deficit motorio ed un miglioramento della funzionalità dell'arto.

Il miglior outcome motorio funzionale ottenuto è stato dimostrato sussistere sia nel medio che nel lungo periodo. La stimolazione sensoriale ottenuta dal training con questi apparecchi robotici permette al soggetto di ricevere impulsi selettivi ed intensivi i quali, probabilmente, stimolando la corteccia cerebrale sia nelle zo-

ne limitrofe alla lesione ma anche in altre aree cerebrali deputate al movimento, determinano risultati motori e funzionali superiori alla sola tradizionale riabilitazione. Le conseguenti modificazioni dell'attività cerebrale (che vanno sotto il nome di plasticità cerebrale) indotte dal training robotico sarebbero le principali responsabili dei miglioramenti funzionali e motori ottenuti dal paziente.

In conclusione, sulla base dei risultati clinici ottenuti dalla sperimentazione, i medici affermano che la riabilitazione mediante apparecchi robotici rappresenti una strada percorribile nell'attuazione dei programmi di Neuroriabilitazione.

1.3 Strategie riabilitative

Il movimento visto nella sua accezione più generale prevede l'interazione con ambienti dinamici molto diversi tra loro (forza di gravità, ambienti acquatici, vestiti, oggetti vari).

La ricerca si occupa da molto tempo dell'utilizzo di robot per ricreare particolari condizioni operative al fine di studiare la capacità del sistema neuromotorio di adattarsi ad esse, come messo in evidenza in [1].

Le ricerche compiute si basano sulla creazione di campi di forza specifici che condizionano il movimento richiesto ai soggetti coinvolti nelle prove e vogliono evidenziare il modo con cui il soggetto reagisce agli stimoli messi in atto per condizionare la prova.

Un condizionamento opportuno del movimento genera nel paziente una procedura di adattamento (non controllata dallo stesso) che si manifesta evidentemente quando tale condizionamento viene tolto; gli effetti a posteriori (*after effects*) che ne risultano permettono di studiare in che modo sia avvenuto l'adattamento.

La presenza degli effetti a posteriori ha guidato lo sviluppo di una teoria secondo cui il sistema nervoso controlla il movimento sulla base di un modello interno dell'ambiente in cui tale movimento avviene. L'esistenza di un modello dell'ambiente di interazione non dovrebbe sorprendere; infatti ogni persona può farne esperienza quando ad esempio cerca di alzare una valigia che ritiene piena ma che invece è vuota, osservando l'eccessiva velocità iniziale di movimentazione dovuta all'utilizzo di un modello errato su cui basare la generazione della forza muscola-

re.

Per ricreare i campi di forza desiderati vengono utilizzati dei robot con movimentazione reversibile, per i quali cioè la movimentazione passiva agendo sull'end-effector risulta semplice. Questo tipo di robot permette la misura dell'interazione uomo-macchina.

I risultati ottenuti dalla misurazione degli *after effects* hanno permesso di evidenziare alcuni aspetti fondamentali riguardo al modello interno che il sistema nervoso crea relativamente ad un dato movimento; infatti tale modello

- calcola l'attivazione muscolare sulla base dello stato di avanzamento del movimento piuttosto che sulla base di una sequenza temporale di attivazione;
- viene utilizzato efficientemente per movimentazioni in ambienti diversi da quelli dove è stato creato;
- viene creato da un processo immune a forme particolari di disturbi interni ed esterni.

L'analisi degli effetti a posteriori ha inoltre permesso di avanzare l'ipotesi che il sistema nervoso ottimizza i movimenti sia sotto l'aspetto cinematico (errore di traiettoria e smoothness della movimentazione) sia sotto l'aspetto dinamico (sforzo muscolare); questa ottimizzazione avviene però su scale temporali diverse, privilegiando in un primo momento l'aspetto cinematico per poi migliorare l'efficienza sulla base del sottomodello creato attraverso l'ottimizzazione cinematica.

Presumibilmente il sistema nervoso conserva un modello per ogni ambiente dinamico con cui ha imparato ad interagire, e utilizza quello più appropriato sulla base di altri stimoli sensoriali (vista, tatto...).

L'interazione con campi di forza differenti permette al sistema nervoso di creare modelli dinamici differenti che vengono mantenuti in memoria; la loro memorizzazione a medio-lungo termine è efficace se le fasi di apprendimento di modelli diversi distano almeno 5 ore, altrimenti si manifestano fenomeni di interferenza tanto più evidenti quanto più ravvicinati nel tempo risultano i processi di apprendimento.

Il processo che porta ad apprendere come compensare l'effetto di un campo di forze richiede un certo tipo di calcolo dinamico attraverso un modello inverso, secondo il quale il sistema nervoso determina l'attivazione muscolare necessaria per compiere un determinato task in un particolare ambiente dinamico. La determinazione del modello inverso può anche essere vista come un problema di approssimazione della relazione rappresentativa del campo di forze applicato.

I pazienti colpiti da ictus con disabilità inferiore al 60% sono ancora capaci di ricostruire un modello interno che permette loro di compensare un campo di forze applicato dall'esterno. Quando la disabilità supera il 70% non sono più evidenti *after effects*: la distruzione di aree del cervello responsabili della formazione del modello interno oppure l'incapacità di generare sufficiente forza muscolare (o anche variazioni di forza sufficientemente rapide) rende impossibile la creazione del modello oppure l'efficacia dello stesso.

Le indagini svolte hanno messo in evidenza che i modelli interni sono utilizzati dal sistema nervoso ogni volta che interagisce con un ambiente dinamico; se tale ambiente è noto, il modello è già formato e quindi permette la generazione di movimenti accurati ed efficienti dal punto di vista energetico mentre, se tale ambiente non è noto, comunque aiutano ad imparare ad interagire con esso.

L'utilizzo di robot in campo riabilitativo permette il controllo e la misura precisa dei risultati di terapia. Nonostante questo, le tecniche di riabilitazione (ovvero gli algoritmi riabilitativi implementati dai robot) che permettono una riorganizzazione del sistema neuromotorio ottimale non sono chiare.

Lo scopo degli algoritmi di controllo dei sistemi robotici utilizzati in riabilitazione è quello di guidare il paziente attraverso una terapia mirata a sviluppare plasticità dei movimenti e quindi il miglior recupero motorio possibile.

Attualmente non è però ancora chiaro quale sia la strada preferenziale per ottenere questo risultato.

Un possibile modo di catalogare gli algoritmi di controllo esistenti si basa sulla strategia che utilizzano per ottenere la plasticità dei movimenti ([2]):

- assistenza attiva al movimento: si tratta di controlli attivi che simulano il comportamento del fisioterapista;

- induzione al movimento (challenge based): si tratta di controlli che “sfidano” il paziente a raggiungere obiettivi uguali o appena superiori alle sue capacità;
- simulazione aptica: si tratta della simulazione di attività normalmente svolte nella vita quotidiana (ADL \equiv activities of daily living) attraverso realtà virtuali realizzate *ad-hoc*;
- guida senza contatto: si tratta di controlli che non intervengono direttamente sul paziente ma sulla terapia, indirizzandola o motivando chi vi è sottoposto.

Strategia a parte, si tratta di algoritmi di controllo di alto livello esplicitamente progettati per generare plasticità motoria, e sono solitamente affiancati ad algoritmi di basso livello che permettono di ottenere controlli di posizione, forza o altre grandezze meccaniche funzionali al controllo di alto livello.

La letteratura sull'argomento permette di suddividere l'assistenza attiva in quattro categorie concettuali:

- assistenza impedance-based: se il paziente si muove lungo la traiettoria desiderata non necessita alcuna assistenza, la quale interviene per limitare il movimento lungo la traiettoria o aiutare il paziente ad inseguire la stessa; una leggera variante vede la presenza di soglie di attivazione dell'assistenza che incoraggiano il paziente ad iniziare autonomamente la terapia o a riprenderla dopo una interruzione momentanea;
- assistenza controbilanciata: il peso della parte del corpo sottoposto a terapia viene annullato parzialmente o totalmente attraverso dei pesi per permettere al paziente di concentrarsi su movimenti specifici senza necessariamente dover controbilanciare muscolarmente la gravità;
- assistenza EMG-based: si tratta di assistenza guidata da segnali elettromiografali superficiali (sEMG);
- assistenza adattativa: il controllo adatta i parametri di terapia relativamente al paziente sottoposto a terapia e ai risultati ottenuti durante la stessa; si

tratta di un controllo adattativo necessario soprattutto in presenza di giunti cedevoli nel meccanismo del robot riabilitativo.

Gli algoritmi challenge-based si contrappongono per filosofia a quelli per assistenza attiva perchè impongono risultati appena superiori a quelli ottenibili dal paziente oppure rendono la terapia volutamente più difficoltosa. Si possono suddividere in:

- strategie resistive: oppongono resistenza alla movimentazione prevista dall'esercizio;
- strategie coercitive: si obbliga il paziente ad utilizzare nell'esercizio la parte del corpo maggiormente condizionata dagli effetti della malattia;
- strategie di amplificazione dell'errore: sfruttano l'evidenza secondo cui gli errori cinematici durante il movimento sono un fondamentale feedback neurologico con cui il sistema nervoso adatta il movimento, e amplificandoli, inducono un adattamento maggiore del sistema nervoso.

I sistemi robotici per la riabilitazione possono essere utilizzati come interfacce aptiche per riprodurre virtualmente attività di vita quotidiana. La simulazione aptica diventa quindi un modo per allenare i pazienti a riacquistare autonomia in situazioni che permettono l'autosufficienza nel contesto socio-familiare.

I sistemi robotici possono anche essere utilizzati come motivatori in fase di terapia; non interagiscono quindi per contatto ma attraverso forme di sollecitazione. Si sono riscontrate evidenze di come il paziente reagisca positivamente di fronte alla richiesta di una intelligenza artificiale piuttosto che ad una richiesta di una persona sana (si tratta dunque di un aspetto psicologico che può essere sfruttato in affiancamento ad altre strategie riabilitative).

Quale sia l'algoritmo più efficace per aumentare la neuroplasticità e rieducare al movimento il paziente colpito da ictus non è ancora chiaro dall'analisi della letteratura esistente in merito.

1.4 Riabilitazione della mano

In questa sezione viene presentata con maggior dettaglio la problematica della riabilitazione della mano nella fase post-ictus. Verranno esposti gli elementi fondamentali dell'anatomia della mano e dei movimenti che essa può compiere. Segue un'analisi generale delle attuali soluzioni di riabilitazione con ausilio di sistemi robotici.

1.4.1 Anatomia della mano

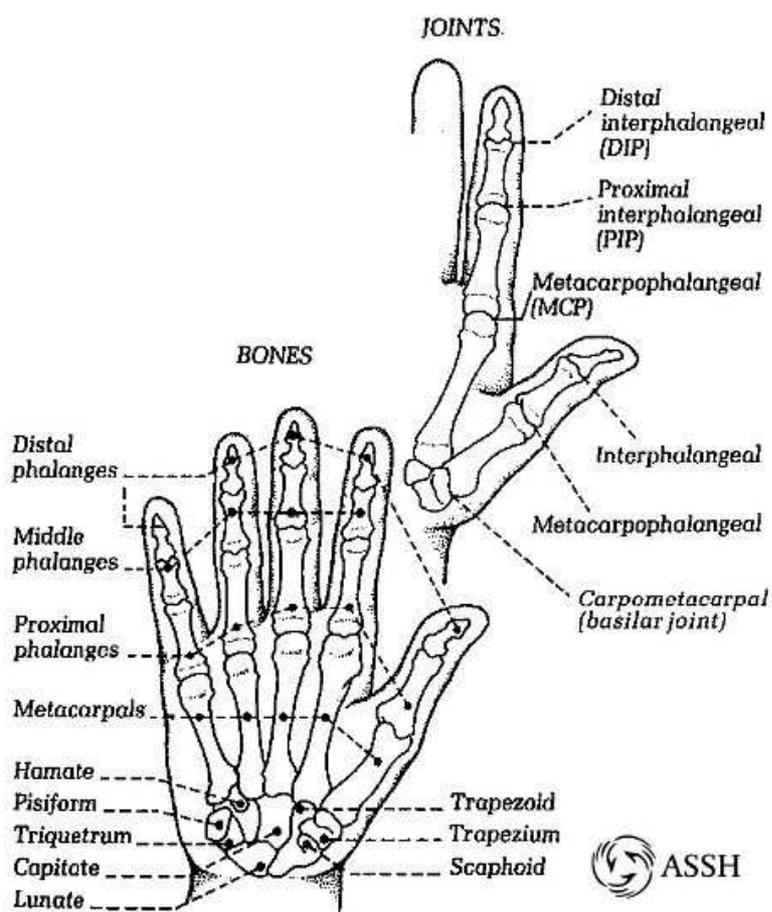


Figura 1.1: Anatomia della mano.

La mano presenta una struttura anatomica piuttosto complessa. Nella Figura 1.1 è rappresentato lo scheletro di una mano (con le articolazioni in evidenza). Lo scheletro della mano si struttura in tre segmenti: il carpo, il metacarpo e le

falangi. Il carpo è costituito da otto ossa disposte in due file, prossimale e distale, composte di quattro elementi ciascuna. La fila prossimale si articola con l'estremità distale del radio, che con l'ulna costituisce lo scheletro dell'avanbraccio, e forma l'articolazione radio-carpica del polso.

L'estremità del radio presenta una forma ovoidale-convessa e alloggia nella concavità a forma ellittica del carpo, permettendo movimenti secondo due assi tra loro ortogonali: flessione-estensione e abduzione-adduzione. La fila prossimale e la fila distale del carpo sono collegate dall'articolazione medio-carpica, strettamente legata nel movimento alla radio-carpica. Le articolazioni carpo-metacarpiche collegano invece la fila distale con ognuna delle cinque ossa metacarpali; la più complessa di queste articolazioni è quella del pollice, che è una articolazione a sella che gode di una maggior libertà di movimento rispetto alle altre articolazioni carpo-metacarpiche, che possono essere considerate come delle articolazioni piane.

Proseguendo distalmente, in ogni dito, sono presenti un'articolazione metacarpo-falangea tra osso metacarpale e falange prossimale e due interfalangee, tra la falange prossimale e la falange media, e tra la falange media e la falange distale.

1.4.2 Movimenti della mano

In **Figura 1.2** sono rappresentati schematicamente tutti i movimenti che caratterizzano la mano.

I movimenti consentiti dai principali gruppi di articolazioni sono:

- Articolazione radio-carpica e medio-carpica: come accennato nel paragrafo precedente, sono responsabili dei movimenti di flessione-estensione e abduzione-adduzione del polso. Tali movimenti sono mostrati nella **Figura 1.3a** dove nella parte superiore dell'immagine è rappresentato il movimento di adduzione-abduzione, mentre nella parte inferiore il movimento di flessione-estensione. L'abduzione massima è di circa 45° , l'adduzione di 45° ; all'ampiezza totale di tale movimento concorre, in ragione del 20-25%, anche l'articolazione medio-carpica. Nella flessione-estensione si ha un'ampiezza, per ciascun movimento, di $80 \div 85^\circ$, di cui nella flessione 50° sono a carico dell'ar-

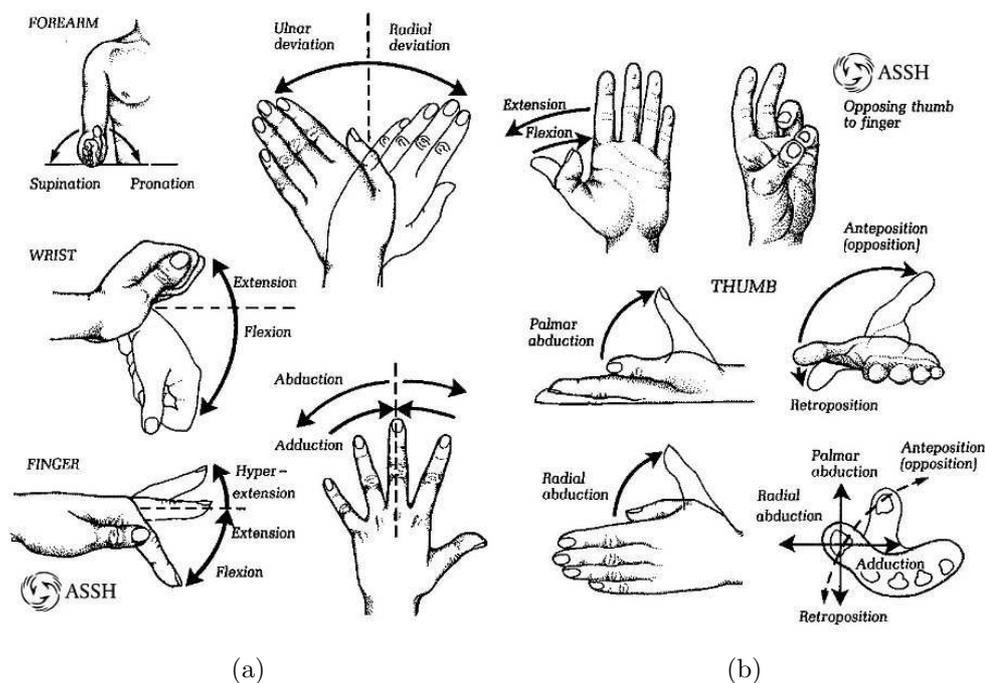
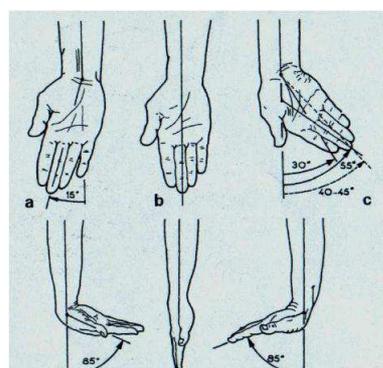


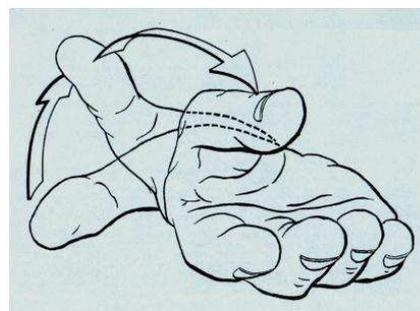
Figura 1.2: Schema riassuntivo dei movimenti che caratterizzano la capacità motoria della mano.

tiolazione mediocarpica. Questi movimenti combinati portano a realizzare la circonduzione.

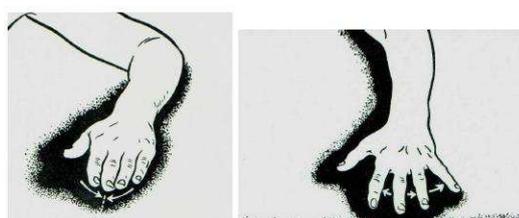
- Articolazione del pollice: i movimenti attivi sono la flessione-estensione, la cui ampiezza raggiunge i 60° (quasi tutta flessione), abduzione-adduzione con massima ampiezza di 25° , rotazione e circonduzione. In posizione di riposo, flessione ed estensione si compiono secondo un piano parallelo a quello del palmo, abduzione ed adduzione invece lungo un piano ad esso ortogonale. L'importante movimento di opposizione del pollice con le altre dita, mostrato in Figura 1.3b, deriva da un movimento combinato di flessione ed abduzione.
- Articolazioni metacarpo-falangee: i movimenti attivi sono la flessione (quasi 90°) e l'estensione (solo pochi gradi), l'abduzione e l'adduzione (di pochi gradi, soprattutto ad articolazione fissa; l'indice raggiunge i 30°), la circonduzione e un lieve movimento di rotazione. La Figura 1.3c mostra i



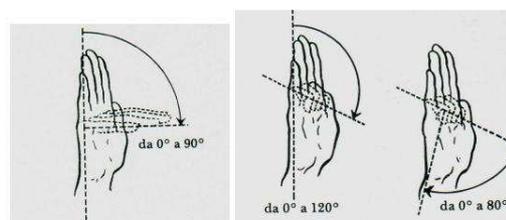
(a) Movimenti della mano



(b) Movimenti del pollice



(c) Adduzione e abduzione delle dita



(d) Flessione delle dita

Figura 1.3: Rappresentazione di alcuni movimenti specifici che caratterizzano la mano.

movimenti di adduzione e abduzione, mentre la Figura 1.3d a sinistra mostra il movimento di flessione.

- Articolazioni interfalangee: i movimenti attivi sono solo la flessione e l'estensione, che però raggiungono maggior ampiezza rispetto alle articolazioni prossimali, soprattutto per quanto riguarda la flessione, che raggiunge i 120° per l'articolazione tra la prima e la seconda falange, e gli 80° per l'articolazione tra la seconda e la terza falange; l'estensione viene invece limitata dalla tensione dei legamenti palmari e raggiunge il suo massimo quando ci si 'puntella' sulle dita. La Figura 1.3d a destra mostra i movimenti di flessione.

1.5 Definizione di ortesi

Per ortesi si intende un dispositivo medico, un ausilio, un tutore, un apparecchiatura ortopedica o simili, utilizzato in ortopedia o in traumatologia nel trattamento di alcune patologie. Esempi sono i collari cervicali, le cinture lombari steccate (o busti ortopedici), le ginocchiere, le cavigliere, eccetera. La loro funzione è generalmente quella di garantire l'immobilizzazione relativa di un'articolazione colpita per esempio da traumi, artrosi, distorsioni dei legamenti o che abbia subito un intervento chirurgico. Un altro impiego delle ortesi è quello nell'ambito della riabilitazione o rieducazione funzionale.

La tutorizzazione degli arti superiori diversamente da quella degli arti inferiori ha lo scopo fondamentale di sopperire ad un'azione antigravitaria compromessa per favorire il recupero di una mobilità specifica.

La terminologia moderna individua una precisa nomenclatura correlata al segmento dell'arto a cui è destinato il dispositivo. La classificazione ISO-9999-1992 associa al codice di riferimento 06 06 un apparecchio ortopedico formato da un insieme di componenti compatibili, normalmente costruiti da un produttore, che possono essere integrati con componenti particolari per realizzare diversi apparecchi ortopedici per arto superiore.

I dispositivi ed i loro principali componenti possono essere identificati secondo la seguente classificazione:

- 06. 06. 03.: Ortesi per dita
- 06. 06. 06.: Ortesi per mano
- 06. 06. 09.: Ortesi per polso
- 06. 06. 12.: Ortesi per polso-mano
- 06. 06. 13.: Ortesi per polso-mano-dita
- 06. 06. 15.: Ortesi per gomito
- 06. 06. 18.: Ortesi per gomito-polso
- 06. 06. 19.: Ortesi per gomito-polso-mano

- 06. 06. 21.: Ortesi per spalla
- 06. 06. 24.: Ortesi per spalla-gomito
- 06. 06. 27.: Ortesi per spalla-gomito-polso
- 06. 06. 30.: Ortesi per spalla-gomito-polso-mano
- 06. 06. 33.: Articolazioni di polso
- 06. 06. 36.: Articolazioni di gomito
- 06. 06. 39.: Articolazioni di spalla

È usuale distinguere i dispositivi per gli arti superiori sia per la funzione che svolgono sia per il segmento di applicazione, conglobando quindi nel termine generale di ortesi ogni dispositivo medico (apparecchio ortopedico) “ancorato” o “applicato” alla superficie esterna del corpo finalizzato a:

- migliorare la funzione
- ridurre o potenziare il movimento
- sostenere il segmento corporeo

In buona sostanza possiamo definire le azioni delle ortesi per arto superiore come:

- correttive
- compensative
- suppletive
- agevolative
- contenitive

Nell’ambito delle ortesi siamo soliti distinguere due macro-famiglie:

- La doccia: è un’ortesi di posizione che nelle sue diverse accezioni non consente carichi funzionali perchè sia la geometria sia i materiali sono studiati e dimensionati per il solo contenimento passivo dell’arto.

