

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
SCUOLA DI DOTTORATO DI RICERCA
INGEGNERIA INDUSTRIALE
INDIRIZZO MECCATRONICA E SISTEMI INDUSTRIALI





UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI INNOVAZIONE MECCANICA E GESTIONALE

SCUOLA DI DOTTORATO DI RICERCA IN INGEGNERIA INDUSTRIALE
INDIRIZZO MECCATRONICA E SISTEMI INDUSTRIALI
CICLO XXIV

STUDIO DI SISTEMI ROBOTICI ATTIVI INTERAGENTI PER RIEDUCAZIONE MOTORIA

Ch.mo Prof. PAOLO BARIANI, Direttore della Scuola

Ch.mo Prof. ALBERTO TREVISANI, Coordinatore di Indirizzo

Ch.mo Prof. ALDO ROSSI, Supervisore

Dottorando: FABIO OSCARI

alla mia famiglia e alla mia ragazza...

Indice

Sommario	XV
Abstract	XVII
I La neuroriabilitazione della mano	1
1 L'ictus	3
1.1 Epidemiologia dell'ictus	4
1.2 L'ictus e l'emiplegia	5
1.3 Clinica e valutazione dello stroke	6
1.3.1 Scale di valutazione del deficit neurologico	6
1.3.2 Scale di disabilità	6
1.3.3 Scale di valutazione motoria	7
2 Il sistema neuromotorio	13
2.1 Il controllo neurale del movimento volontario	13
2.2 Il sistema nervoso centrale (CNS)	14
2.2.1 La corteccia cerebrale motoria	16
2.2.2 Il cervelletto	19
2.2.3 Le vie somato-sensoriali	20
2.2.4 Le vie motorie	20
2.3 Il sistema nervoso periferico (PNS)	21
2.3.1 I recettori	22
2.4 I muscoli	23
2.5 Modellizzazione dei componenti	24

2.5.1	Modello di Hill	24
3	L'anatomia e la funzionalità della mano	27
3.1	Anatomia del polso	27
3.1.1	Le ossa e le articolazioni del polso	27
3.1.2	I movimenti del polso	30
3.1.3	Il range di mobilità per le ADLs	34
3.1.4	L'azione dei muscoli motori del polso	35
3.2	Anatomia della mano	38
3.2.1	L'architettura della mano	38
3.2.2	Le ossa e le articolazioni della mano	41
3.2.3	I movimenti della mano	45
3.2.4	Il range di mobilità per le ADLs	53
3.2.5	I muscoli della mano	55
3.2.6	Le dimensioni medie della mano	56
3.3	La presa di oggetti	56
3.3.1	La posizione di funzione della mano	56
3.3.2	La prensione di oggetti	59
3.3.3	La forza di prensione della mano	60
4	La riabilitazione della mano	65
4.1	I fenomeni tipici nell'arto emiplegico	65
4.2	La riabilitazione post-ictus (tradizionale)	66
4.3	Cos'è un'ortesi	69
4.4	La riabilitazione robotica	71
4.4.1	Simon Fraser University Robot	72
4.4.2	Esoscheletro a 18 g.d.l	74
4.4.3	Haptic Knob	75
4.4.4	Gentle/G	76
4.4.5	AFX	77
4.4.6	Robot per riabilitazione interattiva	80
4.4.7	Robot per riabilitazione dei tendini	82
4.4.8	IntelliArm	83

4.4.9	Robot per riabilitazione assistita	84
4.4.10	Robot Master-Slave	85
4.4.11	Robot a due punti di contatto	87
4.4.12	Rutgers Master	89
4.4.13	CyberGrasp	90
4.4.14	Robot Politecnico di Milano	91
4.4.15	Howard	93
4.4.16	Artromot®-F	95
4.4.17	InMotion®	96
4.4.18	Amadeo®	98
4.4.19	Hand Mentor®	101
II	Controllo per tele-valutazione della mano	103
5	Sistemi di teleoperazione e strumenti di analisi	105
5.1	Generalità	105
5.2	Modello di rete a quadripolo	106
5.2.1	Modelli dinamici LTI dell'operatore	108
5.3	Stabilità, trasparenza e performance	110
5.3.1	Stabilità	110
5.3.2	Trasparenza	113
5.3.3	Performance	114
5.4	Tipi di sistemi di teleoperazione	115
5.5	Compensazione dei ritardi	118
5.5.1	Wave theory	119
5.5.2	Communication Disturbance Observer (CDOB)	124
6	Televalutazione e teleriabilitazione della mano	127
6.1	Descrizione del sistema	129
6.1.1	Master	129
6.1.2	Slave	131
6.2	Progettazione e implementazione dell'architettura	139

6.2.1	Specifiche del sistema	139
6.2.2	Definizione del tipo di architettura di controllo	140
6.2.3	Schema ad impedenza-ammettenza con modello della mano ad input di posizione	142
6.2.4	Modello di rete a quadripolo con modello della mano ad input di posizione	146
6.2.5	Scelta della legge controllo	148
6.2.6	Controllo del master ricondotto ad un modello ad impedenza	149
6.2.7	Controllo dello slave ricondotto ad un modello ad ammettenza	151
6.2.8	Implementazione, parametri di sistema e taratura	154
6.2.9	Gestione della comunicazione	155
6.3	Analisi del sistema	157
6.3.1	Trasparenza	157
6.3.2	Performance	158
6.3.3	Stabilità	160
6.4	Test e risultati sperimentali	162
6.4.1	Test di flesso-estensione	162
6.4.2	Test di sicurezza	165
6.4.3	Massima rigidezza percepita	166
6.5	Estensione per la compensazioni di ritardi elevati	167
6.5.1	Schema di controllo a quattro canali	167
6.5.2	Schema di controllo a quattro canali con compensazione dei ritardi	170
6.5.3	Schema di controllo a quattro canali con compensazione dei ritardi e SCV	171
6.5.4	Test e risultati sperimentali con ritardi elevati	172

III Progetto di nuova ortesi motorizzata 177

7 Sintesi cinematica del meccanismo della mano 179

7.1	Specifiche funzionali	179
7.2	Definizione del tipo di meccanismo	180

7.3	Metodo dei punti di precisione con diadi canoniche	182
7.4	Sintesi cinematica del meccanismo delle falangi	184
7.4.1	Sintesi a tre punti di precisione di tipo “ground-pivot specification”	188
7.4.2	Sintesi a quattro punti di precisione	191
7.4.3	Sintesi a cinque punti di precisione	198
7.4.4	Sintesi analitico-iterativa	203
7.5	Sintesi cinematica del meccanismo del polso	205
7.5.1	Sintesi a tre punti di precisione e due configurazioni	207
7.6	Registrazione del meccanismo	211
7.6.1	Registrazione del meccanismo delle falangi	212
7.6.2	Registrazione del meccanismo del polso	219
7.7	Analisi del meccanismo	223
7.7.1	Analisi cinematica di posizione	224
7.7.2	Analisi cinematica di velocità	225
7.7.3	Analisi dinamica (cinetostatica)	226
7.8	Sviluppo tridimensionale del meccanismo	228
7.8.1	Scomposizione del meccanismo in catene seriali	229
7.8.2	Catena carpo-metacarpo-falangi	231
7.8.3	Catena teorica e meccanismo teorico	232
7.8.4	Catena approssimata e meccanismo approssimato	233
7.9	Interfaccia MatLab	243
7.9.1	Modulo di sintesi	244
7.9.2	Modulo di analisi	246
7.9.3	Modulo di sviluppo	249
7.9.4	Strutture dati	251
7.10	Descrizione delle scelte effettuate	251
7.10.1	Sintesi	252
7.10.2	Registrazione e analisi	259
7.10.3	Sviluppo tridimensionale	269

8	Progettazione meccanica	273
8.1	Specifiche meccaniche	273
8.2	Scelta dei componenti	274
8.2.1	Motore	274
8.2.2	Trasmissione	276
8.2.3	Molle a compressione	280
8.2.4	Encoder per il giunto torsionale del SEA	283
8.2.5	Cuscinetti	285
8.3	Struttura e trasmissione meccanica	286
8.3.1	Scelta dei materiali	287
8.3.2	Struttura esterna	290
8.3.3	Gruppo di trasmissione	292
8.3.4	Manopola di fissaggio e movimentazione della mano	298
8.4	Realizzazione, assemblaggio e test preliminari	300
8.4.1	Realizzazione dei pezzi di progettazione	300
8.4.2	Assemblaggio dell'ortesi	301
8.4.3	Test preliminari	304
9	Progettazione di quadro elettrico e controllo	309
9.1	Specifiche di controllo	309
9.2	Componenti di controllo e pilotaggio	310
9.3	Schema e componenti per il quadro elettrico	312
9.4	Software LabView	314
9.5	Architettura del controllo	314
9.5.1	Il livello FPGA	315
9.5.2	Il livello REAL TIME	318
9.5.3	Il livello INTERFACCIA GRAFICA	323
9.5.4	Protocollo di comunicazione	327
IV	Controllo multi-feedback con sensory substitution	328
10	Motor control e motor learning	331

10.1	Test neuromotori e risultati principali	332
10.1.1	Feedback uditivo	335
10.2	Tipologie di controllo motorio proposte in letteratura	337
10.3	Ruolo del feedback uditivo nel motor control	338
10.3.1	Esperimento 1	340
10.3.2	Esperimento 2	341
10.3.3	Esperimento 3	342
10.3.4	Risultati	343
10.4	Ruolo del feedback uditivo in sostituzione sensoriale	344
10.4.1	Materiali e metodi	346
10.4.2	Risultati sperimentali	354
10.4.3	Discussione dei risultati e conclusioni	357
	Conclusioni	361
	Bibliografia	363

Sommario

L'ictus è la terza causa di morte nei paesi industrializzati ed è riconosciuto come la patologia più costosa in termini monetari e di qualità della vita. Nei sopravvissuti la disabilità in almeno una delle attività quotidiane è presente nel 67,6% dei pazienti colpiti. 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 di almeno tre ore al dì, spesso non praticabile. Nasce la necessità di ricercare nuovi strumenti con lo scopo anche di un contenimento dei costi. Obiettivo di questo lavoro è il progetto di una nuova ortesi motorizzata per la rieducazione motoria della mano. Le specifiche funzionali e meccaniche derivano da un attento studio dell'anatomia, della fisiologia articolare e della forza di prensione dell'arto. In parallelo vengono presentati la progettazione, lo sviluppo e l'analisi di un'architettura di teleoperazione per la valutazione da remoto dello stato clinico della mano che fa uso del prototipo preesistente di ortesi motorizzata ad un g.d.l che ha messo in luce mancanze e punti di forza del progetto precedente. Molti autori affermano che dispositivi per la mano complessi e multi g.d.l., che dall'analisi dell'attuale stato dell'arte sono la maggior parte, non sono necessari per la riabilitazione di gravi e moderati attacchi ictali. Il presente lavoro ripercorre allora tutte le fasi della progettazione, da quella funzionale tramite algoritmi di sintesi cinematica, a quella meccanica che definisce struttura e trasmissione della macchina, fino allo schema elettrico e al progetto di controllo, validato con test sperimentali nel sistema di televalutazione sviluppato. Infine, sono predisposti moduli di gestione di feedback aumentati e/o sostitutivi che potrebbero migliorare il riapprendimento motorio di pazienti post-ictus. Ciò a fronte di alcuni studi condotti presso l'Università della California Irvine (UCI), sotto la supervisione del Prof. David J. Reinkensmeyer, e qui descritti per chiarire il ruolo di un feedback altamente sottovalutato come quello uditivo nel controllo e nell'adattamento motorio in sostituzione o in aggiunta ad altre modalità sensoriali, in presenza di cinematiche e dinamiche alterate.