- Il tutore: è un'ortesi finalizzata ad un supporto di una “funzionalità statica e dinamica” perchè sia la geometria sia i materiali che la compongono sono studiati e dimensionati per sopportare le sollecitazioni meccaniche correlate alla funzione che deve essere agevolata, limitata o sostenuta. Vanno altresì annoverati in questa famiglia gli splint (termine inglese per indicare la stecca), apparecchi funzionali dinamici specificatamente studiati per finalità riabilitative della mano o delle dita.

La Figura 1.4a mostra un esempio di ortesi statica attualmente in commercio. Come si vede, sono usualmente composte da fasciature e/o plastiche che avvolgono l'arto e ne limitano il movimento.

La Figura 1.4b invece mostra un esempio di ortesi dinamica. Quella mostrata in figura prevede che il paziente sia in grado di muovere parzialmente l'arto malato. Ad esempio, nel caso della mano, è necessario che i pazienti siano in grado o di flettere o di estendere le dita: in tal caso l'ortesi provvederà a fornire il movimento mancante, tramite qualche tirante o qualche elastico. Vengono costruite su misura, essendo le dimensioni dell'arto variabili da persona a persona.



(a) Ortesi statica

(b) Ortesi dinamica

Figura 1.4: Esempi di ortesi attualmente in commercio.

1.6 Sistemi esistenti per la riabilitazione della mano

Diversi ricercatori di varie università del mondo hanno già affrontato il problema di costruire un'ortesi dinamica per la movimentazione della mano nella fase di riabilitazione, soprattutto post-ictus. Il problema inerente la costruzione di ortesi dinamiche per la movimentazione della mano a scopo riabilitativo dopo un evento ictale è già stato affrontato a livello mondiale; ne sono un esempio i modelli di guanti aptici ideati per la realtà virtuale, capaci di movimentare le singole dita e fornire all'utilizzatore stimoli sensoriali.

Burdea ed altri studiosi hanno ideato un modello di guanto aptico chiamato Rutger Master utilizzato nella realtà virtuale, ed utilizzabile nella riabilitazione. Tale guanto, mostrato in **Figura 1.5a** a sinistra nella prima versione e a destra nella seconda, è formato da una piccola piastra fissata al palmo della mano sulla quale sono collegati quattro pistoncini pneumatici che servono a movimentare le dita. Tali pistoni si attaccano alla seconda falange delle dita, lasciando libero il mignolo. Il guanto fornisce una forza fino a 16N per il pollice, medio, indice e anulare, ed ogni pistone è provvisto di un sensore ad infrarossi per il controllo di posizione, funzionante senza alcun tipo di contatto con il pistone e quindi totalmente privo di attrito. Il guanto è inoltre fornito di sensori di Hall per misurare l'angolo di flessione e adduzione delle dita. In questo modo è possibile conoscere la posizione della punta delle dita rispetto ad una terna di riferimento posta sul palmo della mano. Il guanto è collegato ad un'interfaccia di controllo che legge il valore dei vari sensori e controlla gli attuatori (pistoni). La comunicazione con il computer avviene via cavo seriale RS232. Il peso del guanto è di 80 g, fattore che lo rende molto confortevole da indossare. A questi si deve aggiungere altri 100 grammi di connessioni elettriche e tubi per l'aria. Rutger Master costituisce un'interfaccia aptica a 4 gradi di libertà.

Rutger Master viene usato nella realtà virtuale, per fornire stimoli sensoriali e poter così interagire fisicamente con il mondo virtuale creato da un computer. Uno degli aspetti positivi di Rutger Master consiste nel fatto che il paziente può eseguire la riabilitazione anche a casa, mediante l'utilizzo di un semplice compu-

ter.

L'unica alternativa attualmente esistente a Rutger Master è CyberGraspr, mostrato in Figura 1.5b, che però presenta lo svantaggio di un peso troppo elevato. Un secondo modello, mostrato in Figura 1.5c, è stato costruito da alcuni ricercatori per la riabilitazione della mano. Si tratta di un'ortesi dinamica a due gradi di libertà che si adatta bene a persone che hanno perso in parte l'abilità di controllare correttamente la muscolatura, come appunto coloro che hanno subito un ictus. La caratteristica peculiare di questo dispositivo è quello di riuscire a "capi-re" il movimento che desidererebbe fare il paziente ed aiutarlo a compierlo. Per riuscire nello scopo l'apparecchio misura i segnali EMG direttamente dall'arto, agendo poi sullo stesso per aiutare il paziente nel movimento.

Il sistema consiste fondamentalmente in un PC, un microcontrollore (PIC), un esoscheletro motorizzato e un dispositivo per la misura dei segnali EMG. Il computer serve per comunicare con il paziente, ad esempio attraverso immagini o grafici, per misurare i segnali EMG e per comunicare con il microcontrollore attraverso una connessione seriale e trasmettergli comandi o ricevere, attraverso questo, informazioni dai sensori. L'esoscheletro è composto da un guanto sul quale è stata attaccata una struttura rigida in plastica. Nella parte inferiore dell'avambraccio sono fissati due attuatori elettrici, che possono essere controllati in posizione.

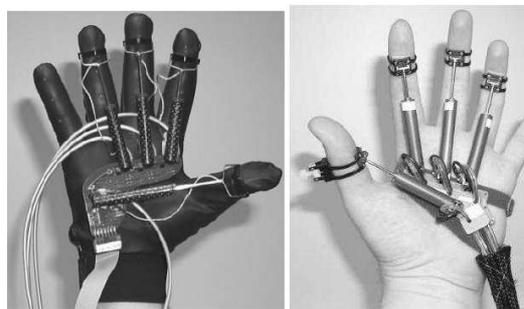
Due cavi partono dai motori e si attaccano nella parte finale delle dita, dalla parte del palmo, per generare la flessione, uno per il pollice e uno per le quattro dita, le quali vengono fatte muovere assieme. Gli attuatori possono produrre una forza fino a 100N. Sul lato dorsale due molle, una per il pollice e l'altra per le 4 dita, provvede a far tornare in posizione estesa la mano. Il dispositivo, come detto, ha due gradi di libertà, uno per la movimentazione del pollice e l'altro per la movimentazione delle dita. Un programma scritto in linguaggio Matlab implementa un'interfaccia grafica che mostra il movimento che il paziente sta cercando di fare, prima che il guanto lo esegua. Rispetto a Rutger Master questo dispositivo presenta meno gradi di libertà, anche se appare molto più ingombrante e pesante. Per limitare il numero di gradi di libertà questo dispositivo è obbligato a movimentare assieme le quattro dita della mano, indice, medio, anulare e mignolo.

Un altro dispositivo in fase di studio è HOWARD (Hand-Wrist Assisting Ro-

bot Device), ideato appositamente per la riabilitazione post ictus. HOWARD è in grado di aiutare il paziente nella presa di diversi oggetti. Una caratteristica importante di HOWARD è quella di lasciare sgombro il palmo della mano, e di possedere quindi un sistema di attuazione completamente localizzato sul dorso della mano stessa. In questo modo il paziente, con l'aiuto della macchina, è in grado di afferrare oggetti reali, cosa che aiuta molto nella riabilitazione del movimento. Infatti è importante che il paziente riceva stimoli sensoriali dall'oggetto che tocca, come ad esempio la sensazione della rugosità della superficie dell'oggetto, della temperatura e della consistenza (rigidità).

Il team di sviluppo comprendeva anche un famoso neurologo, il dottor Steven C. Cramer, che si è occupato appunto dello studio degli stimoli nervosi derivanti dal contatto della mano con diversi oggetti.

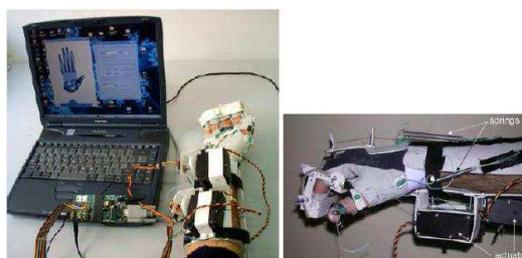
HOWARD è un dispositivo a tre gradi di libertà che permette la flessione-estensione del pollice, delle 4 dita e del polso. Come nella macchina descritta sopra, HOWARD movimentava le 4 dita insieme, con un range di movimento che va dai $25 \div 90^\circ$ circa. Come si vede dalla Figura 1.5d, per ottenere tutti questi movimenti sono stati usati diversi meccanismi piuttosto complessi, che si articolano, l'uno rispetto all'altro, nello spazio. Per far compiere alla mano il movimento, il dispositivo si appoggia sulla parte dorsale del pollice, delle 4 dita e della mano. Nel lato opposto pollice, dita e mano vengono fissate con dei cinturini di velcro. L'avambraccio del paziente è alloggiato all'interno di una struttura imbottita. HOWARD può essere aggiustato per accomodarsi a mani di differenti dimensioni. Anche HOWARD è provvisto di un'interfaccia grafica che permette una gestione facilitata dell'ortesi, come ad esempio il controllo di protocolli di terapia standardizzati o l'acquisizione di dati.



(a) Rutgers master



(b) CyberGrasp



(c) Progetto del Politecnico di Milano



(d) Howard

Figura 1.5: Esempi di sistemi esistenti per la riabilitazione della mano.

Capitolo 2

Prototipo di ortesi attiva

In Figura 2.1 è riportato il modello CAD dell'ortesi di cui è stato sviluppato il controllo.

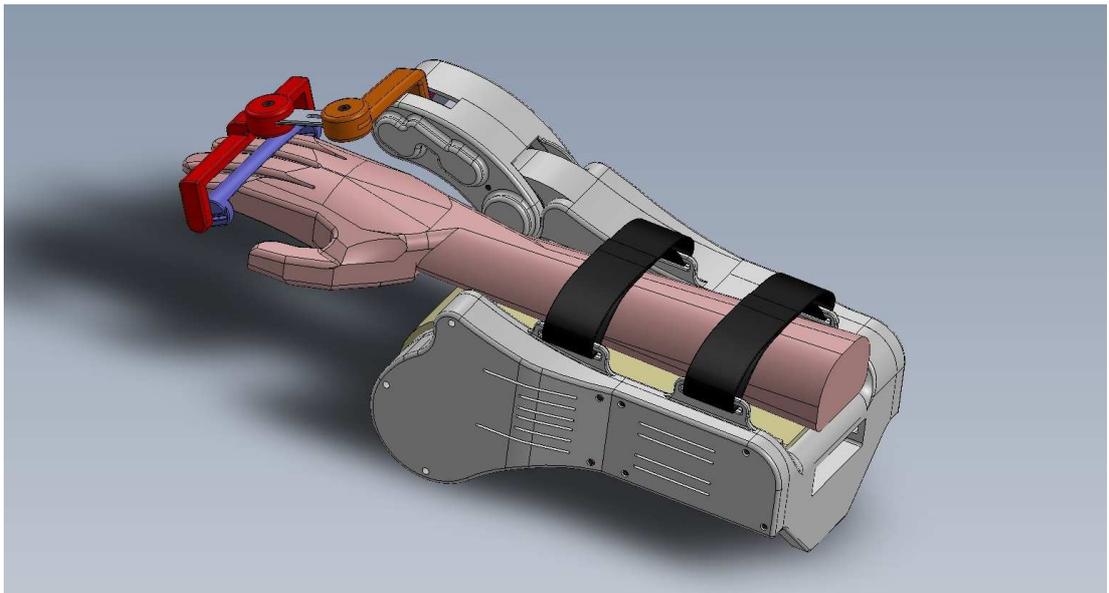


Figura 2.1: Visione CAD 3D del prototipo di ortesi.

Questo capitolo indaga brevemente la struttura meccanica del prototipo dando spazio ad una descrizione qualitativa delle scelte fatte in sede di progetto del meccanismo e dimensionamento dei componenti ([3]).

La descrizione parte da un livello più superficiale e si addentra via via verso il cuore del prototipo seguendo la linea guida di un ipotetico smontaggio.

L'assemblato di Figura 2.1 può essere suddiviso in tre gruppi principali:

- i carter di copertura e la struttura esterna (in plastica), che regge l'intera ortesi e su cui si appoggia l'avambraccio;
- il gruppo di trasmissione (in metallo), che trasporta il moto dal motore fino al ponte della manopola passando all'interno della leva del polso (non evidente nella figura perchè contenuto all'interno del carter);
- la manopola di fissaggio per la mano, che permette il movimento di flessione-estensione delle dita.

L'assimmetria dell'ortesi è legata ad una semplice considerazione. L'arto su cui si concentra lo sforzo riabilitativo è quello maggiormente utilizzato dal paziente. Dato che in letteratura non ci sono attualmente lavori che indicano le percentuali di defezioni in seguito ad eventi ictali degli arti destro e sinistro in rapporto al mancino (se non qualche studio che definisce l'emisfero cerebrale percentualmente più colpito da eventi ictali senza però indicare se il paziente fosse destrorso o mancino), la scelta di spostare tutto a destra nasce dalla maggiore percentuale di persone destrorse. L'ortesi rimane comunque ambivalente ma con il vantaggio, per un braccio destro da riabilitare, di riuscire a lasciare più libero l'interno del braccio del paziente e soprattutto il pollice per l'eventuale presa di oggetti.

2.1 I carter

La Figura 2.2a mostra l'esplosione della struttura esterna dell'ortesi, realizzato in materiale plastico ABSplus¹. Si tratta di una materia termoplastica dimensionalmente stabile e rigida, caratterizzata da una buona resistenza all'impatto e all'abrasione nonché da una buona resistenza e tenacità alle basse temperature. È adatta alla prototipazione rapida² e apre la strada per un'eventuale produzione tramite processi di stampaggio plastico legati ad eventuali sviluppi futuri.

La struttura di appoggio dell'avambraccio è stata suddivisa in due tronconi, anteriore e posteriore, a causa delle limitazioni imposte dalla macchina di prototi-

¹Materiale 40% più resistente dell'ABS (Acrilnitrile Butadiene Stirene) normale.

²Realizzata con la stampante Inkjet 3D Dimension Elite presente presso i laboratori DIMEG.

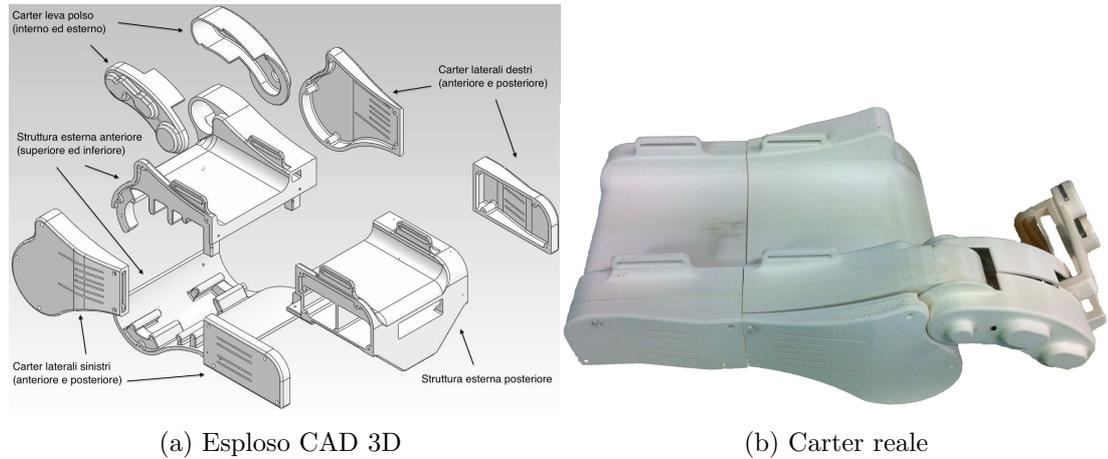


Figura 2.2: Visione CAD 3D esplosa e assemblato reale del carter.

pazione rapida; nulla vieta di unire i due pezzi in uno unico fermo restando la necessità di mantenere la suddivisione tra parte superiore ed inferiore del carter per permettere il montaggio del gruppo di trasmissione.

2.2 Gruppo di trasmissione

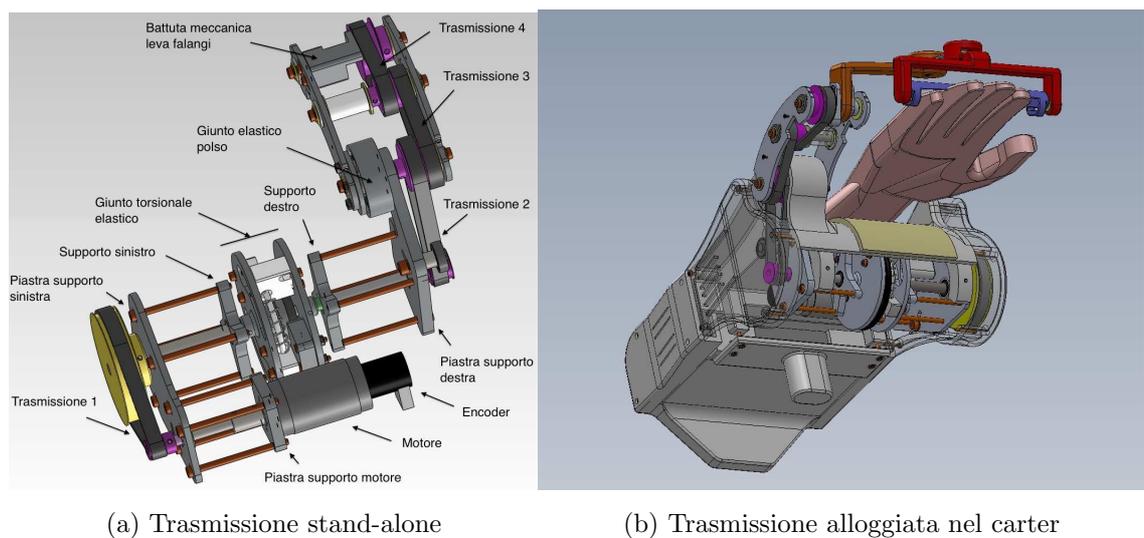


Figura 2.3: Visione CAD 3D della trasmissione da sola e alloggiata all'interno del carter.

Il cuore dell'ortesi è mostrato interamente in Figura 2.3a. Può essere suddiviso in:

- gruppo motore;
- trasmissione sinistra (trasmissione 1 in Figura 2.3a);
- giunto torsionale elastico del SEA (Series Elastic Actuator);
- trasmissione destra (trasmissione 2 in Figura 2.3a);
- giunto elastico del polso;
- gruppo trasmissione anteriore della leva del polso (trasmissione 3 e 4 in Figura 2.3a).

La sequenza di trasmissione del moto ingloba al suo interno un giunto elastico torsionale (dettagli nella sezione specifica), funzionale alla sicurezza nell'interazione paziente-ortesi. Per lasciare avambraccio, polso e mano più liberi possibile, il giunto torsionale elastico è stato inserito al di sotto del piano di appoggio dell'avambraccio. Per questa ragione si è resa necessaria una trasmissione che trasporti il moto dal piano inferiore alla coppia rotoidale della leva (quasi a livello dell'articolazione metacarpo-falangea). Il motore (con encoder callettato all'albero motore) è fissato su una piastrina di supporto, mentre l'albero è allungato tramite un giunto per calettare la prima puleggia della trasmissione 1. Un cuscinetto (a sfere SKF) alloggiato nella piastra di supporto sinistra supporta l'albero di diametro $\phi 5$. La trasmissione rinvia il moto alla puleggia più grande tramite una cinghia dentata. Tale puleggia è montata su un albero $\phi 8$ alla sua estremità sinistra, mentre all'altra estremità è calettata la metà di sinistra del giunto torsionale del SEA. Il supporto è dato da due cuscinetti alloggiati nella piastra di supporto sinistra e nel supporto sinistro. La trasmissione di destra è analoga a quella di sinistra: un albero $\phi 6$ supporta la seconda metà del giunto torsionale oltre a garantirne la coassialità con la prima, essendo che l'albero $\phi 6$ di destra si innesta parzialmente all'interno del disco di sinistra (che prevede un cuscinetto plastico flangiato IGUS ad attrito ridotto). La trasmissione destra termina con una puleggia che rinvia il moto (trasmissione 2) al livello dell'asse del polso. Per entrambe

le trasmissioni 1 e 2 si utilizzano dei galoppini tendicinghia (cuscinetti a sfere SKF) anche se il moto è reversibile, cioè non esiste un lato sempre teso della cinghia. Nelle trasmissioni 2, 3 e 4 si utilizza una puleggia sulla quale ingranano due cinghie, questo per rinviare il movimento mantenendo ridotti gli ingombri ed inoltre per far compiere alla trasmissione un percorso che oltrepassa il dito pollice nel caso di mano sinistra (i dettagli nella sezione specifica alla trasmissione anteriore della leva del polso).

Tutte le parti in moto, trattandosi di componenti di piccola dimensione, sono calettate tramite grani.

La struttura portante interna è realizzata con Alluminio 7075 T651, denominato ERGAL. È una lega (Zn-Mg-Cu) dalle elevate caratteristiche meccaniche, caratterizzata da una maggiore resistenza e durezza rispetto ad altre leghe di alluminio, ma con l'intrinseca leggerezza conferita dall'Alluminio oltre che una buona lavorabilità alle macchine utensili.

Gli alberi di trasmissione interni e i perni del meccanismo sono invece realizzati in Acciaio C40.

2.2.1 Gruppo motore

L'attuatore del sistema è elettrico perchè rispetto ad uno pneumatico o idraulico è più silenzioso, pulito, preciso e semplice da controllare.

La scelta della taglia del motore è stata fatta sulla base dei calcoli di coppia richiesta alla leva motrice. In questi calcoli si è supposto che un paziente mediamente non arrivi ai valori di un soggetto sano (solitamente 50% dei valori associabili ad un soggetto sano), perciò si considera una forza normale all'attacco di circa 30N; questa è la forza di flessione, mentre in estensione il valore è sicuramente più basso. Si tratta comunque di forza massima, cioè di picco non continuativa. La coppia massima raggiunta si assesta, con una prima falange di 60mm, attorno ai 900Nmm. L'analisi del meccanismo svolta in fase di progettazione ha evidenziato una coppia richiesta all'albero motore pari a 0.106Nm.

Il motore scelto è un Portescap 35NT2R82-426SP.50 con encoder E9-0500-2,5-1 (per miglior rapporto qualità-prezzo-tempi di consegna), le cui caratteristiche sono riportate in **Figura 2.4**.

Caratteristiche	Dato
Tensione nominale [V]	32
Coppia continuativa [Nm]	0.115
Coppia max [Nm]	0.756
Costante di coppia [Nm/A]	0.052
Inerzia [$kgm^2 10^{-7}$]	71.4
Peso [kg]	0.310
Resistenza [Ω]	2.20
Induttanza [mH]	0.4
Diametro esterno - Diametro albero [mm]	35 - 5
Ingombro assiale (con albero ed encoder) [mm]	96.5
Tipo di encoder)	Ottico
Risoluzione encoder [ppr]	2000

Figura 2.4: Caratteristiche tecniche del motore Portescap 35NT2R82-426SP.50 e dell'encoder callettato E9-0500-2,5-1.

2.2.2 Trasmissione sinistra e destra

Le trasmissioni 1 e 2 in Figura 2.3a sono caratterizzate rispettivamente da un rapporto di riduzione $K_1 = 7.2 : 1$ e $K_2 = 1.78 : 1$.

Cinghie di trasmissione

Per trasmettere il moto rotatorio da un asse ad un altro parallelo al primo vengono utilizzate cinghie dentate, i cui principali vantaggi sono:

- trasmissione del moto assolutamente sincrona data la totale assenza di scorrimenti;
- regolarità e costanza del moto dato che la cinghia dentata non presenta l'avvolgimento poligonale e la conseguente fluttuazione di velocità tipica delle trasmissioni a catena;
- elevata inestensibilità della cinghia che trasmette il movimento in assenza di apprezzabili cedimenti e quindi senza perdite di moto;

- modesta pretensione di montaggio non essendo richiesta aderenza tra la cinghia e la puleggia;
- minimo carico radiale sugli alberi e sui supporti;
- elevata capacità di trasmissione della potenza e di coppie elevate anche a bassa velocità;
- silenziosità, buon rendimento, minimo ingombro e ridotte esigenze di manutenzione.

Nell'ortesi vengono utilizzate cinghie dentate PowerGrip® HTD prodotte su licenza della Gates Corporation® dalla POGGI® Trasmissioni Meccaniche S.p.a. La sigla HTD è l'abbreviazione di High Torque Drive.

Le cinghie Gates PowerGrip® HTD (vedi Figura 2.5a) utilizzano una forma di dente che migliora sensibilmente la distribuzione delle sollecitazioni e permette carichi più elevati. I denti in policloroprene, le corde in fibra di vetro ed il resistentissimo tessuto di nylon vengono stampati con un unico speciale procedimento di fabbricazione. In tal modo si estendono i vantaggi delle trasmissioni a cinghia a tutti quei casi che in precedenza venivano risolti unicamente mediante catene o ingranaggi. I denti di una cinghia dentata HTD ingranano perfettamente con le particolari gole assiali delle pulegge dentate HTD rendendo l'inevitabile attrito di fatto trascurabile.

Il dimensionamento delle cinghie utilizzate nel gruppo di trasmissione dell'ortesi segue le direttive presenti nei cataloghi della POGGI® ed i risultati sono riportati in Figura 2.5b.

2.2.3 Giunto elastico torsionale

Tradizionalmente gli attuatori con controllo di forza sono progettati seguendo la filosofia “*stiffer is better*”, che conferisce al sistema un'ampia banda passante incline quindi a problemi di instabilità e di rumore di contatto. Gli attuatori elastici invece sono progettati secondo la filosofia “*stiff isn't everything*”, e sono caratterizzati da una minore banda passante a favore di una maggiore stabilità e

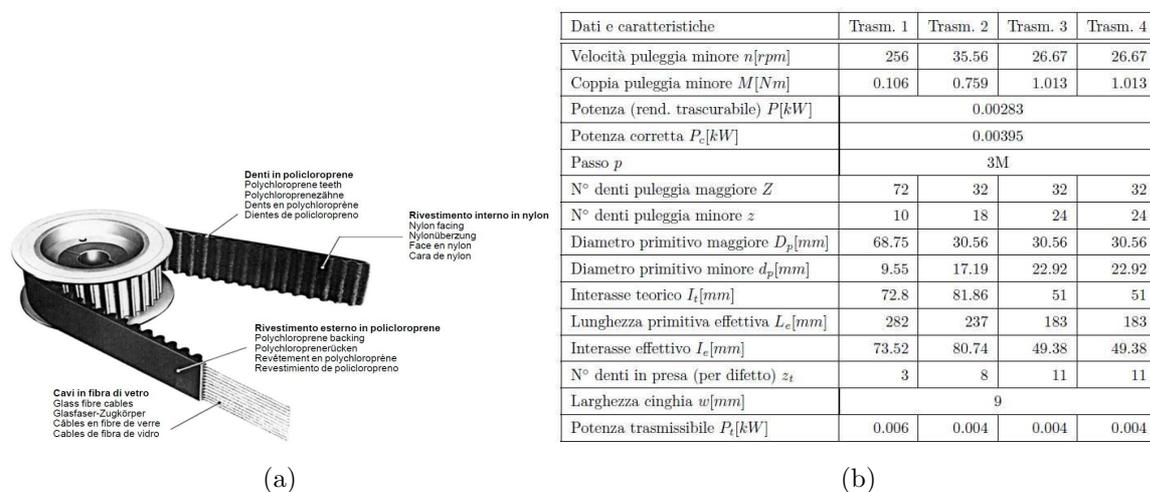


Figura 2.5: Struttura di una cinghia dentata HTD e caratteristiche tecniche delle cinghie montate nel gruppo di trasmissione dell'ortesi.

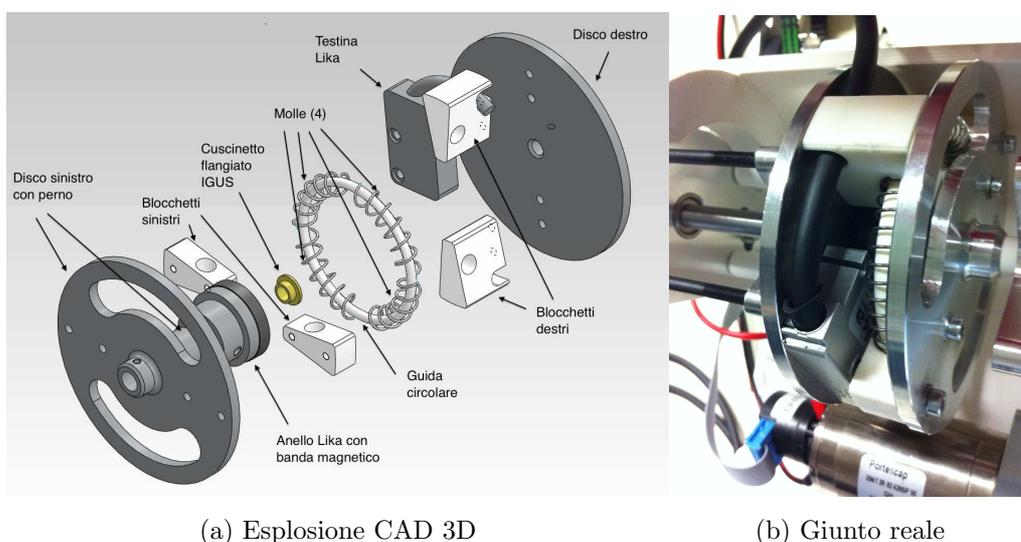


Figura 2.6: Visione CAD 3D esplosa del giunto e montato nel gruppo di trasmissione.

di un migliore controllo di forza.

Il giunto torsionale elastico presente nel gruppo di trasmissione dell'ortesi disaccoppia il motore dal carico e misura la rotazione relativa dell'asse di ingresso e di quello di uscita del giunto (rispetto alla condizione di equilibrio) attraverso

un sensore di tipo magnetico. La coppia motore-giunto elastico (più eventuali sistemi di riduzione) realizza un SEA (Series Elastic Actuator), ovvero un organo meccanico di trasmissione del moto caratterizzato da una cedevolezza intrinseca, caratteristica desiderabile nella terapia robotica dove la sicurezza nell'interazione uomo-macchina risulta di importanza fondamentale.

Il giunto torsionale è costituito da quattro molle lineari a compressione che vengono costrette a lavorare lungo una guida circolare di raggio 29mm. La rotazione relativa di uno dei dischi del giunto rispetto all'altro comprime due delle quattro molle mentre le altre si estendono. L'arco di circonferenza su cui lavora ciascuna delle quattro molle è determinato da quattro blocchetti di materiale plastico, due solidali al disco sinistro e due solidali al disco destro. Le costanti elastiche delle molle determinano la rigidità del giunto elastico e quindi la banda passante dell'attuatore SEA.

Sensore magnetico

Il controllo di forza che caratterizza l'attuatore SEA necessita la lettura dell'orientazione relativa dei due dischi di cui il giunto elastico torsionale è composto (ovvero la compressione delle molle rispetto alla condizione di equilibrio). Questa lettura costituisce il feedback del controllo di forza.

L'anello magnetico Lika MRI31-48-2-16 (solidale all'albero sinistro del giunto) assieme alla testina di lettura Lika SME21-L1-I1000-R2A (solidale al disco destro del giunto) realizza un encoder magnetico che genera un numero di impulsi/giro elevatissimo (48000ppr), tale da garantire un'accuratezza adeguata nella lettura dell'angolo di torsione relativa tra l'albero di ingresso del giunto elastico e l'albero di uscita (i dischi del giunto sono callettati ciascuno su uno dei due alberi).

In Figura 2.7 sono riportate le caratteristiche tecniche del sensore magnetico.

2.2.4 Giunto torsionale del polso

Come mostra la Figura 2.8a (si faccia riferimento alla Figura 2.3a per inquadrare la posizione del giunto torsionale del polso), il giunto elastico del polso è costituito da due dischi, uno solidale con la piastra destra di supporto della tra-

Caratteristiche	Dato
Tipo di encoder	Magnetico TTL
Tensione di alimentazione [V]	5
N° poli magnetici	48
N° impulsi [ppr]	48000
Passo magnetico [mm]	2
Diametro interno [mm]	16
Diametro esterno [mm]	31
Risoluzione [μm]	1
Gap sensore-anello [mm]	0.1×1
Accuratezza max [μm]	15

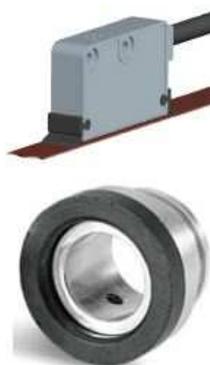
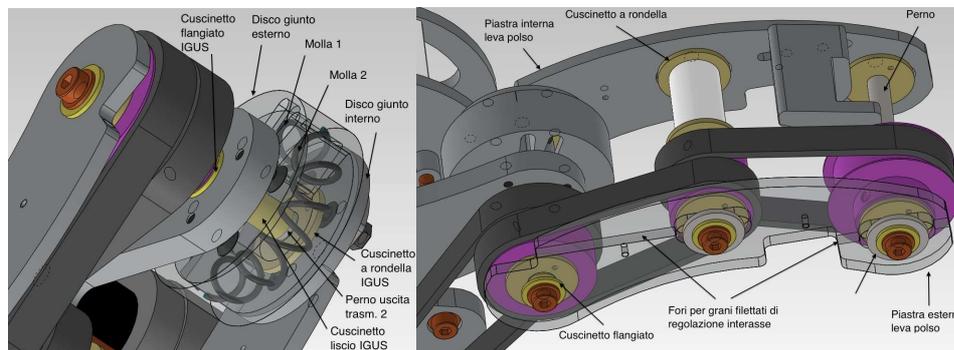


Figura 2.7: Caratteristiche tecniche dell'encoder magnetico formato dall'anello magnetico Lika MRI31-48-2-16 e dalla testina di lettura Lika SME21-L1-I1000-R2A.

smissione, fissa a telaio, l'altro con la piastra anteriore interna della leva del polso. All'interno e interposte ai due dischi sono montate due molle, l'una in contrasto all'altra. Le due molle sono inserite in una tasca realizzata sul disco avvitato alla piastra fissa e sono separate dall'aletta sporgente del disco della leva. Muovendo la leva, l'aletta ruota e comprime una delle due molle rilassando in ugual misura l'altra.

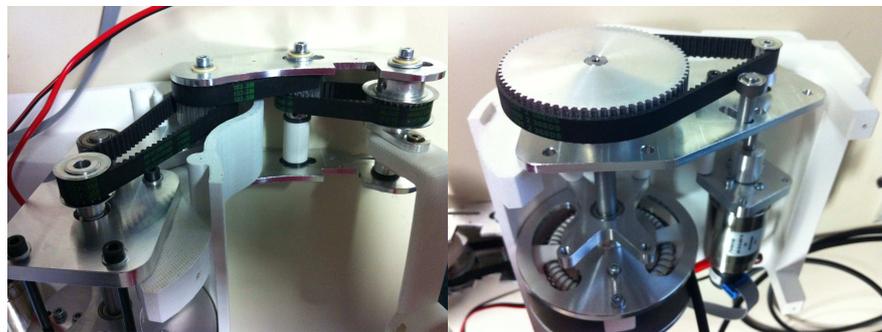
2.2.5 Gruppo trasmissione anteriore della leva del polso

La Figura 2.8b mostra il modello CAD del gruppo di trasmissione anteriore della leva del polso. I perni ($\phi 6$) dell'intero gruppo anteriore di trasmissione sono solidali alle pulegge corrispondenti (trasmissione 3 e 4 in Figura 2.3a). Di conseguenza essi sono montati sulle piastre interna ed esterna su cuscinetti flangiati IGUS. Sono poi impiegati anche dei cuscinetti a rondella per evitare lo strisciamento delle pulegge sulle piastre stesse. Per compattare l'intero gruppo di trasmissione, vengono utilizzati dei perni forati e filettati alle estremità sui quali sono avvitate e strette due viti opposte che chiudono a pacco il gruppo.



(a) CAD 3D giunto del polso

(b) CAD 3D trasmissione anteriore



(c) Trasmissione a valle del giunto

(d) Trasmissione a monte del giunto

2.3 Manopola di fissaggio per la mano

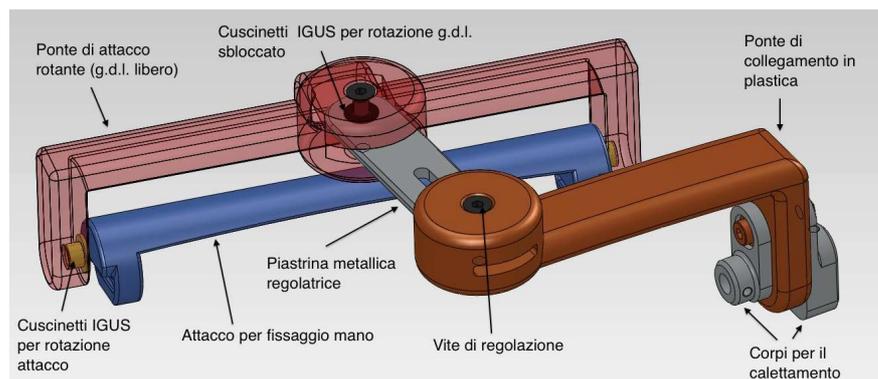


Figura 2.8: Visione CAD 3D della manopola che guida il movimento di flessione-estensione della mano.

La Figura 2.8 mostra la struttura della manopola nella quale vengono inserite le dita della mano del paziente (pollice escluso). La trasmissione, che ha la funzione di trasportare il moto dal motore fino alla leva delle dita, termina

con il callettamento della manopola sull'ultimo perno della trasmissione 4, dove alloggiavano anche due blocchetti plastici che determinano la battuta meccanica di fine corsa.

2.4 Meccanismo realizzato

In letteratura vi sono varie testimonianze sul fatto che dispositivi per la mano complessi e multi-gradi di libertà non sono necessari per la riabilitazione di pazienti con esiti di gravi e moderati attacchi ischemici o emorragici.

La manopola, insieme alle dita, rappresenta l'intero meccanismo sintetizzato: è riconducibile ad un quadrilatero articolato considerato comunque efficace per una riabilitazione ad 1 g.d.l.

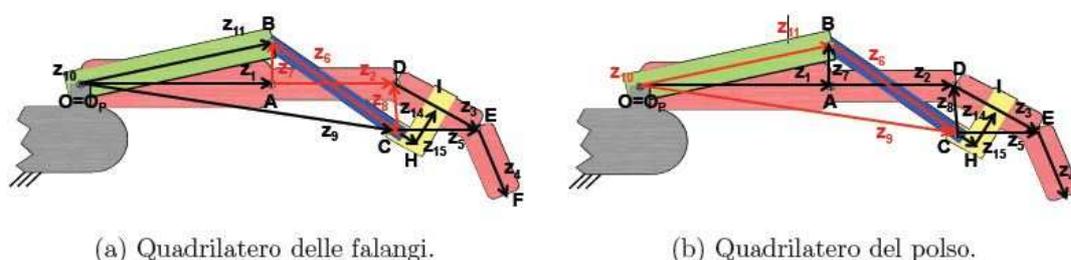


Figura 2.9: Schema cinematico (schematizzazione laterale) del meccanismo complessivo (nero) con evidenziato in rosso il quadrilatero articolato rispettivamente delle falangi e del polso.

La Figura 2.9 mostra lo schema cinematico sotto forma di poligono vettoriale del meccanismo complessivo, evidenziando i due quadrilateri. Il meccanismo delle falangi è composto dal quadrilatero ABCDA che contiene la prima falange z_2 , l'attacco z_8 e la leva motrice z_6 (z_7 rappresenta il telaio supponendo il polso bloccato in una configurazione) e dalla maglia CDEC o CHIDC che rappresenta l'attacco solidale rigidamente alla seconda falange. Il meccanismo del polso è dato dal quadrilatero OBCOpO (supponendo la mano bloccata in una certa configurazione), dove la leva z_{11} è il membro motore mentre z_9 quello legato

alla configurazione della mano. In particolare poi z_1 rappresenta la mano e O_p l'articolazione del polso.

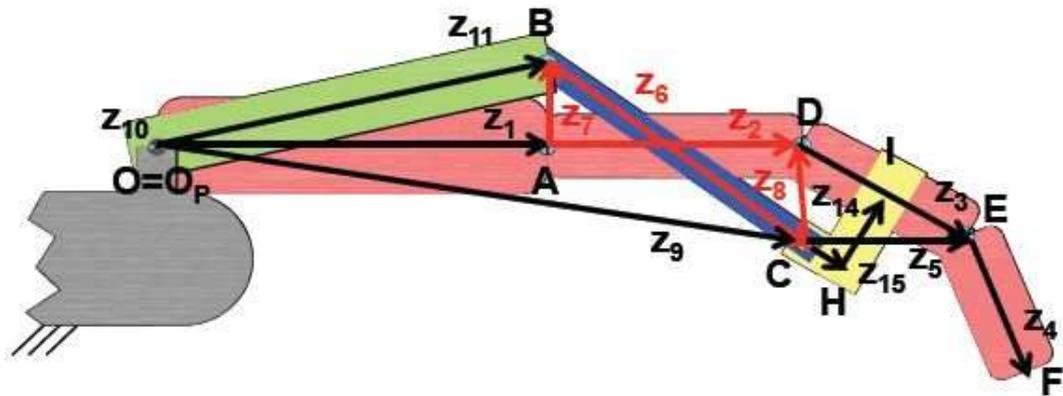


Figura 2.10: Schema cinematico del meccanismo complessivo (nero) con evidenziato in rosso il quadrilatero articolato per la movimentazione delle falangi. I membri z_{12} e z_{13} , assenti, sono rispettivamente la componente normale del vettore z_8 e quella parallela di $-z_8$ sul vettore z_3 .

La Figura 2.10 evidenzia il meccanismo complessivo delle falangi sintetizzato, ovvero la catena chiusa ADECBA: si tratta di un quadrilatero articolato in quanto i membri z_3 e z_5 sono solidali tra loro e formano insieme a z_8 la maglia chiusa DECD che trascina attacco e falange in rotazione. Nel complesso quindi si contano 6 membri.

Il meccanismo per la flessione-estensione delle falangi muove le prime due falangi di angoli prefissati (definiti prima della sintesi cinematica). La terza falange non viene invece movimentata anche se per le sinergie muscolari tende a seguire le altre due falangi.

La figura 2.11 evidenzia il meccanismo complessivo del polso sintetizzato, ovvero la catena chiusa OBCOpO: si tratta di un quadrilatero articolato che conta nel complesso 4 membri. Il membro z_9 forma insieme alla mano e all'attacco (z_1 , z_2 , z_8) una maglia chiusa (O_pADCOp) che può essere nota a partire da dati iniziali. Di conseguenza il vettore sarà considerato caratterizzante la postura della mano stessa attaccata al meccanismo.

Lo scopo del meccanismo del polso è quello di permettere ad esso la flessione-

Capitolo 3

Progettazione del quadro elettrico

Le specifiche principali che hanno guidato la scelta di hardware e software di sviluppo per l'implementazione dell'architettura di controllo sono:

- completa programmabilità di controllore e driver del motore;
- gestione di moduli feedback addizionali semplificata;
- presenza di un modulo di sicurezza per il quadro elettrico.

Queste esigenze si sono concretizzate nella scelta di hardware prodotto dalla National Instruments; precisamente il controllo dell'ortesi è stato sviluppato su una piattaforma hardware CompactRIO (compact reconfigurable input/output). Il CompactRIO è un controllore programmabile ad elevate prestazioni per l'automazione industriale (PAC programmable automation controller), provvisto di moduli I/O per il controllo e l'acquisizione dati (ognuno dotato della propria elettronica di condizionamento del segnale e inserito all'interno di una configurazione modificabile a seconda delle esigenze specifiche), e si contraddistingue per la presenza di un chip FPGA (Field Programmable Gate Array) che costituisce l'elemento fondamentale della sua architettura. Ad alto livello un FPGA è un chip in silicio riprogrammabile. Gli FPGA offrono le prestazioni e l'affidabilità del hardware custom mantenendo la flessibilità di un sistema programmabile. Generalmente però, l'utilizzo di chip FPGA è una prerogativa di progettisti hardware

esperti in VHDL; nonostante ciò, il software LabVIEW sviluppato dalla stessa National Instruments per la programmazione delle proprie piattaforme consente di sfruttare i vantaggi della programmazione per FPGA senza bisogno di una tale esperienza.

LabVIEW è un ambiente di programmazione grafica che include collegamenti e icone grafiche ed integra centinaia di funzioni di controllo, analisi, comunicazione e registrazione per lo sviluppo di un'ampia gamma di sistemi avanzati di controllo, misura e test. LabVIEW è compatibile con migliaia di dispositivi hardware e include librerie per analisi avanzate e per la visualizzazione dei dati. La piattaforma di LabVIEW è scalabile su target multipli e sistemi operativi ed è uno standard per la programmazione grafica fin dal 1986.

Attraverso gli strumenti messi a disposizione dal modulo software NI LabVIEW Real-Time Module è possibile sviluppare in modo rapido e semplice sistemi real-time complessi sul microprocessore CompactRIO, il quale offre prestazioni affidabili e deterministiche per applicazioni time-critical.

Parallelamente il modulo software NI LabVIEW FPGA Module consente di creare hardware personalizzati per controllo e misura attraverso la programmazione grafica senza ricorrere a linguaggi descrittivi di basso-livello e alla progettazione a livello scheda. È possibile utilizzare questo hardware personalizzato per eseguire routine di temporizzazione e di triggering, controllo a velocità elevata, interfaccia a protocolli digitali, DSP (Digital Signal Processing), RF e comunicazioni, e molte altre applicazioni che richiedono l'affidabilità di hardware ad alta velocità e stretto determinismo (LabVIEW FPGA Module è utilizzato per lo sviluppo, la compilazione e il rilascio di applicazioni sulla scheda FPGA di CompactRIO).

3.1 Acquisizione dati e controllo

In *Figura 3.1* è rappresentato uno schema di principio delle interconnessioni hardware che permettono il controllo dell'ortesi.