Abstract

Stroke is the third leading cause of death in industrialized countries and is recognized as the most costly disease in terms of money and quality of life. Disability in survivors in at least one of activities of daily living is present in 67.6 % of patients. Rehabilitation training is the more effective the more it is early, intensive and full of multi-sensory stimuli. Patients require an individual approach to physiotherapy for at least 3 hours a day, often not feasible. It comes the need to seek new tools in order also to contain costs. The aim of this work is the design of a novel active hand orthosis for neurorehabilitation. The functional and mechanical properties derived from a careful study of anatomy, joint physiology and hand grip strength. At the same time it's presented the design, development and analysis of an architecture of teleoperation system for remote assessment of the clinical status of the hand that makes use of the existing prototype of a single-dof active hand orthosis that has highlighted the shortcomings and key points of the previous project. Many authors agree that complex and multi-dof devices for hand rehabilitation, as the analysis of the current state of art reveals to be the majority of them, are not necessary for the rehabilitation of moderate and severe attacks stroke. This paper traces then all phases of the design, from the functional design by means of synthesis algorithms to mechanical one defining lines, shapes, structure and transmission of the machine, up to the wiring diagram and control project, validated through experimental tests in the developed tele-assessment system. Finally, modules are implemented for the management of augmented feedbacks and/or substitutive feedbacks, such as the underestimated auditory feedback, that may improve and make more efficient the motor re-learning of post-stroke patients. This comes from some performed studies at the University of California - Irvine (UCI), under the direction of Prof. David J. Reinkensmeyer, and described here, in order to find the role of auditory feedback in motor control and motor adaptation, in addition or in sensory substitution to other sensory modalities, in the presence of altered kinematics and dynamics.

Parte I

La neuroriabilitazione della mano

Capitolo 1

L'ictus

L'*ictus*, o stroke nell'accezione americana, è la manifestazione clinica di una malattia cerebro-vascolare caratterizzata dall'improvvisa comparsa di segni e/o sintomi riferibili a deficit focali e/o globali (stato di coma) delle funzioni cerebrali, di durata superiore alle 24 ore o ad esito infausto" [1]. L'ictus è quindi una sindrome clinica determinata da spontanea emorragia nel tessuto cerebrale (ictus emorragico) o da inadeguato apporto sanguigno ad una parte del cervello stesso, come conseguenza di un ridotto flusso sanguigno, trombosi o embolie (ictus ischemico). Tale definizione comprende l'infarto ischemico, l'emorragia intracerebrale primaria e alcuni casi di emorragia subaracnoidea. Il quadro clinico di un ictus varia a seconda della zona cerebrale interessata, del grado di risparmio dei circoli collaterali e dall'entità dell'evento. Si distinguono tre forme di ischemia cerebrale:

1. TIA (Transient Ischemic Attacks), con regressione completa della sintomatologia o del deficit neurologico in meno di 24 ore;
2. RIND (Reversible Ischemic Neurologic Deficit), con regressione completa della sintomatologia in qualche giorno;
3. Ictus, con esito mortale o con persistenza dei difetti neurologici focali.

1.1 Epidemiologia dell'ictus

Nei paesi industrializzati tra cui l'Italia l'ictus è la terza causa di morte dopo le malattie cardiovascolari e le neoplasie, essendo responsabile del 10-12% di tutti i decessi per anno (circa 400'000) nei paesi della CEE. Un recente studio europeo asserisce che ci sono circa 250-350 casi di stroke all'anno ogni 100'000 persone. E si ipotizza che con l'aumento dell'età media, e conseguentemente del numero di anziani, con i cambiamenti demografici e con la persistente abitudine al fumo, tale numero potrebbe raddoppiare entro il 2025 [2, 3]. Negli Stati Uniti secondo le ultime ricerche[4], ogni anno circa 795'000 persone vanno incontro a tale patologia; sul totale, l'87% degli infarti è ischemico mentre il restante 13% comprende emorragie cerebrali di varia portata. La mortalità dell'infarto dipende da numerosi fattori, primo fra tutti l'età del soggetto coinvolto. Nel complesso, l'infarto causa il 17% dei decessi totali negli USA, dato che porta lo stroke al secondo posto tra le cause di morte negli USA.

Tale patologia riveste un'enorme importanza sociosanitaria per un duplice motivo: quello della mortalità che rimane elevata e quello della disabilità residua, grave fonte di sofferenze e di costi per i malati, per le loro famiglie e per la collettività. L'ictus cerebrale è riconosciuto come la patologia più costosa in termini di qualità della vita che monetari (costi assistenziali e terapeutici ospedalieri ed extraospedalieri, costi indiretti dovuti alla perdita di produttività per assenze dal lavoro, pensionamento anticipato, ecc. e costi familiari).

Per quanto riguarda l'Italia i dati nazionali di prevalenza e di incidenza sono quelli dello studio ILSA (Italian Longitudinal Study on Aging): nella popolazione anziana (65-84 anni) italiana il tasso di prevalenza è pari a 6,5%; lievemente superiore negli uomini (7,4%) rispetto alle donne (5,9%). L'incidenza aumenta progressivamente con l'età raggiungendo il massimo negli ultraottantacinquenni. Da questi studi di popolazione risulta che circa l'80% dei soggetti con ictus è affetto da forme di tipo ischemico, mentre le emorragie intraparenchimali rappresentano circa il 15-20% dei casi e le emorragie subaracnoidee non superano il 3% del totale. L'ictus ischemico colpisce soggetti con età media superiore a 70 anni, più spesso uomini che donne; quello emorragico intraparenchimale colpisce soggetti legger-

mente meno anziani, sempre con lieve prevalenza per il sesso maschile, mentre l'emorragia subaracnoidea colpisce più spesso soggetti di sesso femminile di età media intorno ai 45-50 anni. Ogni anno in Italia vi sono, quindi, 196'000 nuovi casi di stroke, di cui l'80% è rappresentato da nuovi episodi (157'000) e il resto da recidive (39'000). Inoltre di questi 196.000 nuovi casi, una minoranza (circa il 20%) decede nel primo mese successivo all'evento e circa il 30% sopravvive con esiti gravemente invalidanti. Lo studio ILSA riporta che nei sopravvissuti la disabilità in almeno una delle ADL (Activities of Daily Living) è presente nel 67,6% dei pazienti colpiti da un primo evento ictale, e nel 35% di questi pazienti, ad un anno dall'evento acuto, permane ancora una grave disabilità (motoria e funzionale), ed una importante limitazione nelle normali attività della vita quotidiana tanto da poterli definire "dipendenti" o "non autosufficienti" [1] [5].

1.2 L'ictus e l'emiplegia

L'emiplegia è una sindrome caratterizzata clinicamente da deficit dell'attività motoria volontaria di metà del corpo, che sopravviene in seguito ad una lesione situata generalmente nell'emisfero cerebrale opposto all'emisoma plegico oppure, sempre controlateralmente, nel tronco encefalico. Ad essa spesso si associano deficit sensitivi di tipo centrale, deficit cognitivi e disturbi dello schema corporeo.

Nel soggetto emiplegico stabilizzato, uno dei segni distintivi tipicamente osservabili è quello della spasticità; ovvero l'ipertonia muscolare di alcuni distretti, che giustifica l'atteggiamento tipico del paziente emiplegico: l'arto inferiore è generalmente esteso con piede intraruotato, mentre l'arto superiore ha spalla addotta, con gomito semiflesso, polso in flessione e mano chiusa con il pollice contenuto nelle altre quattro dita (schema "tutta flessione"). Si può dunque dire che l'ipertonia spastica ha, nella maggior parte dei casi, una distribuzione inversa a quella della motricità volontaria, e che incombe prevalentemente sulla muscolatura a funzione antigravitaria.

Lo stato muscolare nell'emiplegico si modifica dinamicamente nel corso del tempo, attraversando di solito le seguenti fasi:

1. flaccidità, ovvero assenza di tono, mancanza di resistenza al movimento e incapacità di risposta agli stimoli;
2. breve e temporaneo normotono;
3. ipertono (o spasticità), il quale si concretizza, nella maggior parte dei casi, in uno schema di tutta flessione (gomito flesso, polso flesso, dita chiuse a pugno e pollice tenuto chiuso dalle altre dita);
4. ipertono ma con espressione più discreta.

1.3 Clinica e valutazione dello stroke

Tra i fattori clinici, la gravità dell'ictus rappresenta un importante fattore predittivo dell'esito funzionale a medio-lungo termine. Molte scale sono state sviluppate in questi anni con lo scopo di misurare tale gravità e per monitorarne l'evoluzione nel tempo, anche ai fini della definizione prognostica e del tipo di intervento riabilitativo da effettuare. Sono qui citate le più utilizzate e raggruppate in tre tipologie.