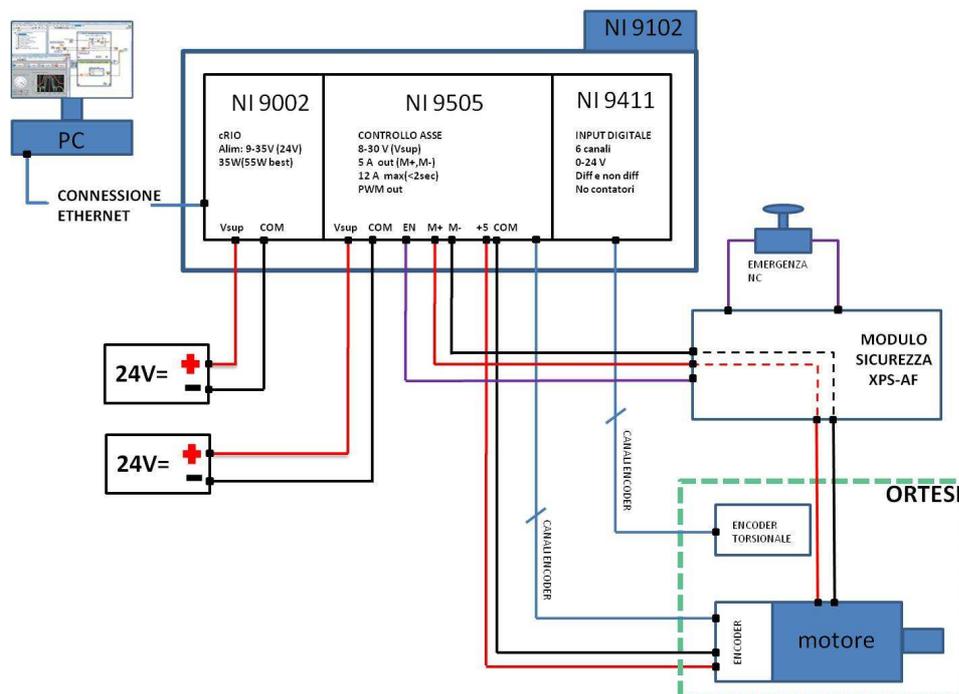


Figura 3.1: Schema di principio della piattaforma hardware attraverso la quale si attua il controllo dell'ortesi.

La Figura 3.2 mostra le componenti hardware prodotte da National Instruments e utilizzate nell'azionamento dell'ortesi:

- NI cRIO-9002 è un controller real-time embedded dotato di un processore industriale Pentium-class da 195 MHz per applicazioni real-time deterministiche e affidabili; include una memoria DRAM da 32 MB e una memoria non volatile CompactFlash da 64 MB, una porta Ethernet da 10/100 Mb/s per la comunicazione sulla rete, server web integrati (HTTP) e file server (FTP). Con il server per pannello remoto via web, è possibile pubblicare automaticamente l'interfaccia utente grafica dell'applicazione LabVIEW Real-Time per il monitoraggio remoto multicient oppure per il controllo. NI cRIO-9002 è dotato anche di doppi ingressi per l'alimentazione da 9 a 35 VDC e offre bassi consumi energetici. NI cRIO-9002 è compatibile con ingressi per l'alimentazione da 9 a 35 VDC in accensione e da 6 a 35 VDC durante il funzionamento.

Come ampiamente spiegato nel Capitolo 5, il cRIO-9002 implementa il



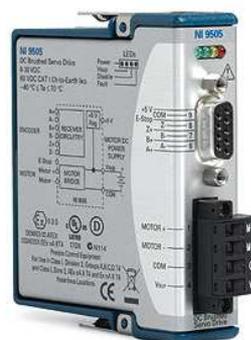
(a) NI cRIO-9002



(b) NI cRIO-9102



(c) NI cRIO-9411



(d) NI cRIO-9505

Figura 3.2: Hardware National Instruments utilizzato per il controllo dell'ortesi.

controllo di alto livello dell'ortesi, interfacciandosi con l'FPGA (controllo e acquisizione dati) e con un personal computer (piattaforma attraverso cui agisce l'interfaccia grafica di controllo).

- NI cRIO-9102 è uno chassis embedded riconfigurabile a 8 slot e 1M gate (FPGA Virtex-II) per l'elaborazione avanzata e la progettazione hardware personalizzata con NI LabVIEW; permette l'accesso hardware a basso livello ad ogni modulo I/O CompactRIO per la creazione di schemi avanzati di sincronizzazione, triggering e di temporizzazione. Il consumo energetico è 2.3W.

Il codice realizzato su FPGA gestisce fisicamente la sezione di INPUT/OUTPUT nonché il controllo di forza funzionale alla realizzazione del SEA (Series Elastic Actuator), come spiegato nel **Capitolo 5**.

- NI cRIO-9411 è un modulo della Serie C progettato per input digitali differential/single-ended a 6 canali. Ogni canale è compatibile con segnali da $\pm 5 \div 24V$; funziona con i segnali e i livelli di logica industriale per il collegamento diretto ad un'ampia gamma di switch industriali, trasduttori e altri dispositivi. NI 9411 richiede un cavo D-Sub a 15 pin.

Attraverso il cRIO-9411, l'FPGA acquisisce il segnale (condizionato) proveniente dall'encoder magnetico montato sul giunto torsionale.

- Il modulo NI cRIO-9505 è un drive servo motore full H-bridge che permette la connettività diretta agli attuatori come i servo motori Brushed DC con potenza inferiore al cavallo. Il dispositivo è in grado di erogare corrente continua fino a 5 A a 40 °C (oppure 1 A a 70 °C) a 30 V.

Il cRIO-9505 alimenta direttamente il motore, e condiziona i segnali provenienti dall'encoder incrementale callettato, rendendoli disponibili all'FPGA. Prevede anche un'ingresso ENABLE, utilizzato nel circuito di sicurezza per disabilitare in hardware l'alimentazione del motore.

3.2 Sicurezza hardware

Il modulo XPS-AF5130 di Figura 3.3 interrompe (tramite relè e logica interni) uno o più circuiti elettrici ed è progettato per essere inserito nei circuiti di sicurezza. Rispetta lo standard europeo EN 418 per i dispositivi di arresto di emergenza e lo standard EN 60204-1 per i circuiti di sicurezza in genere. Prevede la possibilità di monitorare pulsanti di avvio/arresto e pulsanti di emergenza garantendo quindi un livello di sicurezza completo.

3.3 Alimentazione del quadro elettrico

All'interno del quadro elettrico sono previste due linee di alimentazione a 24VDC: la prima fornita da un alimentatore Siemens LOGO!Power (24V, 1.3A) che alimenta l'elettronica di controllo, mentre la seconda fornita da un alimentatore SICO Energie SNP-B209 (24V, 8.5A) alimenta il motore elettrico attraverso il

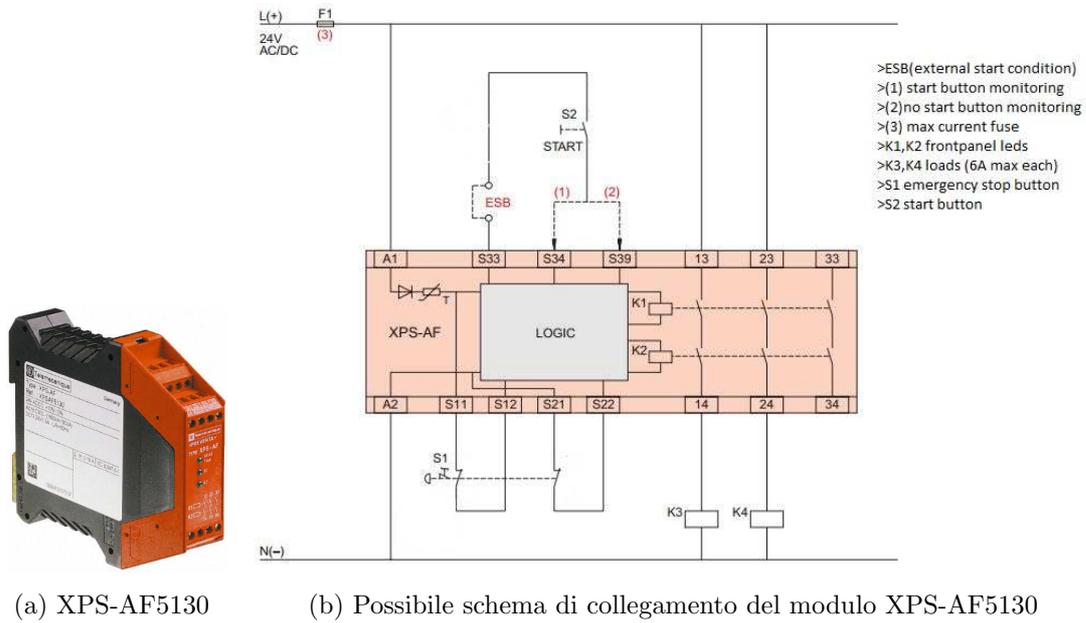


Figura 3.3: Modulo XPS-AF5130 prodotto da Telemecanique.

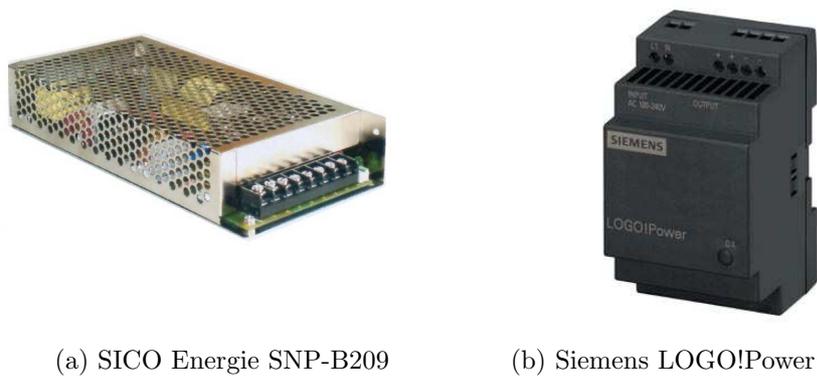


Figura 3.4: Alimentatori del quadro elettrico.

modulo NI cRIO-9505.

3.4 Schema elettrico

La Figura 3.5 indica i componenti e le connessioni necessarie a realizzare la piattaforma hardware per il controllo dell'ortesi.

L'encoder magnetico installato nel giunto torsionale e il motore elettrico che costituisce l'attuatore sono trattati nel **Capitolo 3** e le caratteristiche tecniche specifiche si possono trovare elencate in **Figura 2.7** e in **Figura 2.4**.

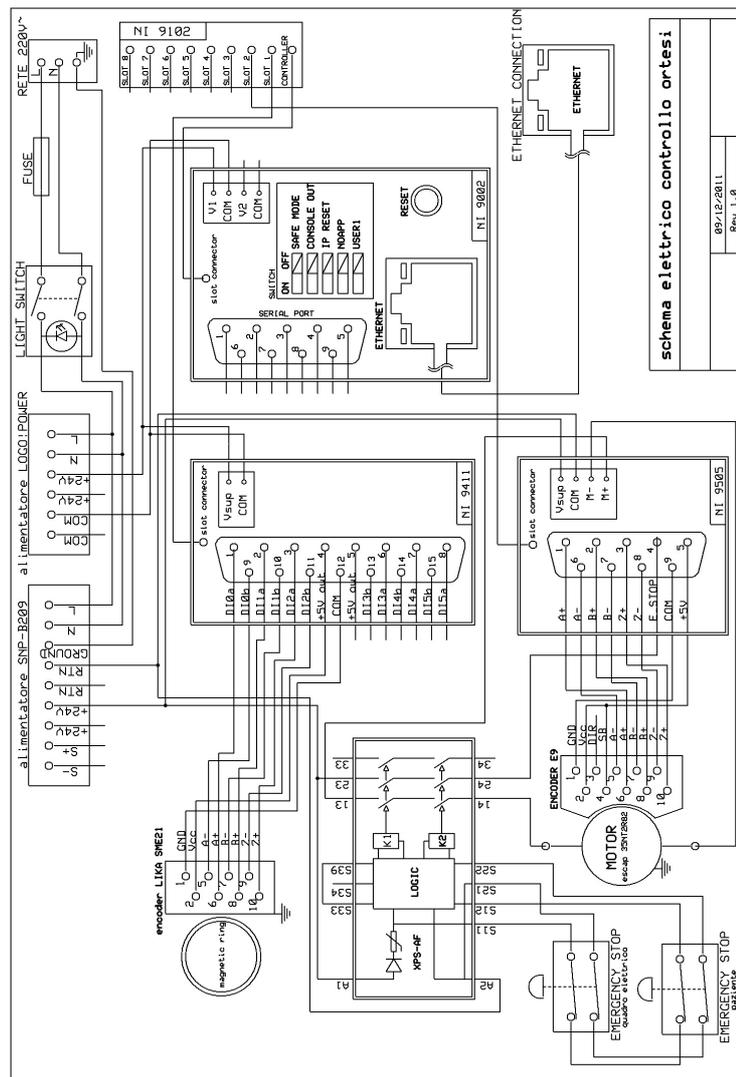


Figura 3.5: Schema elettrico della piattaforma hardware per il controllo dell'ortesi.

Capitolo 4

Progettazione del controllo

L'ortesi descritta dettagliatamente nel **Capitolo 2** è funzionale a trattamenti riabilitativi della mano per pazienti colpiti da ictus e quindi caratterizzati da deficit motori.

Il trattamento riabilitativo visto in termini semplicistici consiste nel far compiere alla mano del paziente un movimento di flessione-estensione più o meno assistito a seconda della terapia riabilitativa desiderata, attraverso l'applicazione di una forza/coppia alla leva del polso.

Le strategie riabilitative sono strutturate sulla capacità del sistema neuromotorio di recuperare la maggiore plasticità neuro-muscolare possibile. Gli algoritmi di controllo di alto livello che le implementano necessitano, per essere applicati, di un sistema controllato in grado di generare esattamente la forza/coppia che essi richiedono. Questa forza viene generata dal motore elettrico attraverso un comando di corrente e riportata dal sistema di trasmissione fino alla manopola, la cui movimentazione trascina anche le dita della mano facendo compiere il movimento desiderato.

L'interazione diretta con il paziente richiede standard di sicurezza elevati e il giunto elastico torsionale inserito nel sistema di trasmissione dell'ortesi ha esattamente lo scopo di ridurre l'impedenza meccanica del sistema, ovvero ridurre l'elevato momento d'inerzia del motore a valle della trasmissione (oltre a permettere terapie basate sull'errore di inseguimento di traiettorie).

Il controllo di basso livello si occupa di controllare la forza generata dalla leva

dell'ortesi sulle dita del paziente, secondo uno schema di tipo SEA (Series Elastic Actuator), ovvero un motore collegato ad un sistema di trasmissione nel quale è inserito un elemento elastico la cui deformazione costituisce il feedback di forza. Quando il motore è controllato in coppia, l'attuatore SEA è caratterizzato da una banda passante limitata e da una compensazione delle oscillazioni non facile da ottenere.

Come indicato in [4], le performance dell'attuatore possono essere notevolmente aumentate in termini di banda passante inserendo un anello di controllo della velocità del motore, interno all'anello di controllo di forza. La taratura ottimale del controllo di velocità permette di avere tempi di risposta contenuti e overshoot assenti rispetto a variazioni del riferimento di velocità, calcolato dal controllore SEA; queste caratteristiche permettono di considerare l'anello interno come un generatore di velocità.

Il loop di velocità viene quindi utilizzato dal controllore SEA per inseguire il riferimento di coppia imposto all'attuatore: la forza in uscita al sistema di trasmissione dipende dalla deformazione delle molle del giunto torsionale e il controllore SEA regola tale deformazione generando un riferimento di velocità che l'anello più interno insegue. Il controllo così strutturato realizza un VS-SEA (Velocity Sourced Series Elastic Actuator). La Figura 4.1 mostra schematicamente la differenza tra un attuatore SEA e un attuatore VS-SEA.

Ricapitolando, il controllo dell'ortesi si può suddividere su due livelli: un controllo di alto livello che implementa una o più strategie riabilitative generando un riferimento di forza che viene inseguito dal controllo di basso livello.

4.1 Controllo di forza

Come anticipato pocanzi, la forza applicata alla leva del polso è generata attraverso un attuatore di tipo VS-SEA (Velocity Sourced Series Elastic Actuator). Questo attuatore è costituito dal motore in serie al sistema di trasmissione (descritto nel Capitolo 2) e dal sistema di controllo costituito da tre loop annidati che controllano rispettivamente la corrente del motore, la velocità del motore e la deformazione del giunto elastico.

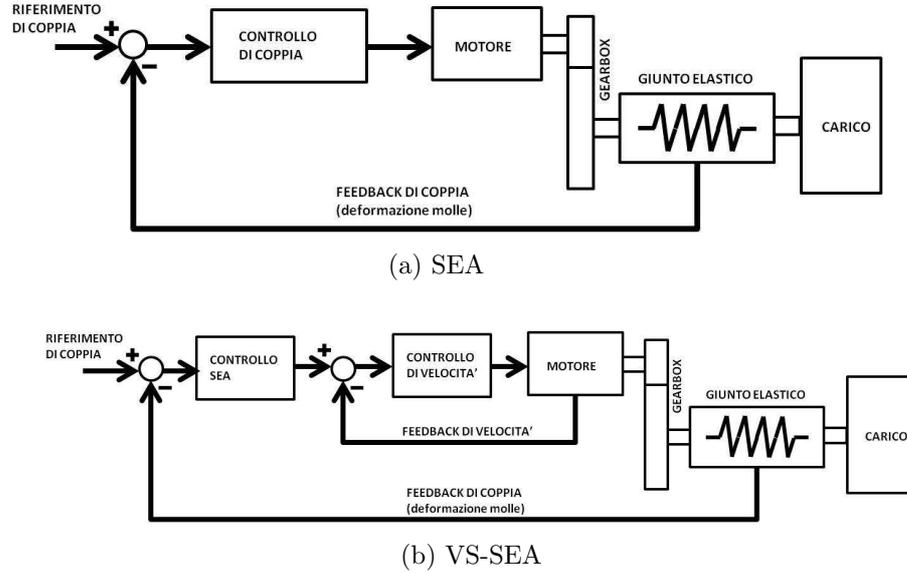


Figura 4.1: Schemi di controllo di attuatori di forza con giunto elastico.

Il giunto torsionale elastico è costituito da 4 molle lineari (2 coppie) inserite in una guida che le costringe a lavorare su una circonferenza di raggio $r = 0.029m$. La compressione delle molle può essere scritta come $\Delta x = r \cdot \Delta\theta$ e quindi la coppia dovuta alla deformazione del giunto, esprimibile come *braccio · forza*, rispetta la relazione

$$M_{GIUNTO} = r K_L \Delta x = K_L \Delta\theta r^2 = K_{\Theta} \Delta\theta$$

definendo $K_{\Theta} \equiv K_L r^2$, dove K_L rappresenta la costante elastica complessiva delle 4 molle espressa in $[\frac{Newton}{m}]$ mentre $\Delta\theta$ indica l'angolo di deformazione del giunto torsionale rispetto alla condizione di equilibrio.

La Figura 4.2 rappresenta in modo schematico la meccanica dell'attuatore. La coppia esercitata sull'asse di callettamento della manopola, definita come M_{out} , corrisponde alla coppia dovuta alla deformazione del giunto elastico riportata a valle del sistema cinghie-puleggie con rapporto di trasmissione indicato con $\frac{1}{K_2} \equiv n_B = 1 : 1.78$; è quindi esprimibile (nel dominio della trasformata di Laplace) come

$$M_{out} = \frac{K_{\Theta} \Delta\theta}{n_B} = s J_{out} \omega_{out} + M_{LOAD}$$

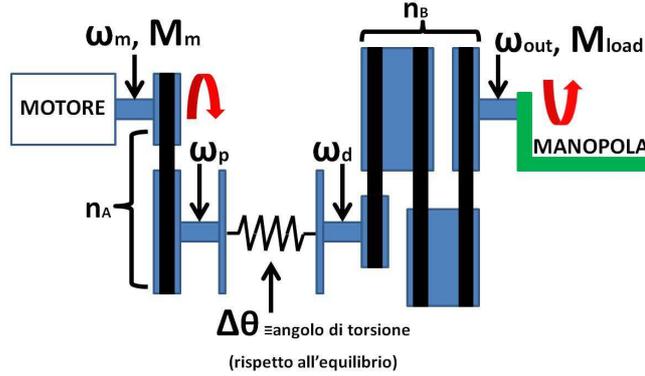


Figura 4.2: Struttura schematica del sistema di trasmissione.

dove J_{out} è il momento di inerzia riferito all'asse di callettamento della manopola, somma del momento d'inerzia dell'intera trasmissione a valle del giunto e del momento d'inerzia proprio di una mano caratterizzata da ridotta plasticità muscolare, mentre M_{LOAD} è la coppia che il paziente può esercitare attraverso la manopola.

Esprimendo $\Delta\theta$ come

$$\Delta\theta = \frac{\omega_p - \omega_d}{s} = \frac{1}{s} \left(\omega_m n_A - \frac{\omega_{out}}{n_B} \right)$$

(dove $\frac{1}{K_1} \equiv n_A = 1 : 7.2$) e sostituendo nell'espressione della coppia M_{out} si ottiene la relazione

$$\frac{K_\Theta}{s n_B} \left(\omega_m n_A - \frac{\omega_{out}}{n_B} \right) = s J_{out} \omega_{out} + M_{LOAD}$$

dalla quale si può estrarre l'espressione

$$\omega_{out} = \frac{n_A n_B}{s^2 \frac{n_B^2 J_{out}}{K_\Theta} + 1} \omega_m - \frac{s n_B^2}{s^2 n_B^2 J_{out} + K_\Theta} M_{LOAD}$$

Quest'ultima relazione esprime la velocità angolare della leva in funzione della velocità angolare del motore e della coppia di carico. Se il comportamento del paziente è passivo risulta $M_{LOAD} = 0$. La velocità del motore costituisce l'ingresso di un sistema passa basso caratterizzato da due poli risonanti; a transitorio completo la velocità di uscita è pari a quella del motore moltiplicata per il rapporto di trasmissione complessivo $n_A n_B$.

Il modello del giunto torsionale non tiene conto degli inevitabili attriti che si ritrovano nella realizzazione pratica, rappresentabili di fatto introducendo un coefficiente di smorzamento nella dinamica passa basso del secondo ordine che descrive il giunto. Senza controllo in retroazione, ogni variazione della velocità del motore induce un transitorio sulla velocità di uscita, con oscillazioni tanto più evidenti quanto maggiore è il contenuto frequenziale della variazione dell'ingresso.

La coppia che il motore eroga è pari alla coppia dovuta alla torsione del giunto elastico, riportata all'albero del motore, più la componente inerziale e la componente legata all'attrito viscoso (attraverso il coefficiente di attrito B). Perciò

$$M_m = K_\Theta \Delta\theta n_A + s J_M \omega_m + B \omega_m = n_A n_B (s J_{out} \omega_{out} + M_{LOAD}) + s J_M \omega_m + B \omega_m$$

dove J_M rappresenta il momento d'inerzia del motore e della trasmissione a monte del giunto elastico riportata all'albero del motore.

Sostituendo l'espressione di ω_{out} e riordinando convenientemente si ottiene

$$M_m = F_1(s) \omega_m + n_A n_B M_{LOAD} - F_2(s) M_{LOAD}$$

$$F_1(s) = \frac{s^3 J_M J_{out} n_B^2 + s^2 J_{out} n_B^2 B + s (J_M K_\Theta + J_{out} K_\Theta (n_A n_B)^2) + K_\Theta B}{s^2 n_B^2 J_{out} + K_\Theta}$$

$$F_2(s) = \frac{s^2 n_A n_B^3 J_{out}}{s^2 n_B^2 J_{out} + K_\Theta}$$

Nell'espressione della coppia erogata dal motore si distinguono tre termini, due caratterizzati da una natura transitoria mentre il terzo è costante. Se la coppia di carico è costante, a transitorio esaurito (dopo aver deformato il giunto torsionale e raggiunto la velocità desiderata) la coppia erogata dal motore è pari alla coppia di carico riportata a monte del sistema di trasmissione.

In **Figura 4.3** è riportato lo schema a blocchi complessivo del modello retroazionato che realizza l'attuatore VS-SEA. Nello schema il riferimento di coppia è sostituito da un riferimento di deformazione del giunto $\Delta\theta_{rif}$ perchè di fatto la coppia alla leva viene controllata attraverso la deformazione del giunto.

Il motore elettrico non presenta circuito di eccitazione quindi il controllo di corrente considera il flusso induttore costante. Come indica la **Figura 2.4**, la $backEMF = 5.4 [\frac{V}{1000rpm}]$ quindi $K_e \phi = 0.052 [\frac{V}{rad/sec}]$ mentre la costante di tempo elettrica $\frac{L_a}{R_a} \approx 182 \mu sec$.

Il motore viene alimentato attraverso un generatore PWM realizzato in software e

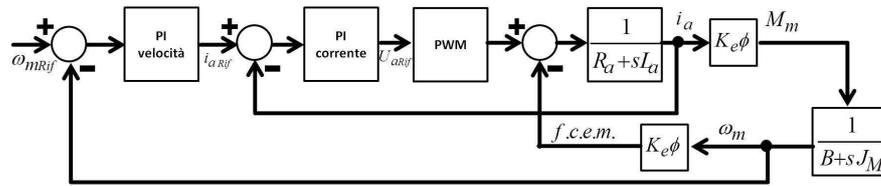


Figura 4.4: Modello del sistema privato dell'accoppiamento elastico costituito dal giunto.

La Figura 4.4 mostra il modello del sistema privato dell'accoppiamento elastico costituito dal giunto torsionale. Analizzando lo schema si può facilmente ricavare

$$\frac{I_a(s)}{U_{aRif}(s)} = \frac{B + s J_M}{(1 + s T_{PWM}) \left(s^2 J_M L_a + s(R_a J_M + L_a B) + R_a B + (K_e \phi)^2 \right)}$$

che definisce la dinamica del sistema che il controllore PI di corrente deve compensare. La Figura 4.5 mostra un esempio di compensazione basato sul modello teorico del sistema.

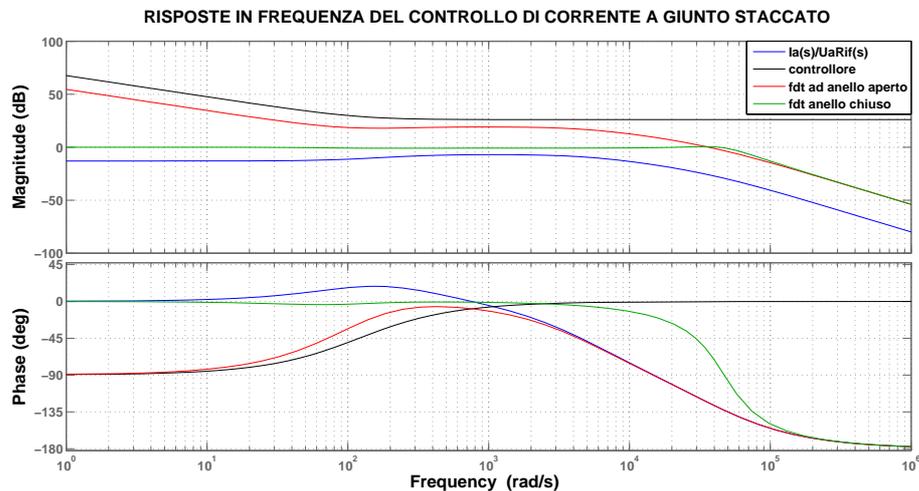


Figura 4.5: Taratura del controllo di corrente nel sistema privato dell'accoppiamento elastico costituito dal giunto. Si distinguono la risposta in frequenza da compensare in blu, il controllore in nero, il controllo in catena aperta in rosso e il controllo in catena chiusa in verde.

4.1.2 Taratura del controllo PI di velocità

Anche il controllo di velocità è tarato disaccoppiando la trasmissione a monte del giunto elastico da quella a valle del giunto.

Osservando lo schema di **Figura 4.4** si ricava

$$\frac{\Omega_m(s)}{I_{a_{Rif}}(s)} = \frac{K_e \phi}{B + s J_M} \cdot \frac{I_a(s)}{I_{a_{Rif}}(s)}$$

dove $\frac{I_a(s)}{I_{a_{Rif}}(s)}$ è la funzione di trasferimento che esprime la dinamica dell'anello di controllo della corrente precedentemente calcolato.

La **Figura 4.6** mostra un esempio di taratura del controllo PI di velocità.

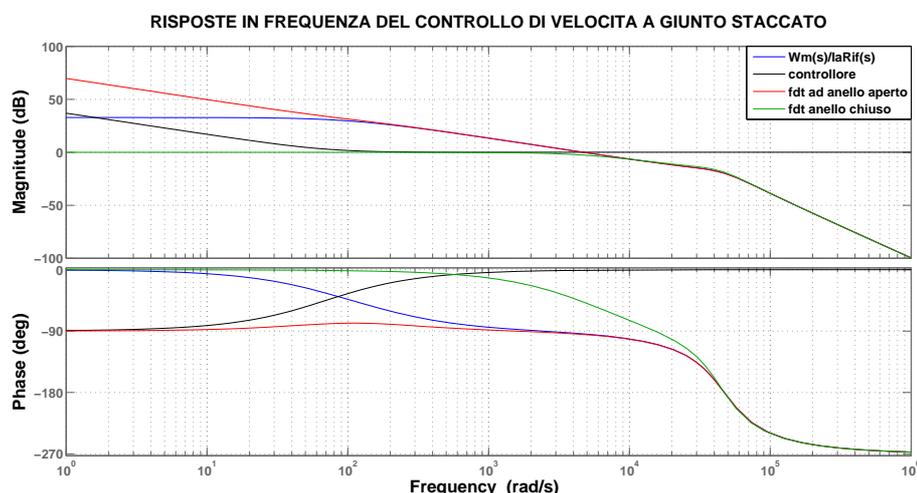


Figura 4.6: Taratura del controllo PI di velocità nel sistema privato dell'accoppiamento elastico costituito dal giunto. Si distinguono la risposta in frequenza da compensare in blu, il controllore in nero, il controllo in catena aperta in rosso e il controllo in catena chiusa in verde.

4.1.3 Controllo di corrente

A questo punto l'accoppiamento elastico può essere ristabilito e si può valutare il comportamento effettivo del controllo di velocità del motore nello schema di controllo di **Figura 4.3**.

La coppia M_{LOAD} agisce come un disturbo per il controllo di basso livello perchè questo controllo è progettato per inseguire un riferimento di forza imposto dal

controllo di alto livello. Considerando quindi nullo il disturbo M_{LOAD} , si può scrivere

$$I_a(s) = \frac{1}{Ra + sLa} \left[\frac{1}{1 + s T_{PWM}} U_{arif}(s) - \frac{(K_e \phi)^2}{F_1(s)} I_a(s) \right]$$

Riscrivendo opportunamente si ricava la funzione di trasferimento

$$\frac{I_a(s)}{U_{arif}(s)} = \frac{s^3 N_3 + s^2 N_2 + s N_1 + N_0}{(1 + s T_{PWM})(s^4 D_4 + s^3 D_3 + s^2 D_2 + s D_1 + D_0)}$$

$$N_3 = J_M J_{out} n_B^2$$

$$N_2 = J_{out} n_B^2 B$$

$$N_1 = J_M K_\Theta + J_{out} K_\Theta (n_A n_B)^2$$

$$N_0 = K_\Theta B$$

$$D_4 = L_a J_M J_{out} n_B^2$$

$$D_3 = Ra J_M J_{out} n_B^2 + J_{out} n_B^2 B L_a$$

$$D_2 = L_a \left(J_M K_\Theta + J_{out} K_\Theta (n_A n_B)^2 \right) + J_{out} n_B^2 (K_e \phi)^2 + J_{out} n_B^2 B Ra$$

$$D_1 = Ra \left(J_M K_\Theta + J_{out} K_\Theta (n_A n_B)^2 \right) + L_a K_\Theta B$$

$$D_0 = (K_e \phi)^2 K_\Theta + Ra K_\Theta B$$

che indica la dinamica tra l'ingresso in tensione che alimenta il generatore PWM e la corrente di armatura. In **Figura 4.7** si vede la risposta in frequenza effettiva che il controllo PI di corrente precedentemente calcolato deve compensare. Il fatto di avere un valore di J_M non trascurabile induce la presenza di una frequenza di risonanza del sottosistema meccanico a monte del giunto elastico. Il sistema di trasmissione a monte del giunto e quello a valle hanno frequenze di risonanza paragonabili. Di fatto la trasmissione può essere pensata come un sistema eccitato alla base, ovvero un sistema che presenta un comportamento simile a quello dell'amortizzatore di un'auto; la variazione della corrente del motore e quindi della coppia che esso genera può essere paragonata ad una variazione del profilo stradale che si ripercuote a valle del sistema amortizzante con effetti che dipendono dal contenuto frequenziale della sollecitazione stessa.

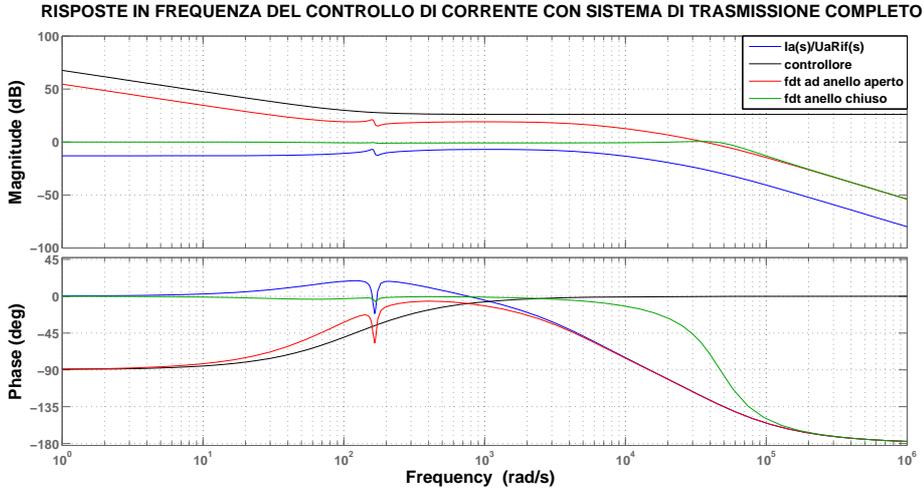


Figura 4.7: Risposte in frequenza relative all'anello di controllo della corrente: si distinguono il sistema da controllare in blu, il compensatore in nero, il controllo in catena aperta in rosso e il controllo in catena chiusa in verde.

4.1.4 Controllo di velocità

Dallo schema a blocchi di Figura 4.3 si ricava l'effettiva funzione di trasferimento che lega la velocità angolare del motore e il riferimento di corrente calcolato dal controllo di velocità:

$$\frac{\Omega_m(s)}{I_{a_{rif}}(s)} = \frac{s^2 n_B^2 J_{out} K_e \phi + K_\Theta K_e \phi}{s^3 J_M J_{out} n_B^2 + s^2 J_{out} n_B^2 B + s (J_M K_\Theta + J_{out} K_\Theta (n_A n_B)^2) + K_\Theta B} \cdot \frac{I_a(s)}{I_{a_{rif}}(s)}$$

dove $\frac{I_a(s)}{I_{a_{rif}}(s)}$ costituisce la dinamica dell'anello di corrente precedentemente definita. Sulla base di quest'ultima si ricavano le funzioni di trasferimento di Figura 4.8, dove è visibile il comportamento del controllore di velocità tarato in assenza di accoppiamento elastico. Come si vede dal grafico relativo al guadagno della funzione di trasferimento, esso tende ad annullarsi in corrispondenza di una pulsazione molto bassa a causa di due zeri puramente immaginari legati alla risonanza e non compensabili dal PI di velocità, che influenzano anche la dinamica del controllo di velocità ad anello chiuso. Generando un riferimento di corrente alla frequenza di risonanza, il sistema ideale oscillerebbe alla stessa frequenza generando una compensazione esatta della coppia generata attraverso il riferimento

di corrente, mantenendo di fatto il motore fermo.

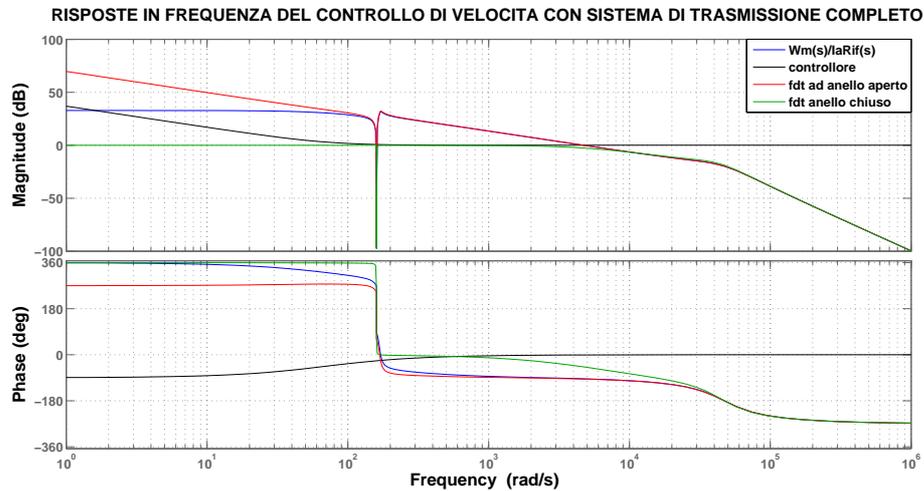


Figura 4.8: Risposte in frequenza relative all’anello di controllo della velocità angolare del motore: si distinguono il sistema da controllare in blu, il compensatore in nero, il controllo in catena aperta in rosso e il controllo in catena chiusa in verde.

4.1.5 Controllo di coppia

Il controllo di coppia viene tarato in presenza dell’accoppiamento elastico nel sistema di trasmissione.

Il controllo della coppia agente sulla manopola si concretizza in un controllo dell’angolo di torsione del giunto elastico rispetto alla condizione di equilibrio.

Ricordando l’espressione della coppia erogata dal motore e osservando lo schema di Figura 4.3 si può scrivere

$$\Delta\theta = \frac{1}{K_{\Theta} n_A} \left(F_1(s) - (B + s J_M) \right) \omega_m$$

Sostituendo l’espressione di $F_1(s)$ e riordinando convenientemente si scrive

$$\frac{\Delta\theta(s)}{\Omega_{m_{rif}}(s)} = \frac{s J_{out} n_A n_B^2}{s^2 J_{out} n_B^2 + K_{\Theta}} \cdot \frac{\Omega_m(s)}{\Omega_{m_{rif}}(s)}$$

dove $\frac{\Omega_m(s)}{\Omega_{m_{rif}}(s)}$ è la funzione di trasferimento che descrive la dinamica dell’anello di controllo della velocità del motore precedentemente calcolato.

La Figura 4.9 mostra la risposta in frequenza del sistema da controllare, in catena aperta e chiusa, e del controllore.

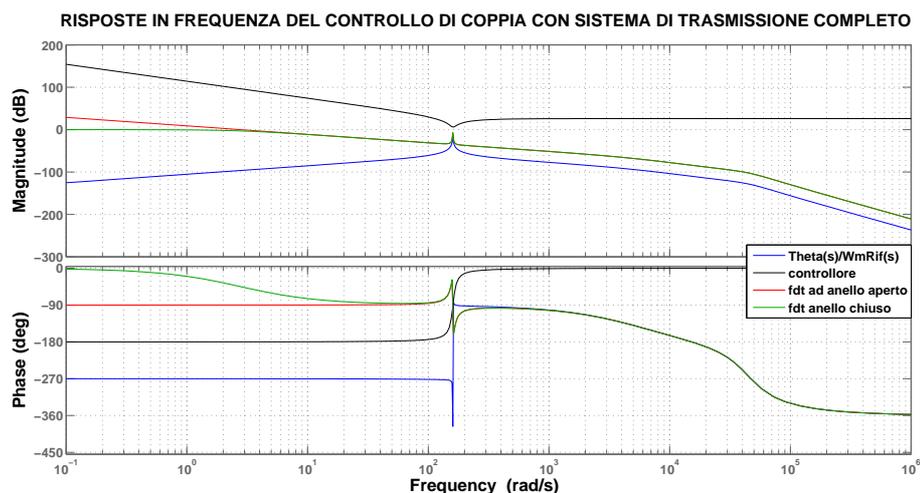


Figura 4.9: Risposte in frequenza relative all'anello di controllo della coppia generata dall'attuatore VS-SEA: si distinguono il sistema da controllare in blu, il compensatore in nero, il controllo in catena aperta in rosso e il controllo in catena chiusa in verde.

Come indicato in [4] il controllore SEA è costituito da un doppio integratore per avere errore a regime nullo e da una coppia di zeri complessi coniugati che attraggono i poli risonanti presenti nella funzione di trasferimento $\frac{\Delta\theta(s)}{\Omega_{m,ri f}(s)}$. L'analisi svolta del controllo di basso livello che realizza assieme alla meccanica l'attuatore VS-SEA è di tipo qualitativo. Il dimensionamento dei parametri dei controllori è basato sulla risposta in frequenza del modello teorico del sistema da controllare e vuole essere una conferma della validità delle strutture di controllo scelte per i vari loop di controllo. La taratura effettiva viene effettuata sul prototipo dell'ortesi, essendo i fenomeni di attrito e le caratteristiche reali della struttura difficilmente modellizzabili.

4.2 Algoritmo riabilitativo

Il riferimento di coppia inseguito dall'attuatore VS-SEA è generato da un controllo di alto livello implementato nel controllore real-time NI cRIO-9002.

Il software che realizza il controllo riabilitativo di alto livello implementa varie forme di terapia.

La più semplice è rappresentata dalla movimentazione libera a coppia costante, nella quale è richiesto al paziente di compiere liberamente il movimento di flessione-estensione ostacolato però da una coppia generata dal robot; questa terapia permette il recupero del tono muscolare.

Una seconda strategia realizza un controllo PID di posizione e guida la mano del paziente nel movimento di flessione-estensione lungo una traiettoria pianificata impedendo di fatto errori cinematici di inseguimento di traiettoria.

Durante la fase di calibrazione dell'ortesi, il controllo di alto livello memorizza il range d'azione definito dalle due battute meccaniche; su questo range pianifica una traiettoria che costituisce la legge di moto di riferimento per la movimentazione. La traiettoria è un polinomio di grado 5 che specifica l'orientazione $q(t)$ della manopola secondo la relazione

$$q(t) = p_5 \left(\frac{t}{T}\right)^5 + p_4 \left(\frac{t}{T}\right)^4 + p_3 \left(\frac{t}{T}\right)^3 + p_2 \left(\frac{t}{T}\right)^2 + p_1 \left(\frac{t}{T}\right) + p_0$$

Imponendo orientazione iniziale e finale (definite intrinsecamente dalle battute meccaniche), velocità iniziale e finale nulle, accelerazione iniziale e finale nulle, si calcolano i sei coefficienti $p_5 \dots p_0$ ottenendo

$$q(t) = q_{iniziale} + \left(q_{finale} - q_{iniziale}\right) \left[6\left(\frac{t}{T}\right)^5 - 15\left(\frac{t}{T}\right)^4 + 10\left(\frac{t}{T}\right)^3\right]$$

La traiettoria viene ricalcolata iterativamente ogni volta che la leva giunge in prossimità di una battuta meccanica, determinando la legge di moto di riferimento sia per il movimento di flessione che per quello di estensione.

La quantità T costituisce la durata di riferimento della movimentazione (flessione o estensione) imposta dal terapeuta attraverso l'interfaccia utente; viene confrontata con la durata effettiva del movimento e ridotta proporzionalmente ai miglioramenti dimostrati dal paziente.

La strategia riabilitativa principale per cui l'ortesi è stata progettata è nota in

campo clinico come *assistance-as-needed*, la cui filosofia consiste nel fornire assistenza meccanica al paziente per aiutarlo a compiere completamente il movimento desiderato ma in misura non più che necessaria per raggiungere l'obiettivo.

Il principio che sta alla base di questo approccio si basa sul fatto che fornire troppa assistenza causa una diminuzione della partecipazione del paziente mentre un controllo rigido che impedisca gli errori, priva il paziente dello stimolo intrinseco principale al processo di recupero. D'altra parte però, fornire troppa poca assistenza riduce l'ampiezza del movimento, limita il numero di ripetizioni del movimento realizzabili dal paziente, e in qualche caso rende impossibile realizzare il task motorio prefissato, causando frustrazione, diminuendo la motivazione all'allenamento e riducendo quindi il recupero di neuro plasticità.

Come descritto nel **Capitolo 1**, esistono risultati evidenti che mettono in relazione l'adattamento del sistema neuromotorio ad un ambiente dinamico nuovo o diverso con la costruzione di un modello interno attraverso cui viene calcolata l'attivazione muscolare necessaria ad interagire con tale ambiente.

Studi recenti (Donchin et al. 2003; Emken and Reinkensmeyer 2005; Scheidt et al. 2001; Thoroughman and Shadmehr 2000) hanno dimostrato come l'evoluzione dell'errore cinematico durante l'interazione con un campo di forze è ben descritta dal modello ARX

$$e_{i+1} = a_1 e_i + b_1 F_i + b_0 F_{i+1}$$

dove $e_i = x_d - x_i$ rappresenta una misura scalare dell'errore cinematico di inseguimento di una traiettoria nota (x_d è la posizione desiderata), F_i è una misura scalare del campo di forze che caratterizza l'ambiente dinamico mentre a_0, b_0, b_1 sono coefficienti costanti.

Come indica [5], il sistema neuromotorio impara ad interagire con un ambiente dinamico secondo una legge di apprendimento

$$u_{i+1} = f u_i + g e_i$$

dove u_i è il comando motorio, f il coefficiente di *forgetting* mentre g è il *learning gain*. Questa relazione è diretta conseguenza della minimizzazione di una funzione costo che pesa contemporaneamente l'errore cinematico e lo sforzo richiesto dalla movimentazione.

Esistono quindi evidenze secondo le quali il sistema neuromotorio interagisce con un ambiente dinamico sconosciuto cercando di costruirne un modello; il metodo di apprendimento sfrutta l'errore cinematico e insegue contemporaneamente la minimizzazione dell'errore e l'efficienza energetica.

Stando a questi risultati, risulta di fondamentale importanza allenare il paziente a compiere determinati movimenti fornendo l'assistenza strettamente necessaria; l'interazione attiva del paziente con la terapia riabilitativa e gli errori nell'eseguirli costituiscono il feedback attraverso cui il sistema neuromotorio apprende qual'è l'attivazione muscolare necessaria per eseguire un determinato task in modo preciso e con il minor sforzo possibile.

Come delineato [6], la forza R_{i+1} che il robot deve esercitare per fornire l'assistenza strettamente necessaria, può essere calcolata attraverso la minimizzazione di una funzione costo

$$J = \frac{1}{2}e_{i+1}^2 + \frac{\lambda_R}{2}R_{i+1}^2$$

in cui il fattore λ_R permette di pesare in modo differente l'errore cinematico rispetto alla forza esercitata dal robot R_{i+1} .