1.3.1 Scale di valutazione del deficit neurologico

Tra le scale di valutazione del deficit neurologico, in genere molto più accurate nella valutazione degli ictus di gravità media rispetto a quelli di gravità maggiore, la National Institutes of Health Stroke Scale (NIHSS) è la scala più frequentemente utilizzata; comprende 15 item che esplorano lo stato di coscienza, la visione, i movimenti extraoculari, la paralisi del facciale, la forza degli arti, l'atassia, la sensibilità, la parola ed il linguaggio. Questa scala si presta bene ad effettuare valutazioni seriate e pertanto trova indicazione clinica per quantificare miglioramenti o peggioramenti del quadro neurologico durante il follow-up [6].

1.3.2 Scale di disabilità

Le principali scale che valutano la disabilità e le autonomie del soggetto nella vita quotidiana sono:

Barthel Index (BI) Elevata ripetibilità ed affidabilità che rende appropriata la scala anche per il monitoraggio e per la prognosi funzionale del paziente con lesione cerebrovascolare. Nella sua prima versione, prevedeva un punteggio complessivo tra 0 e 20. È tuttavia oggi più utilizzata nella sua versione modificata da Granger et al. nel 1979 in cui vengono analizzate 10 attività della vita quotidiana (alimentazione, fare il bagno, igiene personale, vestirsi, controllo della defecazione, controllo della vescica, uso del bagno, trasferimenti sedia/letto, deambulare e salire le scale) [7], e a ciascuna viene attribuito un punteggio in base al livello di indipendenza mostrato. Per il caso specifico della mano, può essere utile conoscere il BI conseguito in alcune specifiche attività.

Functional Independence Measure (FIM) Come il Barthel Index, la FIM valuta il grado di assistenza richiesti nel compiere le normali attività quotidiane, ma questa non considera solo item funzionali (cura della persona, trasferimenti, controllo sfinterico, ecc.), bensì anche 5 item attinenti agli aspetti cognitivi (comunicazione, memoria, giudizio, ecc.) [6, 1].

1.3.3 Scale di valutazione motoria

Le scale di valutazione della forza e della potenza muscolare, della motricità, e del grado di deficit motorio con particolare interesse alle scale che prendono in esame la funzionalità della mano sono:

Fugl-Meyer Assessment Scale (FMA o FMAS) La sezione dell'arto superiore della scala FMA è forse la più utilizzata nella valutazione. Essa considera 4 ambiti di prestazione: livello di coscienza, prestazione motoria, comunicazione verbale e capacità di percezione [8]. Il punteggio complessivamente raggiungibile dal soggetto è 226. L'assegnazione dei punteggi si basa sull'osservazione diretta del movimento e spesso si ricorre all'analisi solo della specifica porzione del corpo interessata come ad es. la sezione per l'arto superiore, che può complessivamente ottenere un punteggio variabile tra 0 e 66 punti; vengono valutati 33 item (es. riflessi, osservazione del movimento, test di presa, coordinazione..) e ciascun item può ottenere un

1	Stabilità del polso (gomito a 90°)	0 : la dorsiflessione (15°) non viene eseguita 1 : la dorsiflessione viene eseguita ma non a fronte di resistenza 2 : la posizione viene mantenuta anche a fronte di una leggera resistenza
2	Flesso-estensione del polso (gomito a 90°)	0 : nessun movimento volontario 1 : movimento volontario ma non entro il range totale 2 : movimento completo
3	Stabilità del polso (gomito non flesso)	0 : la dorsiflessione non viene eseguita 1 : la dorsiflessione viene eseguita ma non a fronte di resistenza 2 : la posizione viene mantenuta anche a fronte di una leggera resistenza
4	Flessione/estensione del polso (gomito non flesso)	0 : nessun movimento volontario 1 : movimento volontario ma non entro il range totale 2 : movimento completo
5	Circonduzione del polso	0 : movimento non realizzato 1 : il movimento è a scatti o incompleto 2 : il movimento viene realizzato in modo completo e adeguato
6	Flessione totale	0 : nessuna flessione 1 : parziale flessione attiva delle dita 2 : flessione completa delle dita (valutata rispetto alla mano sana)
7	Estensione completa	0 : nessuna estensione 1 : riesce a rilasciare il pugno 2 : estensione completa (valutata rispetto alla mano sana)
8	Afferrare un dito	0 : la posizione richiesta non riesce ad essere raggiunta 1 : presa debole 2 : presa mantenuta a fronte di una resistenza
9	Presa attraverso adduzione del pollice	0 : la presa non viene realizzata 1 : il foglio di carta viene tenuto in posizione, ma non vi resta se tirato 2 : il foglio di carta è tenuto saldamente, anche se tirato improvvisamente
10	Presa tra pollice e indice	0 : la penna (=oggetto di presa) non viene tenuta in mano 1 : la penna viene tenuta in mano, ma non vi resta se tirata 2 : la penna è afferrata saldamente
11	Afferrare un oggetto cilindrico	0 : l'oggetto cilindrico non viene afferrato 1 : l'oggetto viene afferrato, ma non saldamente 2 : l'oggetto è afferrato saldamente
12	Afferrare un oggetto sferico	0 : l'oggetto sferico non viene afferrato 1 : l'oggetto viene afferrato, ma non saldamente 2 : l'oggetto viene afferrato saldamente

Figura 1.1: Fugl-Meyer Assessment scale per polso (1-5) e mano, con particolare attenzione ai movimenti del pollice [9].

punteggio variabile tra 0 (incapacità totale nell'esecuzione del movimento) e 2 (completamente in grado di realizzare il movimento). Si sottolinea infine come spesso si utilizzino delle versioni più rapide della FMAS, come quella riportata in Figura 1.1.

Action Research Arm Test (ARAT) Si tratta di un test osservazionale utilizzato per determinare la funzionalità del solo arto superiore. Fu introdotto nella sua forma definitiva nel 1981, come modifica di un test precedente (UEFT). Il test può essere realizzato in una decina di minuti, a differenza del FMA, necessita di oggetti particolari per essere realizzato (blocchi di legno di varie dimensioni, palle e sfere di diverso diametro, sassi, blocchetti di marmo...). Il test non richiede, come i due precedenti indici, personale altamente qualificato per poter essere realizzato. Vengono valutati 19 mo-

vimenti (raggruppati nelle sottocategorie: grasp, grip, pinch e movimenti macroscopici del braccio) e a ciascuno viene assegnato un punteggio tra 0 (nessun movimento) e 3 (movimento realizzato normalmente). Se il soggetto esegue correttamente l'esercizio più difficile di ciascuna sottocategoria, vengono automaticamente assegnati 3 punti a ciascuno dei sotto-test della categoria stessa; altrimenti, si procede con il secondo test in ordine di difficoltà, e così via per tutte le sottocategorie. In totale, il punteggio massimo conseguibile è 57 (193).[10] I vantaggi di questo test sono la relativa semplicità di realizzazione, la non-necessità di personale qualificato e, soprattutto, il fatto che copra tutti gli aspetti della funzionalità dell'arto superiore, inclusa la capacità di manipolazione degli oggetti. Lo svantaggio principale è che nei casi limite (disabilità grave o soggetto quasi normale) il test non discrimina perfettamente variazioni nelle prestazioni.[11]

Patient Rated Wrist Evaluation (PRWE) E' un test molto specifico, poiché permette di valutare la disabilità del solo polso. Analizza 15 elementi: 5 riguardano il dolore riferito al polso, gli altri 10 la sua capacità funzionale.[10] A differenza dei test precedenti, il PRWE non si basa sull'osservazione diretta del movimento ma su una serie di domande alle quali paziente stesso è chiamato a valutare, con un numero da 0 a 10, il livello di dolore e di funzionalità riscontrati (0 nessun dolore/nessuna difficoltà ad eseguire i movimenti; 10 dolore continuo/incapacità totale di eseguire una certa attività). Viene ad esempio richiesto di giudicare il livello di dolore a riposo, durante un movimento ripetuto o sollevando un oggetto pesante; per quanto riguarda la funzionalità, si indaga la capacità di eseguire diversi movimenti, dai più semplici (girare una maniglia, usare l'asciugamano..) ai più complessi (abbottonare un bottone, tagliare un pezzo di carne, fare i lavori di casa..).[12] Dal momento che spesso una disabilità del polso si accompagna a disabilità della mano tutta, il test è stato successivamente esteso al polso/mano: le domande sono identiche (con le ovvie sostituzioni), così come i punteggi possibili.

Disability of the Arm, Shoulder and Hand (DASH) Il suo obiettivo pri-

mario, fin dalla nascita nel 1996, è valutare l'outcome riabilitativo, considerando la mano come un'unica entità funzionale. Il test è in forma di questionario: 30 sono le domande proposte, che valutano i sintomi e la funzionalità della mano assegnando un punteggio variabile da 1 (nessuna difficoltà) a 5 (incapacità di realizzare il movimento richiesto) per ogni domanda[13, 14].

Wolf Motor Function Test (WMFT) Nato per valutare gli effetti da uso forzato dell'arto nei pazienti post-stroke, è stato poi largamente utilizzato per valutare il grado di riabilitazione dell'arto superiore in una più ampia gamma di situazioni.[15] Può essere realizzato soltanto in laboratorio e consta di 15 movimenti da valutare, alcuni cronometrati (WMFT time), altri no, tutti che rispecchiano la funzionalità dell'arto (WMFT FAS). Il tempo massimo permesso per l'esecuzione di un task è di 120 secondi; per valutare la capacità funzionale, invece, si utilizza una scala da 0 (nessun tentativo con il braccio affetto) a 5 (il braccio partecipa/il movimento appare normale).

Box-and-blocks test (BBT) Questo test, risalente al 1957 nella sua forma originaria, misura la destrezza manuale. Il paziente, seduto ad un tavolo, ha di fronte una scatola rettangolare divisa in due compartimenti identici, in uno dei quali vengono posti dei cubetti di legno colorati ($2.5 \times 2.5 \times 2.5 \text{ cm}$). Il soggetto deve spostare quanti più cubetti possibile da un compartimento all'altro, in un tempo di 60 secondi. Alla fine del test si contano i cubetti spostati, ricordando che viene assegnato un solo punto anche se più blocchi sono stati trasportati contemporaneamente e che la mano del paziente deve superare la barriera tra le due partizioni perché il punto sia valido. I vantaggi sono la sua diffusione, la velocità e la semplicità di somministrazione, oltre al fatto che possa essere accessibile ad un gran numero di pazienti. Descrive inoltre efficacemente il livello di salute del paziente. Lo "svantaggio" principale potrebbe essere la rumorosità di esecuzione (es.se i blocchetti vengono lasciati cadere), con conseguente disagio per i pazienti circostanti.

The 9-Hole Peg Test (NHPT) Test di valutazione della destrezza digitale fra i più diffusi. Consiste nel raccogliere 9 piccoli pioli ed inserirli all'interno di

altrettanti fori realizzati su una base di legno. Una volta completato l'inserimento, viene richiesto al paziente di riporre i pioli nel minor tempo possibile. Vengono eseguite tre misurazioni per ciascuna mano. E' un test a tempo, dotato di buona affidabilità e buona validità. I vantaggi sono la semplicità, la portabilità, la brevità e la sensibilità alle variazioni nella performance. Lo svantaggio principale di questo è che valuta la velocità con cui viene svolto un compito, ma non è detto che, seppur con una minor velocità, il paziente non esegua comunque correttamente il compito assegnato. Non è inoltre particolarmente utile quando il livello di disabilità è grave. [11]

TEMPE La versione originale del "Test d'Evaluation de la performance des Membres Supérieurs des Personnes Âgées" comprende l'esecuzione di 5 task bilaterali (aprire un barattolo e prendere una cucchiata di caffè, aprire un lucchetto, sollevare ed aprire una bottiglietta di pastiglie, scrivere su una busta ed applicare il francobollo, avvolgersi una sciarpa attorno al collo e mescolare/distribuire delle carte da gioco) e 4 task da eseguire con una sola mano (prendere e sollevare un barattolo, sollevare una caraffa e versare un bicchiere d'acqua, prendere delle monete e afferrare/spostare piccoli oggetti). Il punteggio assegnato a ciascuna performance va da 0 (nessuna difficoltà) a -3 (il soggetto non riesce ad eseguire il compito, nemmeno sotto assistenza) [16]. Complessivamente vengono eseguiti 13 test (5 bilaterali+4 con la sola mano destra+4 con la sola mano sinistra), e di ognuno si valuta la forza impressa, il ROM, la precisione dei movimenti macroscopici, la stabilità della presa e la precisione dei movimenti di precisione.

Jebsen Test of Hand Function (JTHF) Il test, sviluppato nel 1969, consiste in 7 esercizi: copiare una frase di 24 lettere, scoprire delle carte da gioco, sollevare piccoli oggetti (graffette, tappi di bottiglia o monete), simulare il gesto di mangiare utilizzando un cucchiaino da tè e dei fagioli, impilare delle pedine da gioco, sollevare oggetti grandi e leggeri (es. lattina vuota), sollevare oggetti grandi e pesanti (lattina piena, 1libbra). Ogni esercizio viene cronometrato dal terapeuta. [17]

Motricity Index (MI) Il Motricity Index è un test che valuta le abilità motorie a livello dell'arto superiore e dell'arto inferiore. Per la corretta somministrazione della scala il paziente viene solitamente seduto su una sedia oppure sul bordo del letto, ma all'occorrenza può essere valutato anche da sdraiato: la valutazione include sei movimenti, di cui tre per l'arto superiore e tre per l'arto inferiore [8].

Scale di valutazione della forza muscolare (MRC) Esprimono la valutazione oggettiva, da parte dell'esaminatore, della capacità funzionale di un muscolo. L'esperienza dell'esaminatore è dunque requisito fondamentale per l'esecuzione di questo tipo di test. Tre sono le variabili che intervengono

LOVETT AND DANIELS AND WORTHINGHAM	KENDALL AND MCCREARY	MEDICAL RESEARCH COUNCIL
N (Normal): Subject completes range of motion against gravity, against maximal resistance.	100%: Subject moves into and holds test position against gravity, against maximal resistance.	5
G+ (Good Plus): Subject completes range of motion against gravity, against nearly maximal resistance.		4+
G (Good): Subject completes range of motion against gravity, against moderate resistance.	80%: Subject moves into and holds test position against gravity, against less than maximal resistance.	4
G- (Good Minus): Subject completes range of motion against gravity, against less than moderate resistance.		4-
F+ (Fair Plus): Subject completes range of motion against gravity, against minimal resistance.		3+
F (Fair): Subject completes range of motion against gravity with no manual resistance.	50%: Subject moves into and holds a test position against gravity.	3
F- (Fair Minus): Subject does not complete range against gravity but does complete more than half the range.		3-
P+ (Poor Plus): Subject initiates range of motion against gravity or completes range with gravity minimized against slight resistance.		2+
P (Poor): Subject completes range of motion with gravity minimized.	20%: Subject moves through small motion with gravity minimized.	2
P- (Poor Minus): Subject does not complete range of motion with gravity minimized.		2-
T (Trace): Subject's muscle can be palpated, but there is no joint motion.	5%: Contraction is palpable with no joint motion.	1
0 (Zero): Subject exhibits no palpable contraction.	0%: No contraction is palpable.	0

Figura 1.2: Scale di valutazione della forza[18].

nella valutazione: il peso dell'arto, la forza di gravità, l'applicazione di una resistenza esterna. Esistono diverse scale di valutazione della forza, riassunte in Figura 1.2. La più utilizzata dai terapisti è la scala MRC (Medical Research Council scale), poiché è la più semplice da interpretare: viene infatti assegnato a ciascun muscolo un punteggio da 0 (assoluta mancanza di movimento e contrazione) a 5 (se ROM e forza resistente del braccio sono al massimo possibile).

Capitolo 2

Il sistema neuromotorio

La maggior parte delle azioni che quotidianamente svolgiamo coinvolge la funzione motoria e ogni singolo movimento da noi compiuto è, in realtà, un complesso compito motorio: per tutte le azioni il sistema nervoso centrale deve selezionare i muscoli da contrarre e l'ordine esatto in cui queste contrazioni devono aver luogo.

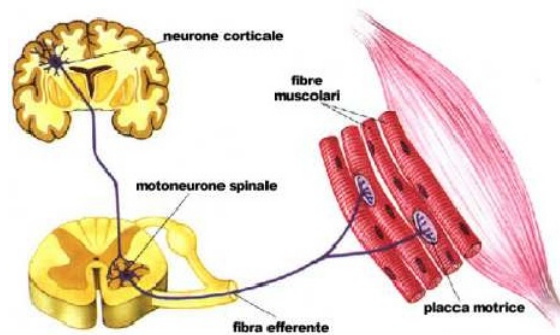


Figura 2.1: Sistema neuromotorio

2.1 Il controllo neurale del movimento volontario

Da esperimenti condotti sul cervello, il controllo del movimento neurale segue o comunque contiene una certa gerarchia di fasi che vanno dall'idea, all'organizza-

zione del movimento (dal più alto al più basso livello del sistema neuromuscolare), fino al controllo dell'esecuzione e la correzione sfruttando i feedback sensoriali. Il processo di controllo del movimento coordinato coinvolge componenti del sistema nervoso centrale (CNS, Central Nervous System) e del sistema nervoso periferico (PNS, Peripheral Nervous System) ed è schematizzato semplificativamente in Figura 2.2.

2.2 Il sistema nervoso centrale (CNS)

Il sistema nervoso centrale (CNS) è il più elevato sistema nella gerarchia dell'architettura neuromotoria. Esso si può dividere in due parti: l'encefalo e il midollo spinale.

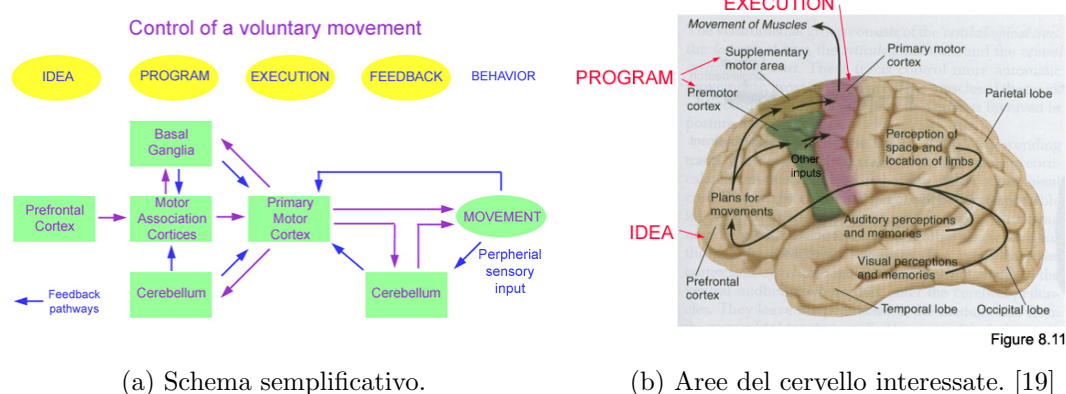


Figura 2.2: Schema semplificato delle fasi di cui è costituito il controllo del movimento volontario.

I quattro principali componenti strutturali dell'**encefalo** (Figura 2.3) direttamente coinvolti nel controllo volontario del movimento sono [19]:

Telencefalo Il telencefalo forma insieme al diencefalo il proencefalo o cervello vero e proprio. È composto da due emisferi cerebrali (destro e sinistro) connessi dal corpo calloso. Il telencefalo è ricoperto dalla corteccia cerebrale (la “sostanza grigia di spessore di $2 \div 5mm$).

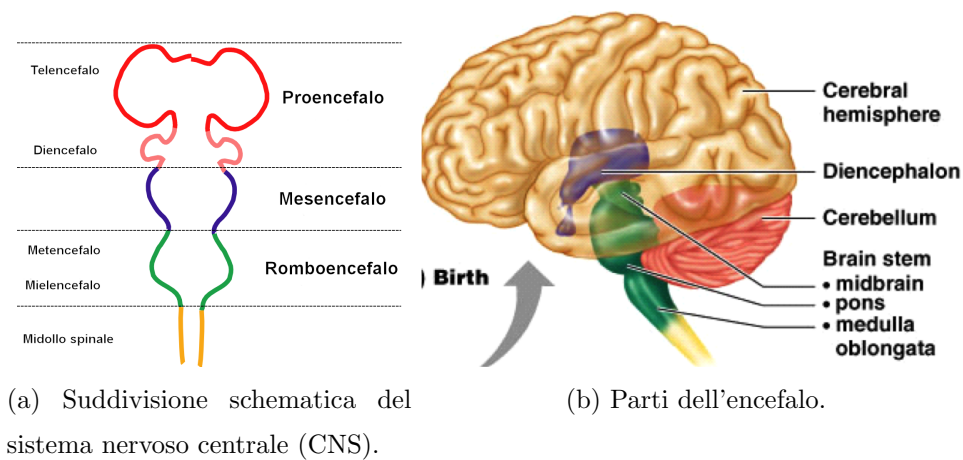


Figura 2.3: Il sistema nervoso centrale: encefalo e midollo spinale.