Se definiamo la difficoltà motoria del paziente come un campo di forze fittizio I_i che sfavorisce il movimento, possiamo scrivere la misura scalare del campo di forze con cui interagisce l'arto in riabilitazione come $F_i = I_i + R_i$. Assumendo che l'errore cinematico che caratterizza la terapia sia ben descritto dal modello ARX riportato precedentemente, possiamo scrivere

$$e_{i+1} = a_1 e_i + b_1 I_i + b_1 R_i + b_0 I_{i+1} + b_0 R_{i+1}$$

Il minimo della funzione costo relativamente all'azione del robot si può trovare come

$$\frac{\partial J}{\partial R_{i+1}} = e_{i+1} \frac{\partial e_{i+1}}{\partial R_{i+1}} + \lambda_R R_{i+1} = 0$$

da cui deriva

$$R_{i+1} = -\frac{b_0}{\lambda_R}e_{i+1} = -\frac{b_0 b_1}{\lambda_R + b_0^2}R_i - \frac{b_0 a_1}{\lambda_R + b_0^2}e_i - \frac{b_0}{\lambda_R + b_0^2}(b_1 I_i + b_0 I_{i+1})$$

Da questa relazione si vede come l'assistenza del robot al passo successivo dipenda dall'assistenza attuale tramite un *fattore di forgetting*, dall'errore cinematico

attuale attraverso un *fattore di guadagno* e dalla neuroplasticità del paziente attraverso un *fattore di feedforward*.

L'analisi dei coefficienti secondo [6] e il fatto che la neuroplasticità del paziente può considerarsi costante durante la terapia comportano che il termine di feedforward può essere conglobato nell'inizializzazione di R_i inquadrando la terapia nella struttura

$$R_{i+1} = f R_i + g e_i$$

identica a quella che caratterizza la dinamica di apprendimento del sistema neuromotorio.

L'assistenza R_i fornita dall'ortesi si esplica attraverso la coppia applicata alla manopola dove sono inserite le dita della mano; la terapia consiste nell'assistere un movimento di flessione-estensione.

Il controllo riabilitativo calcola all'istante t l'errore di posizione $e(t) = q_d(t) - q_{eff}(t)$, dove q_d è l'orientazione desiderata (determinata dal pianificatore di traiettoria) mentre q_{eff} è l'orientazione effettiva della manopola, e determina la coppia da applicare alla leva in relazione all'errore e alla coppia calcolata all'istante $t - 1$; $e(t)$ moltiplica il *fattore di guadagno* e rappresenta l'azione proporzionale mentre il *fattore di forgetting* regola l'intensità dell'azione integrale del controllo. Se $f = 1$, il controllo aumenta la coppia erogata finché l'errore di posizione non si annulla e poi la mantiene costante; questo potrebbe indurre il paziente a farsi trascinare nella terapia, quindi $f < 1$ riduce progressivamente la coppia applicata dal robot. D'altro canto però se $f = 0$ e il paziente non collabora, la movimentazione potrebbe non essere completata dato che il *fattore di guadagno* è volutamente insufficiente per generare la coppia necessaria ad annullare l'errore di inseguimento. Infatti se questo guadagno fosse elevato, l'assistenza fornita al paziente sarebbe istantaneamente sufficiente per riportarlo in traiettoria, annullando difatti la possibilità di commettere errori.

Il *fattore di guadagno* non assume un valore costante ma è funzione dell'errore di inseguimento; la relazione utilizzata è

$$gain(e) = \left[\frac{e}{e_{wall}} \right]^3 + g_{forward} \cdot sign(e)$$

e di conseguenza l'assistenza (in termini di coppia erogata) fornita dall'ortesi viene calcolata secondo l'equazione ricorsiva

$$c(t) = f c(t - 1) + \text{gain}(e(t)) e(t)$$

In questo scenario, il controllo di alto livello pianifica ogni movimentazione (flessione o estensione) imponendo un riferimento di posizione; rispetto a questo riferimento di posizione calcola ad ogni istante di campionamento l'errore di inseguimento di traiettoria e lo moltiplica per la funzione $\text{gain}(e)$. Fintanto che l'errore di inseguimento è minore del valore e_{wall} , il guadagno è praticamente costante e pari a $g_{forward}$; quando l'errore di inseguimento supera il valore e_{wall} il guadagno cresce con il cubo dell'errore. Attraverso la scelta opportuna di $g_{forward}$ e del *fattore di forgetting*, l'assistenza fornita dall'ortesi cresce in modo progressivo fintantochè l'errore rimane inferiore al valore e_{wall} , mentre cresce esponenzialmente quando tale valore viene superato. Il parametro e_{wall} permette di definire un "muro" di coppia attorno al riferimento di posizione; in questo modo il controllo impedisce di fatto errori di inseguimento molto maggiori del valore e_{wall} .

L'azione integrale realizzata dal *fattore di forgetting* rende progressiva l'assistenza robotica alla terapia; senza tale contributo l'azione proporzionale dovrebbe essere sufficiente per generare coppia tale da annullare qualsiasi errore di inseguimento e questo si tradurrebbe in una assistenza simile per comportamento ad una molla. Impedire l'errore gioca a sfavore del recupero neuromotorio come spiegato nel **Capitolo 1**.

Il $g_{forward}$ costituisce insieme a T la parte adattabile della terapia riabilitativa; miglioramenti dell'abilità di inseguimento delle traiettorie possono essere accompagnati dalla diminuzione di questi parametri, in modo da sottoporre il paziente a terapie più impegnative con assistenza robotica via via meno influente.

Quest'ultimo algoritmo riabilitativo non è stato definito completamente nel software di controllo.

Capitolo 5

Implementazione del controllo

5.1 Architettura del controllo

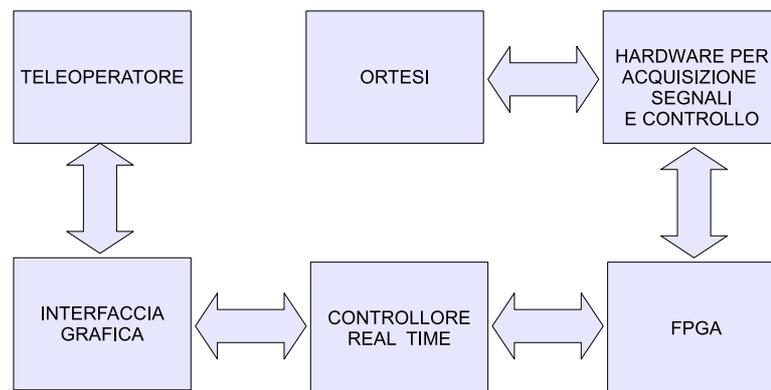


Figura 5.1: Architettura generale del sistema di controllo dell'ortesi.

Come si può vedere nella Figura 5.1 il controllo dell'ortesi è sviluppato su tre livelli:

- il livello FPGA;
- il livello REAL TIME;
- il livello INTERFACCIA GRAFICA;

5.1.1 Il livello FPGA

Il livello FPGA è un livello necessario perchè costituisce l'unica interfaccia possibile tra l'hardware preposto al controllo e all'acquisizione dei segnali e il controllore real time; quest'ultimo trova accesso diretto alle risorse hardware disponibili solamente attraverso la loro mappatura su FPGA.

Il modulo di programmazione NI LabVIEW FPGA Module mette a disposizione delle vie di accesso diretto ai dispositivi collegati e solo attraverso queste vie dedicate è possibile acquisire segnali provenienti dai dispositivi o generare segnali di controllo.

Il livello FPGA implementa il controllo VS-SEA descritto dettagliatamente nella prima parte del **Capitolo 4**.

Per realizzare tale controllo, il codice scritto in linguaggio LabVIEW è costituito da tre cicli di tipo *While-do* che ciclano con velocità differenti e implementano ciascuno l'algoritmo di controllo (PI, PI, SEA) dell'anello che regolano; il loop di coppia genera il riferimento di velocità per il loop di velocità che a sua volta genera il riferimento di corrente per il loop di corrente più interno e quindi più veloce (vedi **Figura ??**).

I tre loop di controllo e quindi i relativi algoritmi eseguono operazioni su numeri interi (mA nel caso del loop di corrente, impulsi nel tempo ciclo per il controllo di velocità e impulsi per il controllo di coppia); infatti le ridotte capacità di calcolo dell'FPGA e la semplicità degli algoritmi hanno guidato la scelta di operare con numeri interi piuttosto che con numeri in virgola fissa evitando così inutili e onerose (dal punto di vista delle risorse di calcolo) conversioni.

L'uscita del loop di corrente è invece il riferimento per il generatore di segnale PWM che fisicamente accende e spegne l'alimentazione del motore attraverso il modulo cRIO-9505. Il generatore di PWM altro non è che una struttura di tipo *While-do* prioritaria che cicla alla massima velocità permessa dall'FPGA (40MHz) costruendo a passi di 25nsec la forma d'onda del segnale PWM. Tale segnale è un'onda quadra di frequenza 20KHz (modificabile in calibrazione), di dutycycle variabile, e con ampiezza compresa tra zero e il valore di tensione con cui si alimenta il modulo cRIO-9505; un controllo aggiuntivo permette di impostare via

software il verso di rotazione del motore (ovvero l'hardware del modulo di controllo del motore inverte la polarità della tensione). Il dutycycle del segnale PWM non può variare tra lo 0 e il 100%; infatti National Instruments raccomanda che la durata minima dell'impulso sia $\geq 2\mu\text{sec}$, ovvero il dutycycle può variare con continuità nel range $4 \div 96\%$ (se $f_{PWM} = 20\text{KHz}$). Questa limitazione si ripercuote sull'alimentazione del motore, dato che alimentando il modulo cRIO-9505 a 24V, la minima tensione generabile è 0.96V. Diventa quindi difficoltoso il controllo della corrente del motore alle bassissime velocità perchè, non essendo permessi valori intermedi, la tensione di alimentazione del motore passa di continuo dal valore 0V al valore 0.96V (vedi Figura ??)

Attraverso un accesso software diverso relativo sempre al modulo cRIO-9505, viene monitorata la corrente del motore. La lettura della corrente è soggetta a dei ritardi intrinseci dovuti al campionamento di un segnale e al suo trasferimento su bus: come indicato da National Instruments (precisamente alla voce dell'*Help* relativa al modulo cRIO-9505), tali ritardi possono essere compensati anticipando il segnale di triggering con cui si campiona la corrente. Il segnale di triggering proviene dal generatore di PWM che calcolando l'anticipo necessario fa in modo che il campionamento della corrente avvenga esattamente a metà T_{on} (essendo $\frac{1}{f_{PWM}} = T_{pwm} = T_{on} + T_{off}$ il periodo del segnale di PWM). Il campionamento di corrente viene gestito da un altro loop che attende il trigger, campiona e trasforma il segnale in mA; questo valore viene scritto su una variabile locale e utilizzato come segnale di feedback dal loop di controllo della corrente.

Lo stesso modulo cRIO-9505 acquisisce, condiziona e rende disponibile il segnale dell'encoder incrementale callettato sull'albero del motore; i tre canali dell'encoder sono accessibili attraverso porte specifiche rese disponibili dal modulo FPGA e vengono scansionate in uno specifico ciclo *While-do* prioritario che rileva i fronti d'onda (sia di salita che di discesa) dei segnali e genera un contatore di impulsi incrementale che attraverso una variabile locale va a costituire il segnale di feedback del loop di velocità (vedi Figura ??).

Una struttura *While-do* identica rileva gli impulsi provenienti dall'encoder

preposto alla misura della deformazione del giunto elastico; questo encoder è collegato al sistema tramite il modulo di acquisizione di segnali digitali cRIO-9411. Il livello FPGA vede ancora due loop nella sua struttura: il primo è un semplice countdown mentre il secondo è un ciclo che monitora lo stato del driver e il controllo di disabilitazione dello stesso.

Il countdown è stato inserito come primo stadio di sicurezza software: è un conto alla rovescia che può essere resettato solamente dal controllore real time e indica che effettivamente il controllore è attivo; se l'interfacciamento tra FPGA e livello real time viene meno, il countdown scade e il driver viene disabilitato via software. Il controllo che agisce sulla disabilitazione del driver viene monitorato insieme allo stato del driver (il controllo di disabilitazione corrisponde ad una proprietà del modulo NI 9505 modificabile via software mentre lo stato del driver corrisponde ad una proprietà accessibile in sola lettura) in un ciclo *While-do* separato; in questo ciclo, in serie al comando di *disable*, è predisposta anche la variazione di alcuni parametri di calibrazione come la frequenza di PWM, i guadagni dei controllori e i limiti di saturazione delle uscite degli stessi. In questo modo è possibile variare tali valori critici per il corretto funzionamento del controllo solamente quando il driver è disabilitato.

Tutte le variabili presenti nel software del livello FPGA, siano esse indicatori (variabili di sola lettura) o controlli (variabili scrivibili) sono accessibili dal controllore real time e attraverso di esse, in modo più o meno diretto, è accessibile l'hardware. Costituiscono perciò l'interfaccia tra il controllore real time e il chip FPGA e/o l'unica interfaccia possibile tra il controllore real time e l'hardware di acquisizione e controllo.

5.1.2 Il livello REAL TIME

Il controllore cRIO-9002 è gestito da un sistema operativo real-time che permette di avere tempi deterministici di esecuzione dei task e quindi di risposta del sistema.

Inoltre questo controllore permette di eseguire operazioni in virgola mobile, agevolando l'implementazione di algoritmi di controllo e analisi più sofisticati di quelli

implementabili su FPGA.

Il software che costituisce il livello REAL TIME è strutturato in quattro parti:

- una prima sezione di inizializzazione delle strutture dati utilizzate (code FIFO, semafori di sincronizzazione, variabili locali) e di sincronizzazione con l'FPGA: questa sezione viene eseguita per prima;
- una sezione che gestisce una comunicazione con l'interfaccia grafica secondo il protocollo UDP: il corretto funzionamento di questa sezione è indispensabile perchè il controllo dell'ortesi è possibile solamente attraverso l'interfaccia grafica;
- una sezione che interpreta i pacchetti ricevuti attraverso la comunicazione UDP e controlla il corretto funzionamento del software del livello REAL TIME nonché eventuali situazioni di emergenza: questa sezione costituisce il cervello del livello REAL TIME;
- infine una sezione paragonabile ad una macchina a stati finiti in cui l'unico evento atteso è un comando di cambio stato: si tratta quindi di una sezione passiva che esegue il codice relativo allo stato attivo demandando alla sezione precedente ogni processo decisionale.

La macchina a stati è inserita in un ciclo dedicato che viene eseguito in parallelo alla comunicazione e al controllo. Esegue i task previsti in un determinato stato (interfacciamento con FPGA, calcoli, invio dati e notifiche all'interfaccia grafica) monitorando l'evento di cambio stato.

Gli stati possibili sono:

- STOP: il driver viene disabilitato e il loop rimane in attesa di un comando di cambio stato.
- CALIBRAZIONE: il driver viene disabilitato, vengono impostati i valori di calibrazione tramite interfacciamento con FPGA e dopo riabilitazione del driver viene eseguita la procedura di calibrazione alla cui conclusione segue l'invio di una notifica all'interfaccia che risponde con un comando di STOP.

- TERAPIA: il driver viene abilitato e viene eseguita la terapia impostata per il tempo previsto oppure sino al verificarsi di un evento che comporta la conclusione anticipata della terapia; una notifica informa l'interfaccia grafica della conclusione della terapia che risponde con un comando di STOP.
- EMERGENZA: è una condizione indotta dallo stato *fault* del driver e rilevata attraverso la sezione di controllo del livello REAL TIME; nello stato EMERGENZA viene monitorato il driver e solamente al suo ripristino (stato *disable*) la macchina passa nello stato STOP e viene inviata una notifica all'interfaccia grafica.

Il livello REAL TIME invia una notifica all'interfaccia grafica per comunicare qual'è lo stato attivo locale prima di eseguirlo; tale notifica è essenziale perchè utilizzata dall'interfaccia come forma di sincronizzazione e il mancato recapito della stessa comporta un comando di STOP.

Logica di funzionamento del livello REAL TIME

Quando il controllore cRIO-9002 viene alimentato, vengono inizializzate le code FIFO, le variabili locali e i semafori di sincronizzazione che regolano l'accesso alle variabili sensibili al fine di evitare *race condition*¹. Viene dunque inizializzata la connessione UDP e a questo punto il software si mette in ascolto sulla porta di ingresso in attesa che l'interfaccia grafica invii un segnale di sincronizzazione. Contemporaneamente la macchina a stati finiti entra nello stato STOP e rimane in attesa di un evento di cambio stato. Come nel livello FPGA anche nel livello REAL TIME esiste un countdown che può essere resettato solamente da un comando proveniente dall'interfaccia grafica; questo countdown definisce la validità della connessione UDP.

Alla ricezione di un pacchetto di sincronizzazione proveniente dall'interfaccia grafica, il controllo resetta il countdown e attiva il flag indicatore di connessione UDP

¹Una *race condition* è una condizione che si verifica quando più parti di un software hanno accesso a risorse comuni e modificando lo stato delle stesse possono corrompere il funzionamento di un'altra sezione di codice.

valida (tale flag sblocca la trasmissione verso l'interfaccia); la connessione viene quindi ritenuta attiva e funzionante finchè la ricezione di pacchetti di sincronizzazione evitano lo scadere del countdown.

Tutte le sezioni del livello REAL TIME inviano dati, comandi o notifiche all'interfaccia grafica caricandole sulla coda FIFO di trasmissione. Questa coda viene gestita da un loop indipendente che verifica il flag di connessione UDP valida e poi spedisce i pacchetti uno dopo l'altro. La comunicazione prevede l'utilizzo di una notifica di avvenuta ricezione detta *acknowledge*. Quando un pacchetto necessita di notifica di avvenuta ricezione, dopo essere stato spedito ne viene inserita una copia in una coda FIFO che contiene la lista degli *acknowledge* attesi. Considerando che l'interfaccia grafica è programmata per lavorare nella stessa sottorete di cui fa parte il controllore, è certo che due pacchetti inviati sequenzialmente dal controllore cRIO-9002 vengono ricevuti dall'interfaccia con la stessa sequenza e quindi anche i relativi *acknowledge* verranno spediti al controllore nella medesima sequenza.

I pacchetti ricevuti vengono caricati nella coda FIFO di ricezione per essere poi interpretati sequenzialmente da un loop dedicato.

Quando il loop preposto trova un *acknowledge* nella coda FIFO di ricezione, lo confronta con il primo elemento della coda FIFO degli *acknowledge* attesi: se non corrispondono viene inviata una notifica di perdita di sincronizzazione all'interfaccia grafica. Questo controllo è necessario perchè la gestione del dispositivo è sequenziale e nella maggior parte delle situazioni possibili un comando ha senso se e solo se successivo ad un'altro.

La coda FIFO di ricezione contiene i pacchetti ricevuti ma anche pacchetti fittizi generati localmente e caricati in questa coda volutamente per costituire dei *segnalibro*. Ad esempio quando scade il countdown la notifica viene caricata sulla coda FIFO di ricezione come pacchetto fittizio: in questo modo la sua interpretazione dal loop preposto servirà come riferimento per considerare non più validi i pacchetti in coda, resettare le code FIFO e portare la macchina nello stato STOP. Anche il monitoraggio dello stato del driver utilizza lo stesso sistema di notifica locale.

Un loop prioritario si occupa infine di resettare il countdown del livello FPGA.

Una descrizione schematica di quanto appena detto si trova in A.

5.1.3 Il livello INTERFACCIA GRAFICA

L'interfaccia grafica è scritta in linguaggio LabVIEW e utilizza come piattaforma hardware un comune personal computer.

Il codice che realizza l'interfaccia grafica ha esattamente la stessa struttura di quello che realizza il livello REAL TIME: si ritrovano esattamente le sezioni inizializzazione, controllo, comunicazione e macchina a stati a cui se ne aggiunge una quinta preposta alla gestione della modalità teleoperazione.

L'interfaccia grafica è l'unico modo di controllare l'ortesi anche in modalità teleoperazione, perciò si costituisce come stazione di transito obbligato per i pacchetti scambiati tra unità di teleoperazione e controllore cRIO-9002.

Nell'interfaccia grafica la sezione di controllo è inserita all'interno della macchina a stati che diventa quindi il cervello del livello. Questa macchina a stati presenta una struttura più complessa di quella presente nel livello REAL TIME, ed è suddivisibile in tre sezioni che vengono eseguite sequenzialmente:

1. FILTRO EVENTI

In questa sezione vengono acquisite quattro informazioni fondamentali che sono lo stato attivo, lo stato precedente, l'evento precedente e lo stato attivo sul controllore real time. Attraverso queste informazioni la sezione modifica l'interfaccia video abilitando o disabilitando particolari controlli e/o visualizzatori, decide gli eventi attivi nel particolare stato attivo assegnando agli stessi una priorità.

2. ATTESA EVENTO

Questa sezione attua un polling su tutti gli eventi possibili, emergenze comprese. Il polling termina con il verificarsi del primo evento valido. Gli eventi generati dall'operatore attraverso l'interazione con i comandi presenti nell'interfaccia video sono subordinati ad una priorità decisa dal filtro eventi

e alla verifica dello stato attivo sul controllore real time². Gli eventi di emergenza invece non sono subordinati a nessuna condizione e determinano l'uscita immediata dal polling e la gestione degli stessi.

3. GESTIONE EVENTO

Questa sezione attua una politica di gestione dell'evento verificatosi in base allo stato attivo: ovvero uno stesso evento che si verifica in stati attivi diversi comporta gestioni differenti. La gestione delle emergenze è invece univoca.

Gli stati possibili nel livello interfaccia grafica sono:

- IDLE

In questo stato l'interfaccia video obbliga alla calibrazione qual ora non sia ancora stata effettuata oppure permette la calibrazione stessa o l'impostazione di una terapia. Si tratta dello stato di default in cui la macchina si viene a trovare all'accensione, dopo uno stop di terapia oppure dopo la gestione di una emergenza.

- IMPOSTAZIONI

In questo stato vengono evidenziati a video i parametri di calibrazione oppure di terapia. Da questo stato è possibile avviare la procedura di calibrazione oppure una terapia o anche tornare nello stato di IDLE.

- ESECUZIONE

In questo stato vengono riportati a video i dati di terapia ed è possibile bloccare ogni procedura in esecuzione sul controllore real time o reimpostare tale procedura.

- OK/ANNULLA

Si tratta di uno stato fantasma. Si interpone tra numerosi comandi e la loro effettiva esecuzione chiedendo conferma delle intenzioni all'operatore ma senza lasciare traccia nella memoria della macchina a stati.

²L'interfaccia grafica gestisce il controllore real time; essa verifica che lo stato attivo sul controllore corrisponda con lo stato imposto. Il controllore invia il proprio stato all'interfaccia che lo riceve e lo trascrive su una variabile locale monitorata nel polling.

- EMERGENZA

In questo stato l'interfaccia grafica è blindata mentre vengono elencate a video le cause che hanno causato l'emergenza. Viene indicato a video quali sono le procedure che l'operatore deve intraprendere per uscire dallo stato di emergenza.

Logica di funzionamento del livello INTERFACCIA GRAFICA

Quando viene eseguito il codice relativo all'interfaccia grafica, per prima cosa vengono inizializzate le code FIFO, i semafori di sincronizzazione e le variabili locali. A questo punto vengono aperte le porte UDP di ingresso e uscita. Conclusa la fase di inizializzazione, iniziano a girare contemporaneamente la sezione che gestisce la comunicazione con il controllore real time e la macchina a stati. Lo stato iniziale sarebbe lo stato IDLE, ma nel primo polling degli eventi il flag di connessione UDP valida non è attivo e perciò l'interfaccia entra immediatamente in emergenza. Nello stato di emergenza (indotto dal flag relativo alla connessione UDP) l'interfaccia segnala a video che la connessione non è attiva e tenta di comunicare con il modulo cRIO-9002 indicando anche l'indirizzo (nella sottorete di cui fa parte il controllore e il pc su cui gira l'interfaccia) a cui vengono spediti i pacchetti nonché le porte di ingresso e uscita della connessione UDP.