Diencefalo È il secondo componente del proencefalo e contiene due gruppi di nuclei: il talamo e l'ipotalamo. Il primo funziona da stazione di ripetizione, nel senso che riceve e integra le informazioni sensoriali che arrivano dal midollo spinale e dal tronco encefalico e le invia alla corteccia corticale. Ha un ruolo chiave nel controllo dell'attenzione, dell'umore e della percezione del dolore. Il secondo è un centro critico per il sistema endocrino e l'omeostasi.

Cervelletto Si posiziona dietro al telencefalo ed è attaccato al tronco encefalico. Esso è coperto dalla corteccia cerebellare, è costituito da due emisferi e la sostanza bianca sotto la corteccia contiene in particolare il nucleo rosso, dove le vie motorie neuronali del cervelletto sono connesse al midollo spinale, e al nucleo oculomotore.

Tronco encefalico Si trova sotto il cervelletto ed è connesso al midollo spinale. I componenti coinvolti nel controllo motorio sono il ponte, il midollo allungato (bulbo) e la formazione reticolare. Il ponte è coinvolto nel controllo di varie funzioni del corpo (es. nella masticazione) e nell'equilibrio; il midollo allungato è il centro regolatore per i processi interni (ad es. la respirazione). La formazione reticolare è una porzione del tronco costituita da un aggregato diffuso di neuroni e fibre nervose difficilmente differenziabili

che si estende dal mesencefalo al bulbo spingendosi fino ai primi neuromeri del midollo spinale. Essa integra informazioni motorie e sensoriali oltre ad inibire o attivare i segnali neurali inviati al sistema muscolo-scheletrico.

La regolazione dell'attività motoria volontaria, quale sia il suo livello di complessità, è effettuata dalla corteccia motoria primaria, situata nella parte posteriore del lobo frontale; la corteccia di ciascun lato dell'encefalo controlla principalmente i muscoli sul lato opposto del corpo. I tratti nervosi che originano nella corteccia motoria si incrociano per poi scendere nel midollo spinale e terminare sui motoneuroni efferenti, i quali determinano la contrazione dei muscoli scheletrici del corpo.

Il **midollo spinale** (Figura 2.3) è la porzione extracranica del sistema nervoso centrale, collocata all'interno del canale vertebrale. Origina dal bulbo e continua in senso caudale fino al cono midollare, a livello lombare. La sua estensione fibrosa si prolunga fino al coccige.

Il midollo spinale è un complesso sistema neurale che collega tramite i nervi spinali il sistema nervoso centrale con il sistema nervoso periferico ed ha per questo una funzione insostituibile per il controllo del moto.

2.2.1 La corteccia cerebrale motoria

La corteccia cerebrale (Figura 2.4) è lo strato laminare continuo e ondulato, formato da creste (ognuna chiamata *gyrus*) e scanalature (*sulcus*), che rappresenta la parte più esterna del telencefalo. È formata dai neuroni, dalla glia e da fibre nervose senza mielina. Si distinguono quattro lobi (frontale, parietale, occipitale, temporale) i cui nomi derivano dalla corrispondente vicinanza alle ossa del cranio.

La corteccia cerebrale motoria, in particolare, è la regione della corteccia che dal punto di vista anatomico si trova nella parte posteriore del lobo frontale, nella regione caudale della circonvoluzione frontale ascendente di fronte al solco centrale. Essa costituisce il livello più elevato nel sistema gerarchico delle parti del sistema nervoso adibite al controllo motorio. Infatti si occupa della pianificazione, del controllo e dell'esecuzione dei movimenti volontari del corpo, ossia ricopre la

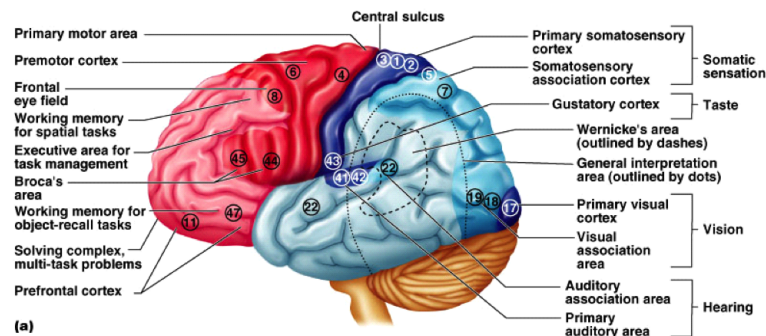


Figura 2.4: Corteccia cerebrale. [19]

funzione di trasmettere, alle cellule dei nuclei dei nervi cranici e alle cellule del midollo, gli impulsi derivanti dal comando della nostra volontà.

La corteccia motoria può essere suddivisa in tre parti e ciascuna di queste scambia informazioni con il midollo spinale in modo diretto, attraverso il tratto corticospinale, in modo indiretto, attraverso i sistemi motori del tronco dell'encefalico [19]:

Corteccia motoria primaria Ha la funzione di iniziazione e coordinazione dei movimenti per attività motorie fini. La stimolazione di differenti aree della corteccia motoria primaria causa il movimento in differenti regioni del corpo (Figura 2.5), secondo la rappresentazione distorta delle varie parti del corpo che l'encefalo conserva (nel cosiddetto “homunculus motorio, le dita delle mani o i muscoli della fonazione sono grossolanamente esagerati se confrontati con tronco, braccia e arti inferiori, indicando il livello fine di controllo motorio di queste parti del corpo).

Area premotoria (corteccia motoria secondaria) Organizza il movimento prima che venga eseguito, effettua una coordinazione “ritmica durante il movimento garantendo la transizione tra attività motorie sequenziali (es. scrittura alla tastiera o suonare il piano) e permette di controllare l'esecuzione di un movimento osservando un'altra persona che lo sta compiendo.

Area motrice supplementare (corteccia motoria secondaria) Viene coinvolta nel controllo di movimenti sequenziali oltre che nella preparazione e

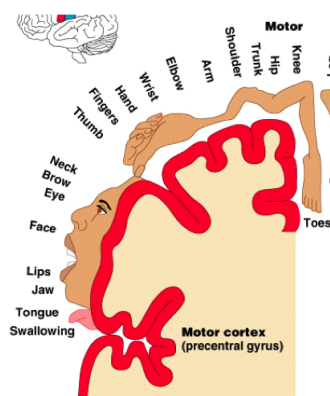


Figura 2.5: Homunculus. [19]

organizzazione del movimento.

Anche se non è un'area del lobo frontale, vi è talvolta aggiunta la corteccia parietale posteriore, coinvolta nell'integrazione dell'informazione somato-sensoriale con quella di altri sistemi sensoriali, soprattutto del sistema visivo, essenziale per la percezione e l'interpretazione delle relazioni spaziali e per l'apprendimento delle funzioni coinvolte nella coordinazione del corpo nello spazio.

I comandi motori provenienti dalla corteccia cerebrale sono convogliati grazie all'azione di due diversi tipi di fibre: le fibre corticospinali e le fibre corticobulbari. Come già accennato precedentemente, le prime, che sono fibre che hanno in gran parte origine dalla corteccia motoria primaria e dalla premotoria, controllano gli interneuroni e i motoneuroni spinali che innervano i muscoli del tronco e degli arti; le seconde controllano i nuclei motori dei nervi cranici.

La corteccia motoria è in costante interazione con le altre strutture nervose coinvolte nel movimento, come il sistema dei gangli della base e il cervelletto. Il sistema dei gangli della base è un'importante area subcorticale per il controllo motorio. Essa è in particolare coinvolta nell'iniziazione del movimento, nell'attivazione dei muscoli antagonisti durante il movimento, nella forza. Riceve informazioni dalla corteccia cerebrale e dal tronco e invia informazioni al tronco.[19]

2.2.2 Il cervelletto

Il principale ruolo del cervelletto consiste nella regolazione delle funzioni motorie e, in particolare, nello svolgere compiti motori rapidi. Si possono elencare alcune funzioni fondamentali di cui il cervelletto si fa carico o in cui è coinvolto [19]:

- Coinvolto nell'esecuzioni di movimenti regolari e accurati
- Coinvolto in coordinazione vista-mano, sincronizzazione del movimento, regolazione dei riflessi posturali essenziali per una corretta prestazione motoria e mantenimento dell'equilibrio
- Individuazione e correzione dell'errore di movimento, ricevendo una copia, chiamata efferente, del segnale neurale motorio inviato dalla corteccia motoria ai muscoli (regolazione dell'attività dei muscoli agonisti ed antagonisti)
- Coinvolto nell'apprendimento di esercizi motori

La correzione del movimento qualora esso si discosti dall'obiettivo prefissato viene eseguita sulla base di una comparazione tra i segnali provenienti dal feedback esterno (ottenuto dal sistema nervoso periferico che aggiorna sullo stato di ciascun segmento corporeo) e quelli (copia efferente del comando motorio volontario) trasmessi da strutture cerebrali, come corteccia motrice e premotoria, che prendono parte alla programmazione del movimento. Successivamente il cervelletto proietta le informazioni ai sistemi motori discendenti del sistema nervoso centrale. I suoi compiti, quindi, risultano essere assai diversi da quelli della corteccia cerebrale; un'ulteriore prova di questa differenza sta nei sintomi delle lesioni a queste due parti del sistema nervoso centrale: le lesioni al cervelletto portano, come conseguenza, delle alterazioni del movimento che si manifestano con la perdita di coordinazione nello svolgere compiti motori rapidi, ma non determinano paralisi muscolari; le lesioni della corteccia motrice provocano, invece, diminuzione della forza e della velocità dei movimenti e fanno perdere la capacità di contrarre individualmente i vari muscoli.

2.2.3 Le vie somato-sensoriali

Le vie somato-sensoriali sono delle vie nervose afferenti sensitive che trasmettono impulsi della sensibilità tattile, propriocettiva, termica e dolorifica.

I segnali somatosensitivi possono percorrere tre vie principali (tratti ascendenti), quando passano attraverso il midollo spinale, fino ai più alti livelli del CNS (corteccia e cervelletto) [19]:

1. i fasci della colonna dorsale lemnisco-mediale, che portano l'informazione della sensibilità tattile e vibratoria cutanea, nonché stimoli propriocettivi coscienti degli arti;
2. la via spino-talamica (o lemnisco-spinale), che porta soprattutto informazioni sul dolore e la temperatura.
3. il tratto che parte dal midollo spinale fino al cervelletto (spino-cerebellare) riveste una fondamentale importanza per il controllo motorio rapido e automatico perché è la via primaria per le informazioni di propriocezione inconscia.

2.2.4 Le vie motorie

Le vie discendenti sono, in genere, vie effettrici, ossia deputate a stimolare motoneuroni o neuroni visceroeffettori. Svolgono un'azione di controllo su quanto accade nel midollo spinale. La corteccia cerebrale decide quindi quali movimenti compiere o quale postura assumere, invia l'ordine di movimento, ma demanda al midollo spinale (o più in generale all'asse nervoso, cioè midollo spinale e tronco encefalico) l'esecuzione dell'ordine impartito, riservandosi tuttavia il compito di controllarne l'esecuzione.

Il sistema somatico trasmette i comandi di movimento attraverso i tratti discendenti, dal cervello attraverso il midollo spinale. I tratti piramidali (cortico-spinali) derivano per il 60% dalla corteccia motoria e sono legati alla performance di movimenti di precisione. I tratti non piramidali (vie tronco-encefaliche) sono coinvolte nel controllo della postura e nel controllo della mano e delle dita per la flessione-estensione.[19]

2.3 Il sistema nervoso periferico (PNS)

Il sistema nervoso periferico (PNS) è l'insieme dei gangli nervosi e dei nervi che si possono individuare all'esterno dell'encefalo e del midollo spinale. I gangli nervosi sono dei particolari raggruppamenti di neuroni, addetti alla ricezione delle informazioni da recettori. Il sistema nervoso periferico si può suddividere in due sottocategorie: il sistema sensoriale e il sistema motorio.

Il sistema sensoriale è composto da due tipi di neuroni, dei quali uno riceve le informazioni provenienti dall'ambiente esterno (quindi dagli organi di senso come le orecchie o gli occhi) e l'altro è atto a trasportare fino al cervello le informazioni provenienti dal corpo della persona (vie somato-sensoriali).

Il sistema motorio si può suddividere a sua volta in somatico e autonomo. Il sistema somatico trasmette i segnali ai muscoli scheletrici, in particolare quando c'è da attuare una risposta veloce ad uno stimolo di pericolo (riflessi). Comunque gran parte degli stimoli del sistema somatico sono volontari. Il sistema autonomo vanta una gamma di reazioni non volontarie, che muovono in due direzioni in funzione del fatto che siano generate dal sistema simpatico o dal sistema parasimpatico.

I nervi sono strutture anatomiche del sistema nervoso periferico formate da fasci di assoni (provenienti da un gruppo di neuroni) che trasportano informazioni da o verso il sistema nervoso centrale. Il nervo contiene, inoltre, vasi sanguigni utili al rifornimento di ossigeno e nutrienti. Nel nervo sono presenti guaine di tessuto connettivo che si fanno via via più piccole, ricoprendo prima l'intero nervo poi fasci e fascetti di assoni. Le fibre nervose possono essere efferenti ossia motorie (quando trasmettono impulsi dal sistema nervoso centrale alla periferia) oppure afferenti ovvero sensitive (quando trasmettono gli stimoli sensoriali dagli organi periferici al sistema nervoso centrale). I nervi possono contenere fibre efferenti, afferenti o entrambe (in caso di nervi misti). Esistono due tipi principali di nervi: encefalospinali e del sistema simpatico. I nervi encefalospinali (o somatici) partono dal sistema nervoso centrale e si distribuiscono ai distretti superficiali e scheletrici del corpo. I nervi del sistema simpatico (o nervi viscerali) si distribuiscono, invece, nella muscolatura liscia, nei visceri, nei vasi, nelle ghiandole e nel cuore.

2.3.1 I recettori

La propriocizione è la capacità del sistema nervoso centrale di percepire la posizione del corpo nelle sue parti e la contrazione dei muscoli. Tale sensibilità, fondamentale per un buon controllo è creata attraverso la stimolazione di specifici recettori sensoriali, presenti in prossimità dei vari organi del corpo e alcuni anche sensibili a stimoli provenienti dall'esterno quali il tatto, la pressione cutanea e altre variazioni strutturali di tipo meccanico (meccanocettori) di derivazione anche interna, che forniscono al CNS informazioni quali temperatura, dolore e movimento.

Le informazioni riguardanti la propriocizione vengono trasmesse al sistema nervoso centrale da tre principali tipi di recettori (Figura 2.6):

- i fusi neuromuscolari, che, paralleli alle fibre muscolari, registrano la lunghezza e funzionano da feedback per il sistema nervoso centrale allo scopo di mantenere una determinata posizione, direzione e velocità del movimento;
- gli organi tendinei del Golgi, che, posizionati a livello del collegamento tra tendine e fibre muscolari, danno informazioni riguardo alle variazioni di tensione;
- i recettori articolari, che, localizzati nelle capsule articolari e nei legamenti, individuano le variazioni di forza e rotazione applicati all'articolazione.

Le informazioni provenienti da questi tipi di sensori giungono e trovano impiego in tutti i vari livelli del sistema nervoso centrale: al livello più alto esse sono utilizzate per pianificare i movimenti, a livello inferiore, invece, per il controllo dei riflessi.

Oltre a questi due principali tipi di recettori che forniscono informazioni utili al controllo motorio, ce ne sono altri secondari. Alcuni esempi sono:

- i recettori interstiziali, terminazioni nervose libere sparse ovunque nella cute, nei tessuti connettivi e negli interstizi muscolari;
- i corpuscoli di Meissner, recettori tattili di particolare sensibilità, consentono di afferrare con precisione oggetti di piccole dimensioni;

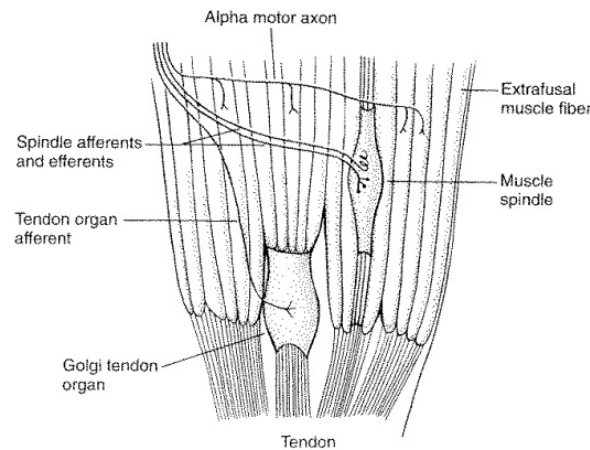


Figura 2.6: Fusi neuromuscolari e organi tendinei del Golgi.

- i corpuscoli di Ruffini in qualità di recettori articolari (meccanorecettori di stiramento) segnalano direzione e velocità di movimento e, come gli organi tendinei del Golgi, misurano la tensione del tessuto;
- i corpuscoli di Vater-Pacini essendo ad adattamento molto rapido segnalano variazioni meccaniche molto veloci quali le vibrazioni (quelle con frequenza superiore ai 100Hz in particolare). Questi possono essere considerati come sensori di accelerazione.

2.4 I muscoli

L'esecuzione dei vari movimenti è permessa dalla contrazione muscolare, attività controllata grazie all'innumerabile quantità di informazioni elaborate dal sistema nervoso centrale. La forza espressa nella contrazione muscolare e le conseguenti modifiche della lunghezza dei muscoli dipendono da molteplici fattori: la lunghezza iniziale del muscolo, la velocità di variazione della sua lunghezza, i carichi esterni che si oppongono al movimento. Questi fattori devono essere noti per permettere il controllo dei movimenti e il corretto calcolo delle forze muscolari necessarie per compierli; il sistema nervoso centrale conosce la lunghezza e la forza dei muscoli grazie alle informazioni propriocettive derivanti dai fusi neuromusco-

lari e dagli organi tendinei del Golgi. Tali informazioni, mentre a livello corticale vengono utilizzate per le percezioni della posizione degli arti e per il controllo dei movimenti volontari, nei livelli inferiori vengono adottate per il controllo dei riflessi.

2.5 Modellizzazione dei componenti

Coloro che si occupano dello studio del movimento umano tipicamente iniziano il loro lavoro definendo, in maniera implicita o esplicita, un sistema o modello. Adoperando la schematizzazione della parte di interesse, infatti, risulta possibile effettuare esperimenti e simulazioni che consentono di apprenderne, almeno in parte, il funzionamento.

Il modello, il cui scopo è quello di imitare al meglio un organo o una funzione, nella maggior parte dei casi è il risultato di un'elevata semplificazione: esso si propone di rappresentare solamente le caratteristiche basilari e di maggior interesse del sistema reale; per cui è da considerarsi sempre vera la regola secondo la quale tutti i modelli sono sbagliati rispetto al reale sistema che modellizzano, ma alcuni di essi possono risultare utili per lo studio e il miglioramento delle conoscenze.

2.5.1 Modello di Hill

Uno degli esempi più noti di queste schematizzazioni è, senza dubbio, quello muscolare, sviluppato nel 1938 da Hill: egli, partendo da una serie di esperimenti, giunse all'elaborazione di un modello meccanico del muscolo che teneva conto dell'elasticità muscolare. Tale modello 2.7 propone la suddivisione del muscolo in due diversi gruppi funzionali [20]: l'elemento contrattile (CE) e gli elementi elastici (in serie SE e in parallelo PE).

Il primo raggruppa in sé gli elementi contrattili (CE), ovvero i sarcomeri, che ricevono l'input di attivazione muscolare e forniscono in uscita una forza legata all'attivazione, alla velocità di accorciamento del muscolo e dalla lunghezza.