Come nel livello REAL TIME, tutti i pacchetti che devono essere spediti al controllore vengono caricati sulla coda FIFO di trasmissione.

L'interfaccia tenta di stabilire una connessione inviando un pacchetto di sincronizzazione; se il controllore è acceso è anche in ascolto e risponderà di conseguenza. La risposta del controllore viene ricevuta dall'interfaccia e determina l'attivazione del flag di connessione UDP valida. L'interfaccia esce quindi dallo stato di emergenza ed entra nello stato IDLE.

La sincronizzazione con il controllore real time avviene all'avvio dell'interfaccia, quando cade la connessione per problemi esterni al controllo ma anche in modo comandato. Come spiegato in 5.1.2, la comunicazione utilizza delle notifiche di avvenuta ricezione (acknowledge). Una sezione di codice interpreta i pacchetti ricevuti; quando tra questi trova un acknowledge, lo confronta con il primo elemento nella coda degli acknowledge attesi e se non corrispondono significa che la

sequenzialità dei pacchetti trasmessi/ricevuti è stata persa per qualche motivo. Non potendo ricostruire il passato degli eventi e delle azioni intraprese, l'interfaccia interrompe volontariamente la comunicazione con il controllore; a questo punto scade il countdown del livello REAL TIME e il controllore passa in uno stato di STOP. Contemporaneamente l'interfaccia è entrata in EMERGENZA e tenta una nuova connessione con il modulo cRIO-9002. Si tratta quindi di un reset forzato del controllo che risolve possibili incoerenze nella sequenzialità dei comandi che porterebbe ad un comportamento imprevedibile del software.

Quando la connessione UDP risulta valida, l'interfaccia permette il completo controllo dell'ortesi.

La macchina a stati attraverso l'interfaccia grafica permette di eseguire tutta una serie di operazioni di controllo.

Ogni pacchetto che deve essere spedito al controllore viene caricato sulla coda FIFO di trasmissione mentre ogni pacchetto proveniente dal controllore viene caricato nella coda FIFO di ricezione per essere interpretato. L'interpretazione scrive su variabili locali per rendere disponibili dati oppure interviene su dei flag per comunicare delle notifiche.

Tra gli altri pacchetti, di fondamentale importanza è la comunicazione da parte del controllore dello stato attivo nella macchina a stati del livello REAL TIME. Infatti l'interfaccia grafica comunica un cambio di stato al controllore e aspetta questa notifica per sincronizzarsi con esso. Prima della sincronizzazione l'interfaccia è inattiva, e se questa notifica non perviene entro un tempo prefissato causa una condizione di emergenza.

Le altre condizioni di emergenza, oltre alla mancata sincronizzazione e alla interruzione della connessione, sono condizioni operative che vengono trasmesse dal controllore all'interfaccia e sono la condizione di *fault* del driver oppure tempi di attivazione o disattivazione dello stesso eccessivamente lunghi.

Quando la terapia riabilitativa è in modalità *teleoperazione*, l'interfaccia rimane indispensabile al controllo. Quando la scelta della terapia ricade sulla teleoperazione, l'interfaccia attiva una sezione che tenta una connessione UDP con un indirizzo specifico; se tale connessione riesce (attraverso l'invio e la ricezione da

remoto di un pacchetto di sincronizzazione), l'interfaccia entra nello stato ESECUZIONE (lo stesso stato in cui si trova durante un'altra terapia oppure durante la calibrazione) mentre la sezione preposta si interpone tra controllore real time ed operatore remoto reindirizzando i pacchetti nell'una o nell'altra direzione. Il controllo dell'interfaccia rimane comunque attivo come durante l'esecuzione di una qualsiasi altra terapia.

5.2 Protocollo di comunicazione

5.2.1 Struttura del pacchetto

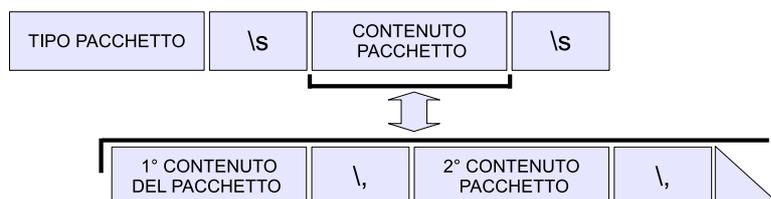


Figura 5.2: Struttura del pacchetto gestito nella comunicazione UDP tra interfaccia grafica e controllore real time.

Come si vede dalla Figura 5.2 il pacchetto che viene utilizzato nella comunicazione UDP tra interfaccia grafica e controllore real time è una stringa con una struttura predefinita.

I delimitatori di campo vengono utilizzati da uno “string tokenizer” per separare i vari campi del pacchetto. Il campo TIPO PACCHETTO indica la tipologia del pacchetto e viene utilizzato come discriminatore nell'interpretazione del campo CONTENUTO PACCHETTO, ovvero l'interpretazione del contenuto del pacchetto avviene secondo una struttura nota a priori specifica per ogni tipo di pacchetto.

5.2.2 Tipologie di pacchetto riconosciute dal livello REAL TIME

- TIPO PACCHETTO **ctrlTimer**

CONTENUTO PACCHETTO [**'empty string'**]

acknowledge richiesto

É il pacchetto di sincronizzazione con cui l'interfaccia grafica si sincronizza con il controllore cRIO-9002 e implica il reset del countdown del livello REAL TIME; il campo CONTENUTO PACCHETTO viene ignorato.

- TIPO PACCHETTO **start**

CONTENUTO PACCHETTO [**tipo terapia, durata terapia, durata movimentazione**]

acknowledge richiesto

É il comando con cui l'interfaccia grafica avvia la terapia e comanda il passaggio nello stato TERAPIA; nel campo CONTENUTO PACCHETTO il terzo dato (**durata movimentazione**) rappresenta il tempo impostato come riferimento per un singolo ciclo di movimentazione della mano.

- TIPO PACCHETTO **stop**

CONTENUTO PACCHETTO [**'empty string'**]

acknowledge richiesto

Comanda il passaggio nello stato STOP; il campo CONTENUTO PACCHETTO viene ignorato.

- TIPO PACCHETTO **calibrate**

CONTENUTO PACCHETTO [**start, stato calibrazione**] oppure [**ok, stato calibrazione**]

acknowledge richiesto

Comanda l'avvio della procedura di calibrazione attraverso il passaggio nello stato CALIBRAZIONE e costituisce successivamente una notifica dell'avvenuta interazione dell'operatore con la procedura di calibrazione attraverso l'interfaccia grafica. Il campo CONTENUTO PACCHETTO nella

prima forma avvia la procedura di calibrazione mentre nella seconda forma aggiorna lo stato della calibrazione dopo ogni intervento dell'operatore.

- TIPO PACCHETTO **teledata**

CONTENUTO PACCHETTO [**teleriferimento**, 'empty string', 'empty string', 'empty string', 'empty string', 'empty string']

acknowledge non richiesto

Contiene il riferimento di coppia elaborato proveniente da remoto.

- TIPO PACCHETTO **ack**

CONTENUTO PACCHETTO [**tipo pacchetto**]

acknowledge non richiesto

É la notifica di avvenuta ricezione di un pacchetto che la richiedeva; il campo CONTENUTO PACCHETTO contiene il campo TIPO PACCHETTO del pacchetto di cui questo acknowledge costituisce la notifica di ricezione.

- TIPO PACCHETTO **emergency**

CONTENUTO PACCHETTO [**locTimerOver**] oppure [**driverFault**] oppure [**driverEnableTimerOver**]

acknowledge non richiesto

É un pacchetto fittizio che il livello REAL TIME utilizza come notifica locale di emergenza. Il campo CONTENUTO PACCHETTO contiene il tipo di emergenza e può essere di tre tipi:

- [**locTimerOver**] indica countdown scaduto e comporta abbassamento del flag di connessione UDP valida e passaggio nello stato STOP;
- [**driverFault**] indica un errore del driver e comporta l'invio di una notifica all'interfaccia grafica e il passaggio nello stato EMERGENZA;
- [**driverEnableTimerOver**] indica un tempo troppo lungo per attivare/disattivare il driver e comporta l'invio di una notifica all'interfaccia grafica e il passaggio nello stato STOP.

5.2.3 Tipologie di pacchetto riconosciute dal livello INTERFACCIA GRAFICA

- TIPO PACCHETTO **activeState**

CONTENUTO PACCHETTO [**stato attivo**]

knowledge richiesto

Contiene lo stato attivo sul controllore real time e viene trasferito in una variabile locale del livello INTERFACCIA GRAFICA.

- TIPO PACCHETTO **data**

CONTENUTO PACCHETTO [**posizione attesa manopola, posizione reale manopola, coppia applicata attesa, coppia applicata reale, coppia motore, deformazione giunto elastico**]

knowledge non richiesto

Contiene i dati provenienti dal controllore real time che vengono visualizzati a video nell'interfaccia grafica.

- TIPO PACCHETTO **teledata**

CONTENUTO PACCHETTO [**posizione attesa manopola, posizione reale manopola, coppia applicata attesa, coppia applicata reale, coppia motore, deformazione giunto elastico**]

knowledge non richiesto

Contiene i dati provenienti dal controllore che vengono reindirizzati alla stazione di teleoperazione.

- TIPO PACCHETTO **ack**

CONTENUTO PACCHETTO [**tipo pacchetto**]

knowledge non richiesto

E' la notifica di avvenuta ricezione di un pacchetto che la richiedeva; il campo CONTENUTO PACCHETTO contiene il campo TIPO PACCHETTO del pacchetto di cui questo acknowledge costituisce la notifica di ricezione. Quando CONTENUTO PACCHETTO = ctrlTimer viene resettato il countdown locale.

- TIPO PACCHETTO **emergency**

CONTENUTO PACCHETTO [**driverFault**] oppure [**driverEnableTimerOver**]

acknowledge richiesto

E' una notifica di emergenza. La macchina locale passa nello stato EMERGENZA e mostra a video le cause interpretando il campo CONTENUTO PACCHETTO.

- TIPO PACCHETTO **locTimerOver**

CONTENUTO PACCHETTO [**'empty string'**]

acknowledge non richiesto

E' un pacchetto fittizio caricato sulla coda FIFO di ricezione come notifica di countdown locale scaduto. Il software passa nello stato EMERGENZA da cui tenta la riconnessione con il controllore real time.

ATTENZIONE: il countdown viene sfruttato dal controllo per risolvere perdite di sincronizzazione nella comunicazione. Quando si registra una perdita di sincronizzazione attraverso il controllo degli acknowledge attesi, il controllo blocca la connessione UDP. In questo modo fa scadere i countdown sia a livello interfaccia grafica che a livello REAL TIME con conseguente reset delle code di trasmissione, ricezione e degli acknowledge attesi.

5.3 Risultati sperimentali

5.3.1 Validazione del controllo

Sono state eseguite due tipologie di test, la prima per validare il controllo di basso livello mentre la seconda per validare il controllo di alto livello.

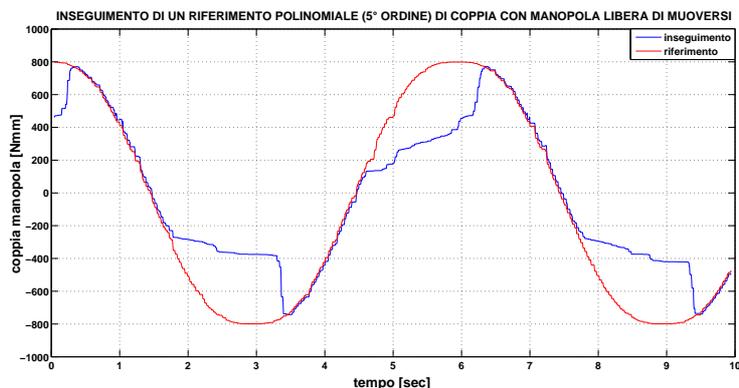
Le figure riportate in questa sezione sono ottenute esportando i grafici presenti nell'interfaccia grafica; tali grafici sono costruiti campionando a 100Hz le variabili nelle quali vengono scritte le informazioni sensibili inviate dal controllore real-time all'interfaccia grafica via UDP. La trasmissione dei dati avviene ad una frequenza non superiore ai 50Hz per non congestionare la comunicazione con conseguente perdita di sincronismo. Il campionamento dei dati da graficare avviene ad una frequenza maggiore perchè l'invio dei dati ed il "plotting" non sono sincronizzati.

Validazione del controllo di basso livello

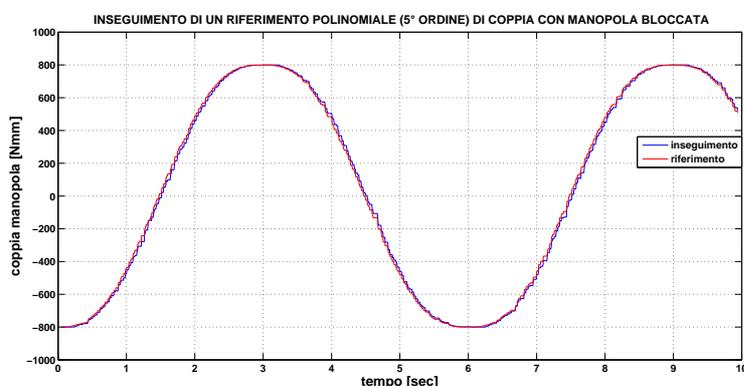
Il controllo dell'attuatore VS-SEA è stato testato generando un riferimento di coppia di tipo polinomiale del quinto ordine. Tale riferimento viene imposto dal controllore real-time all'FPGA, determinando una variazione della coppia desiderata all'asse della manopola tra $\pm 800 Nmm$.

La Figura 5.3a mostra l'inseguimento del riferimento di coppia quando la manopola è lasciata libera di muoversi. La costante elastica delle molle rende il giunto molto rigido rispetto all'intera trasmissione e di conseguenza l'inseguimento di coppia lavora bene quando sfrutta le battute meccaniche della manopola per comprimerle. I tratti di traiettoria di Figura 5.3a dove l'errore di inseguimento è elevato corrispondono allo spostamento della manopola da una battuta meccanica all'altra.

L'errore di inseguimento diventa trascurabile quando la manopola viene bloccata in una posizione qualsiasi, dato che in questo caso il controllo sfrutta tale situazione come una battuta meccanica fittizia per deformare il giunto elastico, come si può vedere in Figura 5.3b.



(a) Manopola libera di muoversi



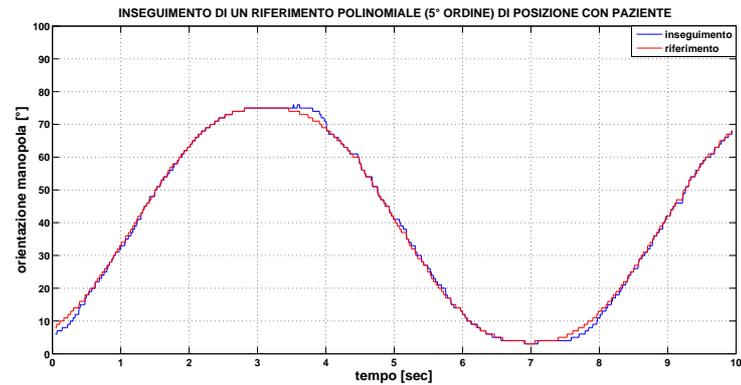
(b) Manopola bloccata

Figura 5.3: Inseguimento di un riferimento di coppia polinomiale del quinto ordine, con manopola libera di muoversi e con manopola bloccata.

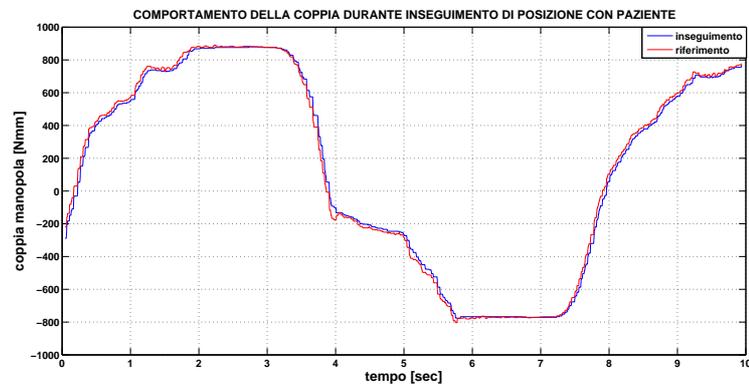
Validazione del controllo di alto livello

Per testare il controllo di alto livello viene imposto un riferimento di orientazione della manopola, mentre un algoritmo di tipo PID ne controlla l'inseguimento.

In fase di calibrazione vengono rilevate le posizioni delle due battute meccaniche (la battuta meccanica inferiore viene associata alla orientazione 0° mentre la battuta meccanica superiore viene associata al valore massimo nel range possibile, $\cong 100^\circ$) e tra questi due valori viene generato un riferimento di orientazione di tipo polinomiale del quinto ordine che determina la dinamica del movimento di flessione e di estensione della mano del paziente. L'orientazione della manopola (calcolata sfruttando la lettura dell'encoder motore e dell'encoder torsionale e



(a) Inseguimento di posizione



(b) Inseguimento del comando di coppia

Figura 5.4: Inseguimento PID di un riferimento di posizione del quinto ordine, con le dita della mano inserite nell'alloggiamento della manopola, e inseguimento del relativo comando di coppia generato dal controllo di posizione.

quindi soggetta ad imprecisioni dovute ai giochi presenti nella trasmissione) viene confrontata con il riferimento e il controllo PID compensa l'errore di inseguimento.

La Figura 5.4a mostra l'inseguimento del riferimento di orientazione durante un movimento di flessione-estensione controllata della mano di un soggetto sano che non oppone particolare resistenza al movimento. La Figura 5.4b mostra invece l'inseguimento del riferimento di coppia generato dal controllo PID per eseguire il test.

5.3.2 Interfaccia grafica di controllo e supervisione

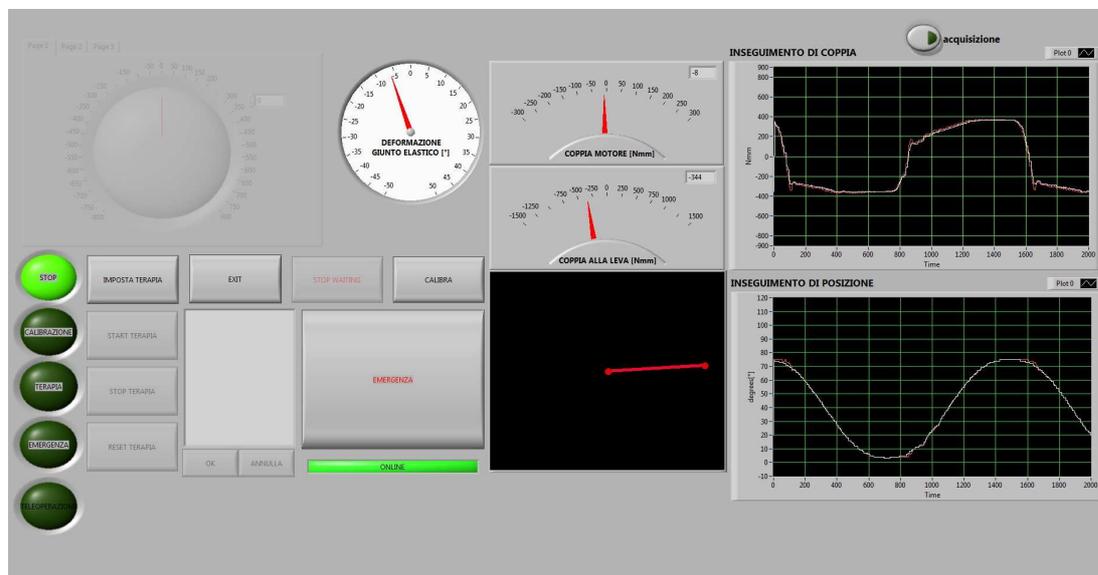


Figura 5.5: Interfaccia grafica realizzata.

L'interfaccia grafica permette il controllo diretto dell'ortesi e mostra a video i dati sensibili, sia sotto forma di indicatore sia graficamente.

Secondo quanto spiegato in 5.1.3, l'interfaccia cambia aspetto a seconda dello stato in cui si trova il livello INTERFACCIA GRAFICA, accompagnando l'utente attraverso le varie sequenze logiche che si possono verificare durante l'interazione con il terminale video.

Conclusioni

In questo lavoro di tesi è stato sviluppato l'azionamento dell'ortesi descritta nel **Capitolo 2**.

L'hardware scelto per il controllo ha vincolato anche all'utilizzo dell'ambiente di programmazione LabVIEW attraverso cui è stato sviluppato il software di controllo.

L'ambiente grafico di programmazione LabVIEW rende il codice sviluppato facilmente interpretabile. Le sezioni di codice possono essere isolate visivamente e modificate in modo selettivo.

Il modulo LabVIEW FPGA ha permesso di programmare in modo semplice il chip FPGA che realizza il controllo dell'attuatore di forza VS-SEA. Il controllo di coppia si è dimostrato soddisfacente in termini di prontezza e precisione.

In modo altrettanto semplice e diretto è stato realizzato il codice che implementa il controllo di alto livello attraverso il modulo di programmazione LabVIEW RealTime che permette di programmare il controllore real time. Il controllo di alto livello sfrutta l'attuatore VS-SEA per implementare degli algoritmi attraverso cui l'ortesi realizza un terapia riabilitativa della mano.

Infine l'interfaccia grafica si è dimostrata essere un valido contributo alla gestione dell'ortesi, guidando l'operatore attraverso le varie operazioni possibili e riportando a video dati di terapia e di controllo del robot.

Lo sviluppo futuro di questo lavoro può concretizzarsi nell'implementazione di algoritmi riabilitativi più sofisticati che rientrano nella categoria *assist-as-needed*. Tali algoritmi possono essere facilmente inseriti all'interno del codice esistente come nuove sottosezioni già previste nella struttura software realizzata.

Appendice A

Flowcharts

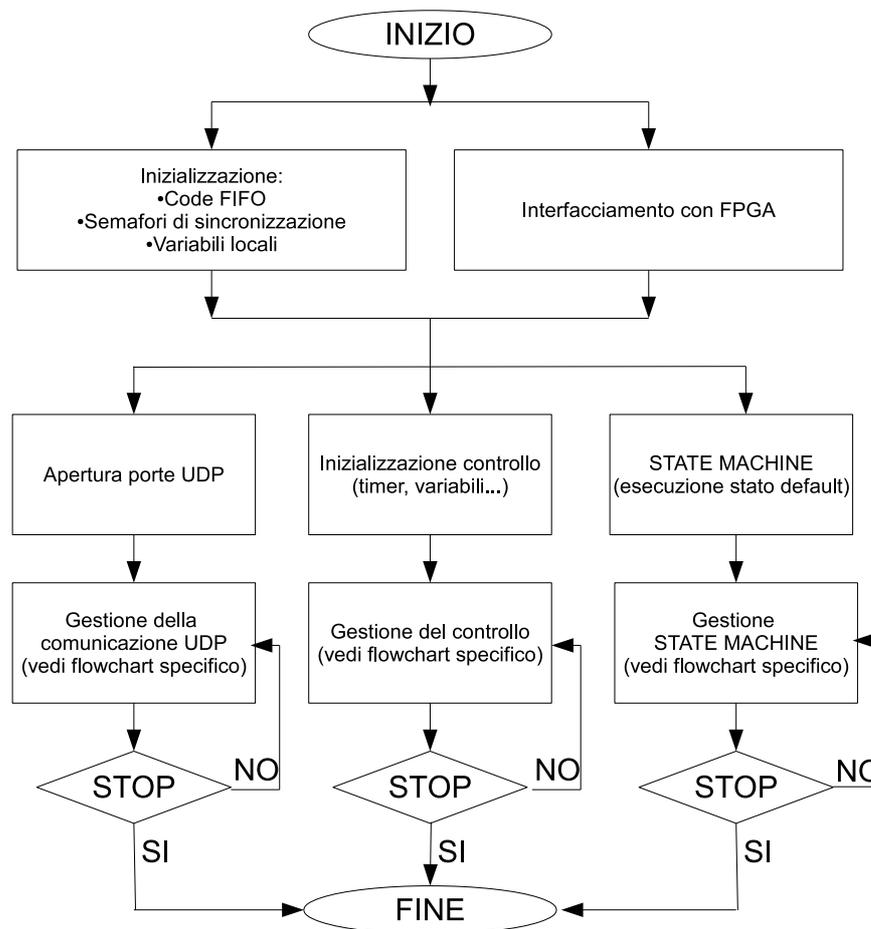


Figura A.1: Descrizione sommaria della struttura del livello REAL TIME.