Il secondo comprende invece la parte non contrattile passiva formata dal tessuto connettivo del muscolo (guaine di cui sono rivestiti i sarcomeri, tendini,

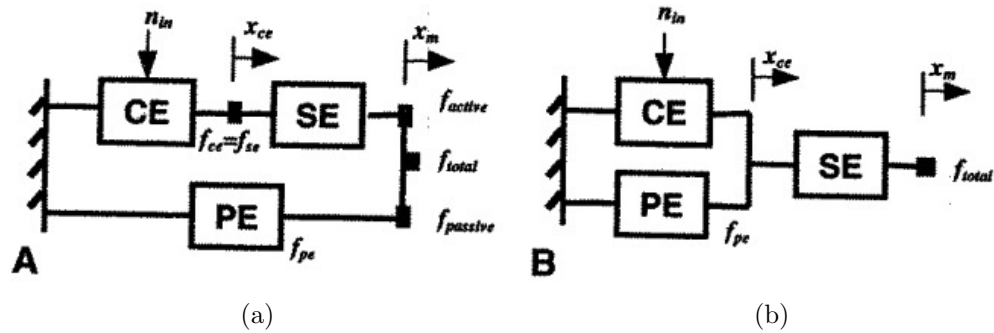


Figura 2.7: Due diverse rappresentazioni del modello di Hill: *A* è la forma più comune del modello muscolare, *B* è la forma alternativa. Durante l'allungamento passivo, quando la forza attraverso l'elemento contrattile (CE) è nulla, si ha che le due rappresentazioni differiscono per il comportamento dell'elemento elastico in serie (SE): in *A* viene teso solo PE, in *B* entrambi. [20]

etc.). Le strutture appartenenti a questo secondo gruppo (e quindi non contrattili) vengono a loro volta divise in due gruppi: elementi elastici in serie (SE), come i tendini, ed elementi elastici in parallelo (PE), come tutte le fibre muscolari in generale.

Nel muscolo in stato di riposo la parte contrattile CE è rilassata e né gli elementi SE, né i PE sono sottoposti a tensione. Il comportamento della parte SE è assimilabile a quello di una molla: gli elementi ad essa appartenenti sono in grado di immagazzinare energia quando, sottoposti a tensione, subiscono un allungamento, e la restituiscono poi, quando vengono rilasciati. Al termine della tensione gli elementi SE tornano molto velocemente alla loro lunghezza a riposo e ciò li rende molto importanti per l'esecuzione di movimenti esplosivi o per i quali è richiesta prontezza nella contrazione.

Capitolo 3

L'anatomia e la funzionalità della mano

3.1 Anatomia del polso

Il polso, articolazione distale dell'arto superiore, permette alla mano, segmento esecutore, di presentarsi in posizione ottima per la presa. Infatti, il complesso articolare del polso possiede due gradi di libertà. Con la prono-supinazione, che costituisce il terzo grado di libertà, la mano può così essere orientata in qualsiasi piano dello spazio in rapporto all'avambraccio.

3.1.1 Le ossa e le articolazioni del polso

Il polso individua la parte dell'arto superiore in corrispondenza per lo più delle ossa del carpo, dell'ulna e del radio. Il carpo è la parte dello scheletro che congiunge l'avambraccio con il metacarpo ed è costituito da otto ossa, disposte in due file, prossimale e distale ¹, di quattro elementi. La nomenclatura delle ossa del carpo è illustrata successivamente nella descrizione della mano. Le ossa carpiche passanti per un asse medio del polso e comunque più rilevanti nei movimenti del polso sono il semilunare (prima fila) e il grande osso o osso capitato (corrispondente al semilunare nella seconda fila), che agiscono in contatto con il terzo metacarpo (si

¹Il termine prossimale negli arti si riferisce alla struttura più vicina alla radice dell'arto. Il termine distale al contrario si riferisce alla struttura più lontana dalla radice dell'arto.

veda Figura 3.1). [21, 22, 23]

La fila prossimale delle ossa carpiche si articola con l'estremità distale del radio, che con l'ulna costituisce lo scheletro dell'avambraccio, e forma l'articolazione radio-carpica. L'ulna non è collegato direttamente col carpo ma ne è separato per mezzo di un disco articolare detto legamento triangolare dell'articolazione radio-ulnare distale.

L'estremità del radio presenta una forma ovoidale-convessa e si 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.

Il complesso articolare del polso è quindi costituito da due articolazioni (Figura 3.1) [24]:

- la radio-carpica, tra l'estremità inferiore del radio e le ossa della fila superiore del carpo, che articola la glenoide dell'avambraccio con il condilo carpico;
- la medio-carpica, tra la fila superiore e la fila inferiore del carpo, che articola fra di loro le due fila delle ossa del carpo.



Figura 3.1: Ossa e articolazioni del polso: l'articolazione radio-carpica e la medio-carpica. [24]

L'articolazione radio-carpica è un'articolazione condiloidea (Figura 3.2). La superficie del condilo carpale presenta due curvature convesse [24]:

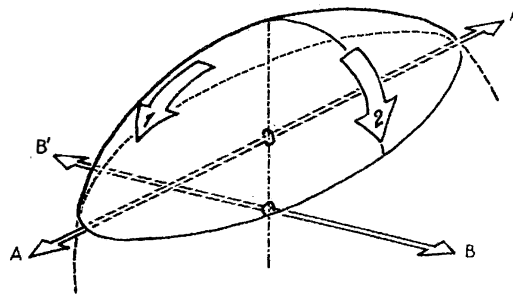


Figura 3.2: L'articolazione radio-carpica. [24]

- una curvatura trasversale (freccia 1), di raggio R e il cui asse BB' è antero-posteriore: questa curvatura corrisponde ai movimenti di adduzione-abduzione;
- una curvatura antero-posteriore (freccia 2), di raggio r (più piccolo di R) ed il cui asse AA' è trasversale: questa curvatura corrisponde ai movimenti di flesso-estensione.

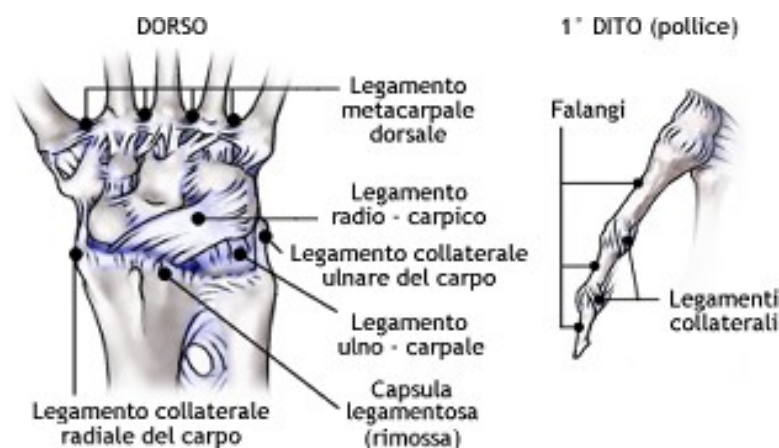


Figura 3.3: Legamenti del polso.

I legamenti della radio-carpica sono organizzati in due sistemi: i legamenti collaterali (esterno ed interno) e i legamenti antero-posteriori (anteriore e posteriore). In una visione anteriore del carpo si vedono inoltre numerosi legamenti

dell'articolazione medio-carpica che si possono dividere in due gruppi: i legamenti che riuniscono fra loro le differenti ossa di ciascuna delle due fila e i legamenti che controllano l'articolazione medio-carpica, stesi da una fila all'altra.

3.1.2 I movimenti del polso

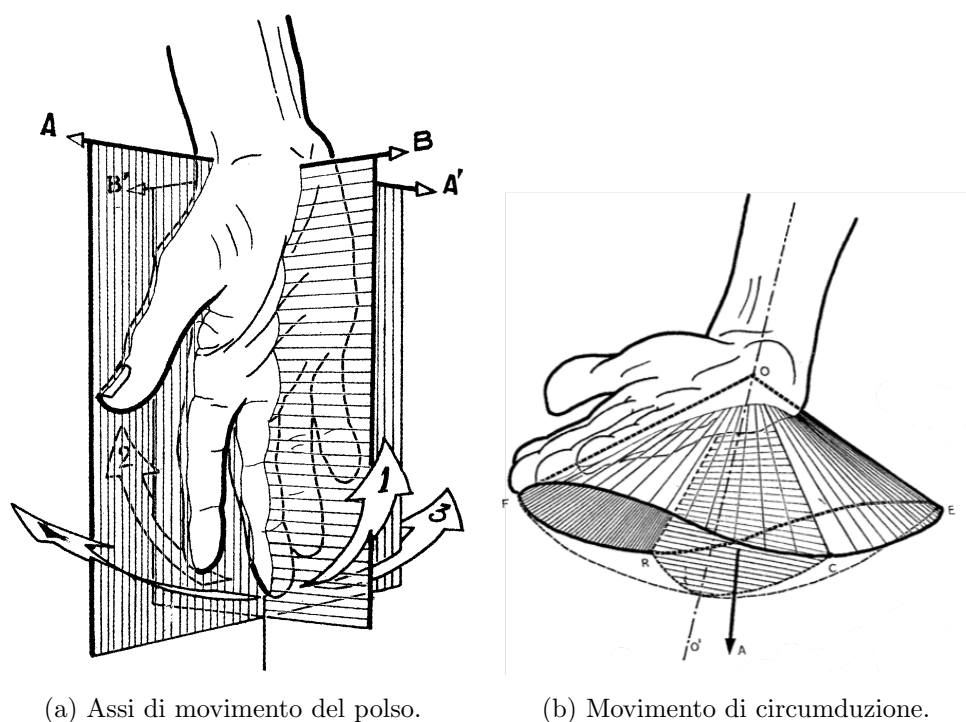


Figura 3.4: Assi dei movimenti semplici del polso e cono di circumduzione (movimento combinato). [24]

I movimenti del polso (Fig. 3.4) si effettuano attorno a due assi [24]:

- un asse AA' trasversale, compreso in un piano frontale (tratteggiato verticalmente). Quest'asse condiziona i movimenti di flessione-estensione che si effettuano in un piano sagittale (tratteggiato orizzontalmente):
 - flessione (freccia 1): la faccia anteriore o palmare della mano si avvicina alla faccia anteriore dell'avambraccio;
 - estensione (freccia 2): la faccia posteriore o dorsale della mano si avvicina alla faccia posteriore dell'avambraccio.

- Un asse BB' antero-posteriore, compreso in un piano sagittale (tratteggiato orizzontalmente). Quest'asse condiziona i movimenti di adduzione-abduzione che si effettuano in un piano frontale (tratteggiato verticalmente):
 - adduzione o inclinazione ulnare (freccia 3): la mano si avvicina all'asse del corpo ed il suo bordo interno, o bordo ulnare (quello che ha il quinto dito), forma con il bordo interno dell'avambraccio un angolo ottuso aperto in dentro;
 - abduzione o inclinazione radiale (freccia 4): la mano si allontana dall'asse del corpo ed il suo bordo esterno, o bordo radiale (quello che porta il pollice), forma con il bordo esterno dell'avambraccio un angolo ottuso aperto in fuori.