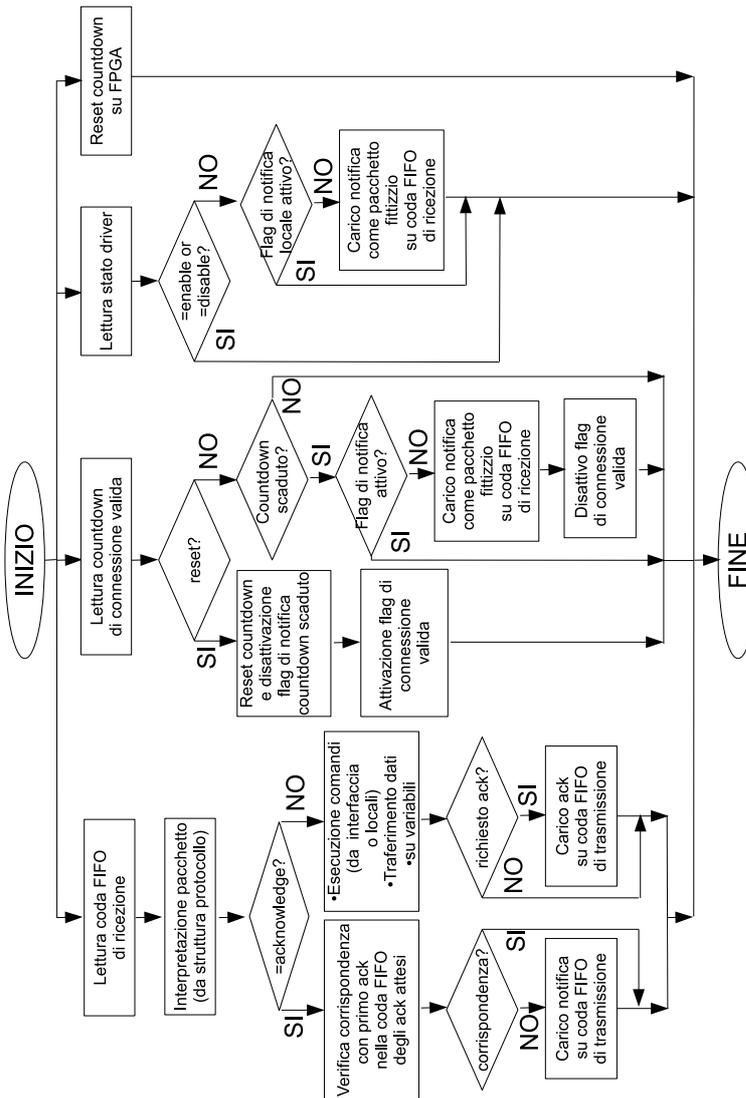


Figura A.2: Descrizione del blocco 'gestione controllo' di Figura A.4.

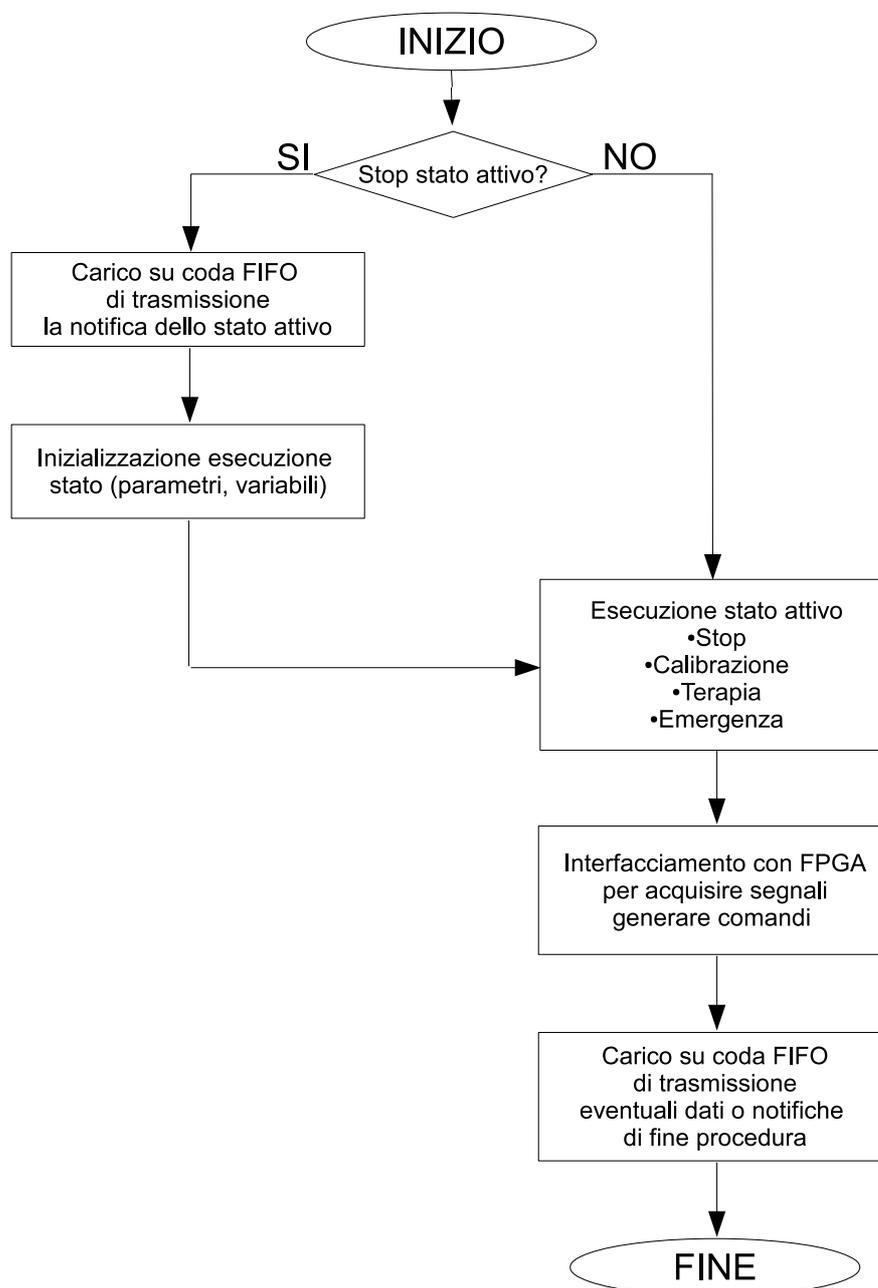


Figura A.3: Descrizione del blocco 'gestione STATE MACHINE' di Figura A.4.

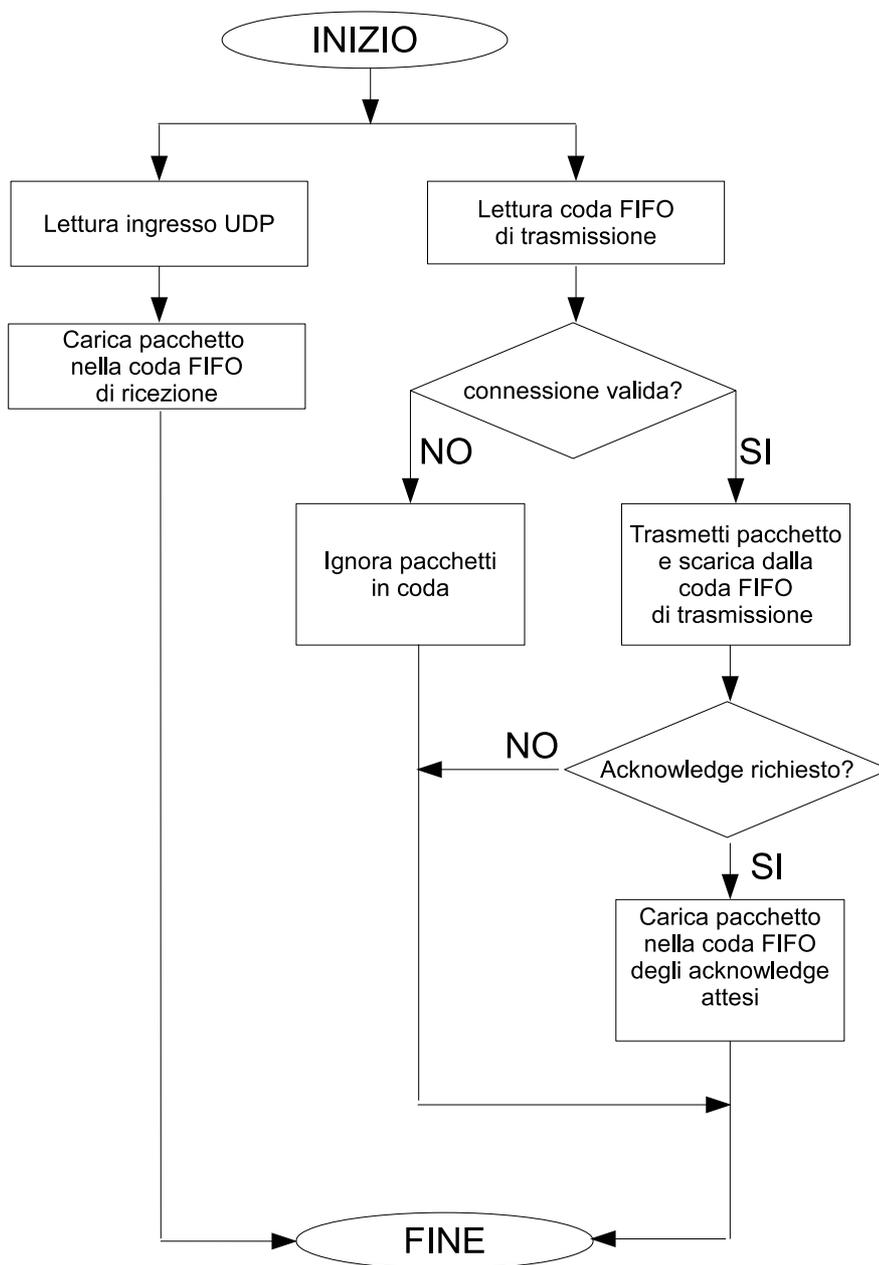


Figura A.4: Descrizione del blocco 'gestione comunicazione UDP' di Figura A.4.

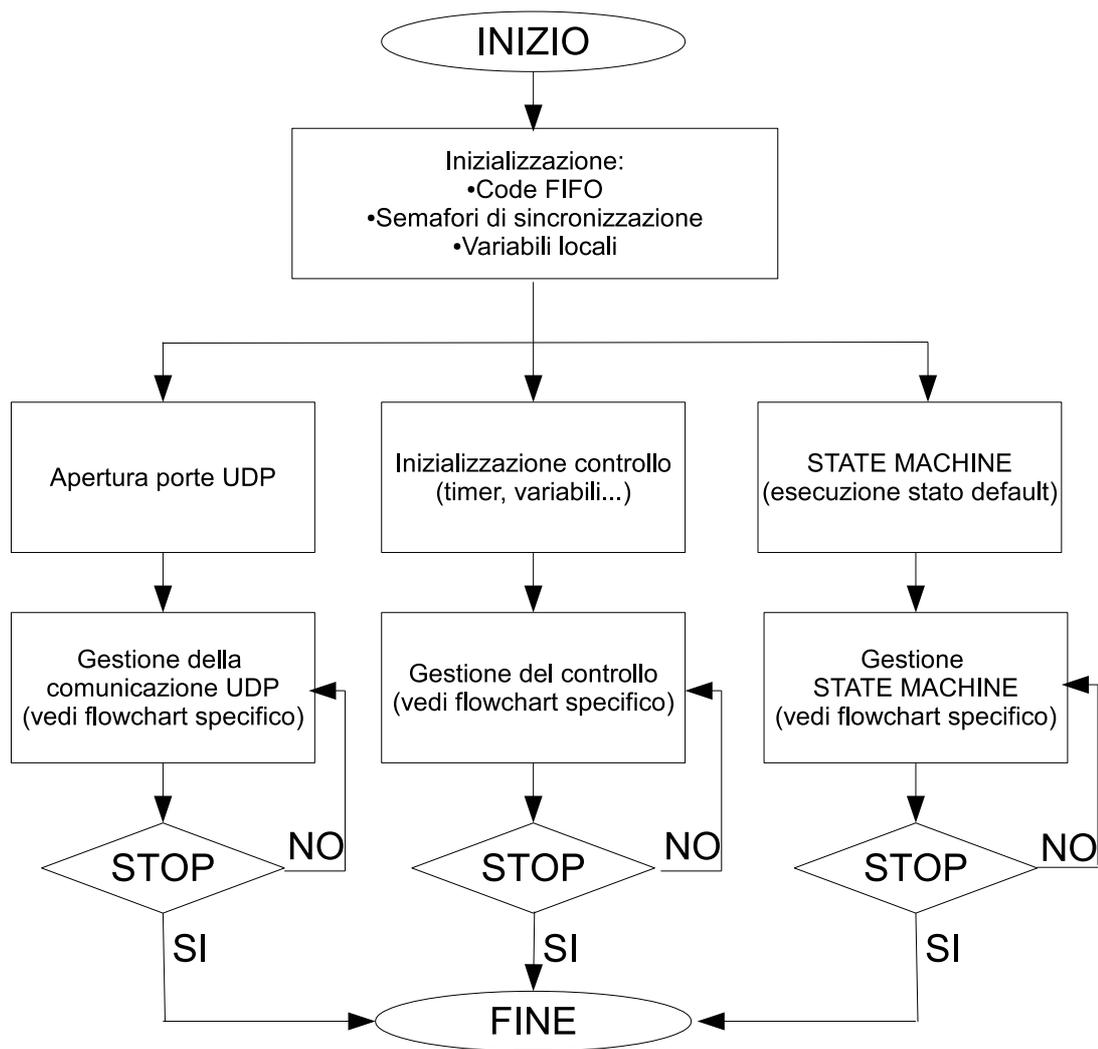


Figura A.5: Descrizione sommaria del controllo attuato dal livello INTERFACCIA GRAFICA.

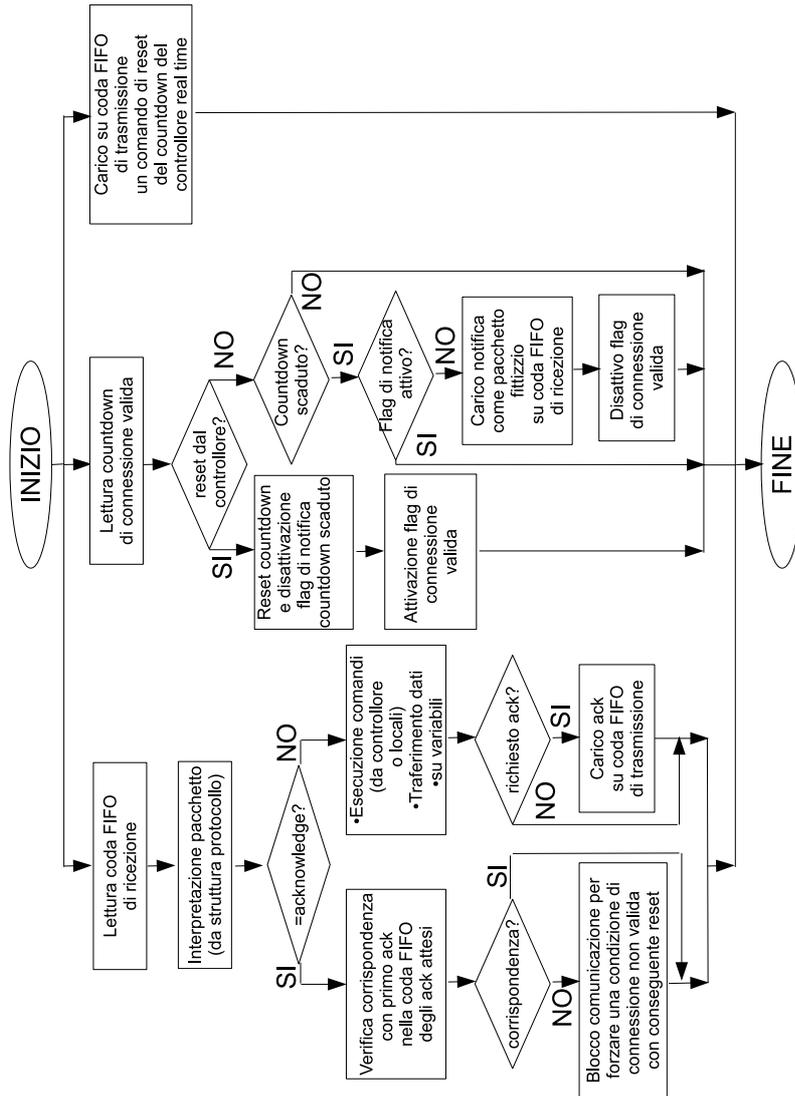


Figura A.6: Descrizione del blocco 'gestione del controllo' di Figura A.5.

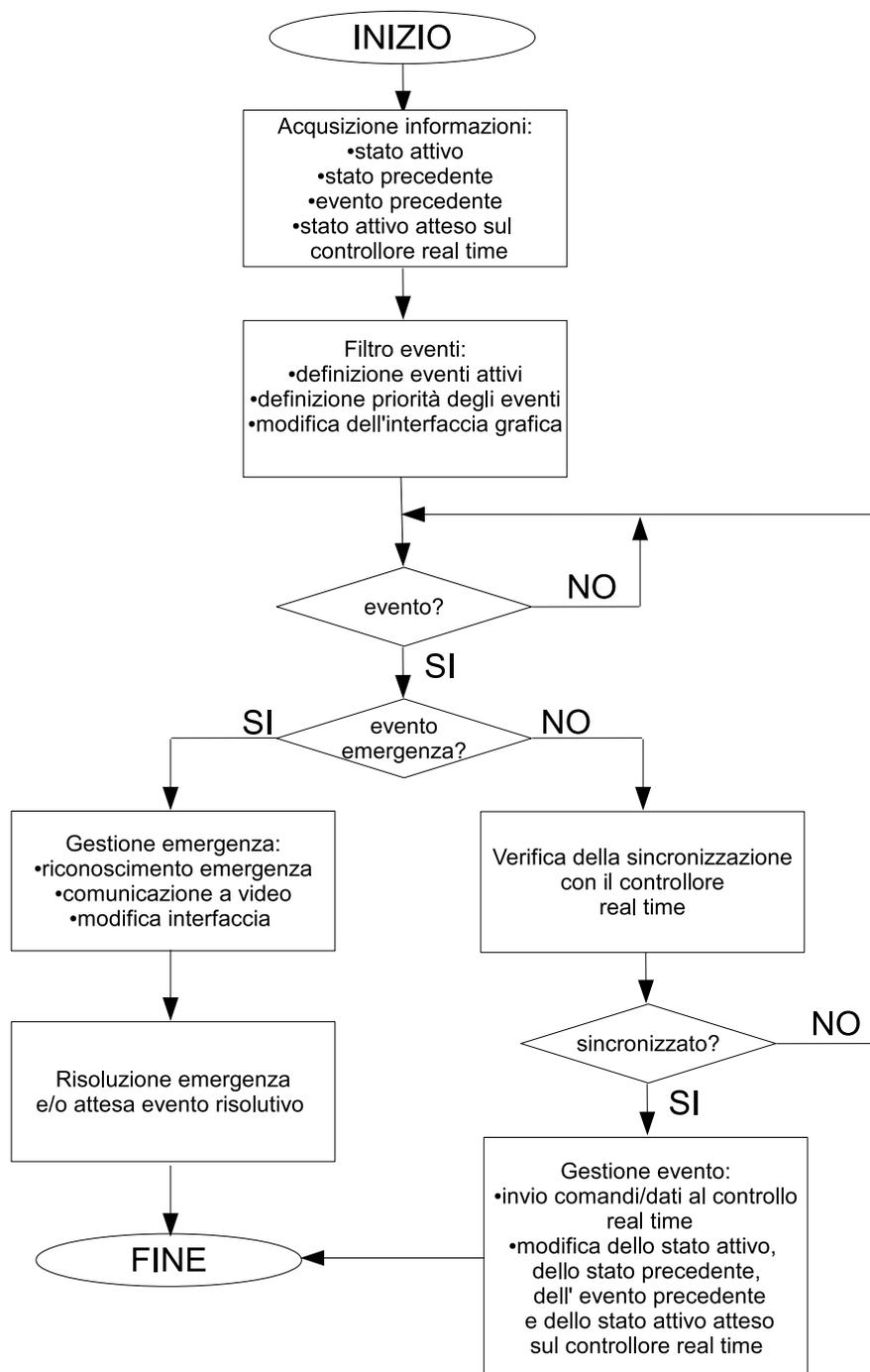


Figura A.7: Descrizione del blocco 'gestione STATE MACHINE' di Figura A.5.

Bibliografia

- [1] D. J. Reinkensmeyer, J. L. Emken, and S. C. Cramer, “Robotics, motor learning, and neurologic recovery,” *Annual Reviews of Biomedical Engineering*, vol. 6, pp. 497–525, 2004.
- [2] L. Marchal-Crespo and D. J. Reinkensmeyer, “Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6.
- [3] F. Oscari, “Studio di sistemi robotici attivi interagenti per rieducazione motoria,” Tesi di dottorato di ricerca in ingegneria industriale indirizzo mecatronica e sistemi industriali ciclo 24, Università degli Studi di Padova, 2012.
- [4] G. Wyeth, “Demonstrating the safety and performance of a velocity sourced series elastic actuator,” *IEEE International Conference on Robotics and Automation*.
- [5] J. L. Emken, R. Benitez, A. Sideris, J. E. Bobrow, and D. J. Reinkensmeyer, “Motor adaptation as a greedy optimization of error and effort,” *J Neurophysiol*.
- [6] J. L. Emken, J. E. Bobrow, and D. J. Reinkensmeyer, “Robotic movement training as an optimization problem: Designing a controller that assists only as needed,” *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*.

Ringraziamenti

Un grazie sincero ai miei genitori, Luigi e Dina, per avermi consentito di raggiungere questo traguardo.

Un grazie sincero a mia sorella Mara per aver compreso le difficoltà incontrate nel mio percorso.

Un grazie a Manuela per l'affetto e la stima dimostrate nel tempo.

Un grazie agli amici con cui ho condiviso la vita universitaria e non solo.

Un grazie a Fabio Oscari per l'aiuto offertomi nel completare questo lavoro di tesi.

Un grazie particolare a tutte quelle persone che invece non hanno creduto in me, perchè mi hanno offerto innumerevoli spunti di riflessione che mi hanno aiutato a maturare.

A voi tutti grazie!