Il movimento di circumduzione si definisce come la combinazione dei movimenti di flessione-estensione con i movimenti di adduzione-abduzione. Si tratta dunque di un movimento che si effettua simultaneamente in rapporto ai due assi dell'articolazione del polso. Quando il movimento di circumduzione è spinto alla sua massima ampiezza l'asse della mano descrive nello spazio una superficie conica detta "cono di circumduzione" (Fig. 3.4) [24].

Movimento di abduzione-adduzione

Come riportato in Figura 3.5, l'ampiezza dei movimenti si misura a partire dalla posizione di riferimento a : l'asse della mano, materializzato dal terzo metacarpo e dal terzo dito, è posto nel prolungamento dell'asse dell'avambraccio.

L'ampiezza del movimento d'abduzione, o inclinazione radiale, b non supera normalmente i 15° (al massimo può raggiungere i 20°). L'ampiezza dell'adduzione, o inclinazione ulnare, c è di 45° , quando si misura l'angolo sulla linea che unisce il centro del polso alla estremità del terzo dito (linea a tratti). Tuttavia questa ampiezza è differente a seconda che si consideri l'asse della mano (30°) o l'asse del medio (55°). Questo dipende dal fatto che all'adduzione della mano si aggiunge un'adduzione delle dita. In pratica, si può però ritenere che l'ampiezza dell'adduzione sia di 45° . [24]

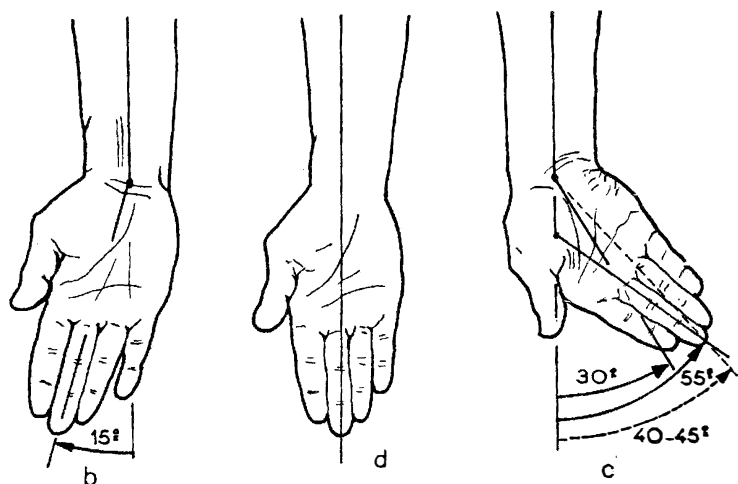


Figura 3.5: Ampiezza dei movimenti di abduzione-adduzione del polso. [24]

I valori di range di movimento sono pressoché in accordo anche con i valori medi delle ricerche di Dempster che sono state confrontate dall'autore stesso con quelle di Glanville e Kreezer, Sinelnikoff e Grigorowitsch e Gilliland su un notevole numero di persone [25].

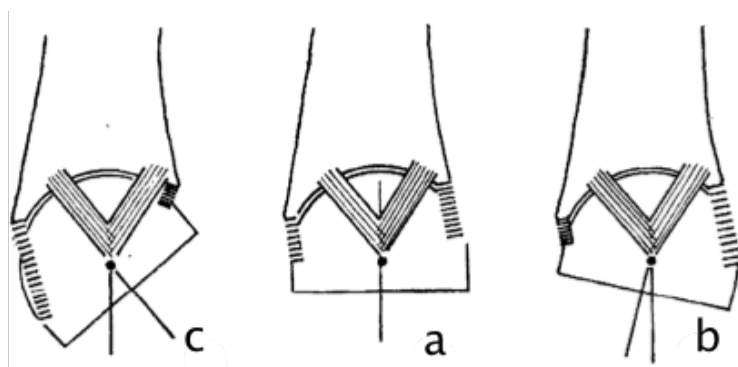


Figura 3.6: Legamenti del polso (vista anteriore) durante il movimento di abduzione-adduzione. [24]

Nei movimenti di adduzione-abduzione (*a*, *b*, *c* in Figura 3.6), sono i legamenti collaterali dell'articolazione radio-carptica che principalmente lavorano. Partendo dalla posizione di riposo (*a*), si vede che nell'adduzione (*c*) l'esterno si tende, l'interno si detende; mentre nell'abduzione (*b*) si produce il fenomeno inverso. Il legamento anteriore, fissato vicino al centro di rotazione, invece, partecipa poco. Al-

l'ampiezza totale di tale movimento concorre anche l'articolazione medio-carpica (circa 8° nell'abduzione e 15° nell'adduzione). [24]

Da notare che, in generale, l'ampiezza dei movimenti di adduzione-abduzione è minima in una forte flessione o estensione del polso, posizione nella quale i legamenti del carpo sono tesi. È massima per la posizione di riferimento o una leggera flessione, posizione che detende i legamenti.

Movimento di flessione-estensione

L'ampiezza dei movimenti si misura a partire dalla posizione di riferimento *a* (Figura 3.7): polso diritto, la faccia dorsale della mano è posta nel prolungamento della faccia posteriore dell'avambraccio. L'ampiezza della flessione *b*, chiamata

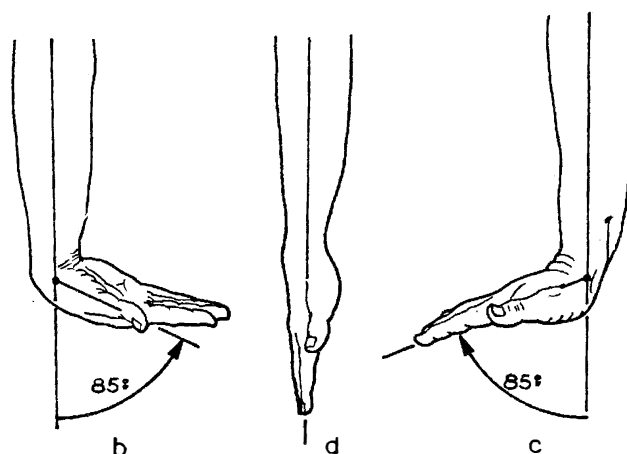


Figura 3.7: Ampiezza dei movimenti di flessione-estensione del polso. [24]

anche flessione palmare, così come l'estensione è di 85° (la flessione può essere più ridotta circa 75°), non raggiunge cioè i 90° [24]. I valori di range di movimento sono pressoché in accordo anche con i valori medi delle ricerche di Dempster che sono state confrontate dall'autore stesso con quelle di Glanville e Kreezer, Sinelnikoff e Grigorowitsch e Gilliland su un notevole numero di persone [25].

Nei movimenti di flesso-estensione (*a*, *b*, *c* in Figura 3.8) sono soprattutto i legamenti anteriore e posteriore dell'articolazione radio-carpica che lavorano. Partendo dalla posizione di riposo (*a*) si vede che il legamento posteriore si tende nella flessione (*b*) mentre il legamento anteriore si tende nell'estensione (*c*). I lega-

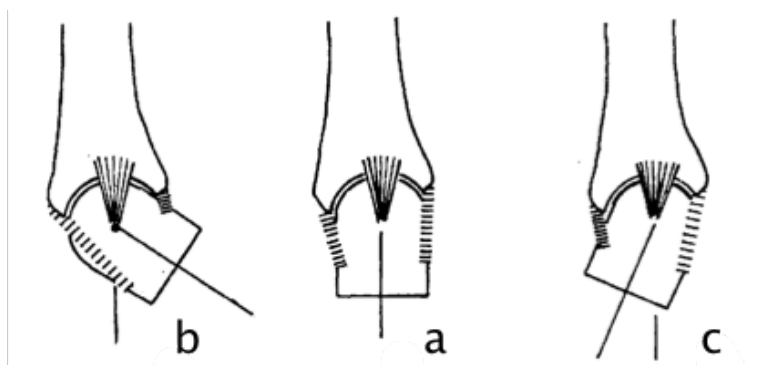


Figura 3.8: Legamenti del polso (vista laterale) durante il movimento di flessione-estensione.

menti collaterali partecipano poco. L'articolazione medio-carpica invece partecipa alla flessione in ragione di un'ampiezza di 35° mentre la proporzione è opposta in estensione (55°). [24]

Come per i movimenti nel senso laterale, da sottolineare che l'ampiezza dei movimenti dipende dal grado di rilassamento dei legamenti del carpo [24]:

- la flessione-estensione è massima quando la mano non è né in adduzione né in abduzione;
- la flessione-estensione è di ampiezza minore quando il polso è in pronazione.

Movimento di pronazione-supinazione

Il movimento di pronazione-supinazione è un movimento proprio in realtà dell'articolazione del gomito anche se in parte entra in gioco anche l'articolazione del polso. Si tratta del movimento di rotazione attorno all'asse longitudinale dell'avambraccio. Il range di movimento di pronazione-supinazione è di $75 \div 85^\circ$.

3.1.3 Il range di mobilità per le ADLs

Nello studio del movimento è importante distinguere tra il massimo valore raggiungibile e quello effettivamente necessario per svolgere le attività della vita quotidiana. Nel caso del polso, per esempio, gli archi di estensione-flessione, supinazione-pronazione e adduzione-abduzione non vengono quasi mai sfruttati

al 100% nelle attività quotidiane. Uno studio recente ha rilevato come, svolgendo varie attività di cura personale (pettinare i capelli, abbottonare una camicia, lavare i denti, allacciare le scarpe..) si raggiungano al massimo 54° in estensione e 60° in flessione, 17° in abduzione, 40° in adduzione. Tra l'altro, la maggior parte delle attività richiede un range di valori ancor più limitato [26]. Uno schema riassuntivo è riportato in Tabella 3.1. La conoscenza del range di movimento dell'articolazione del polso per le attività della vita quotidiana è fondamentale per lo sviluppo di dispositivi di assistenza motoria, il cui obiettivo primo dovrebbe essere la riabilitazione del movimento al fine di eseguire la attività di tutti i giorni.

	A-ROM	F-ROM [26]	F-ROM minimo [27]
Flessione/Estensione	75°/85°	60°/54°	10°/35°
Abduzione/Adduzione	20°/30°	17°/40°	10°/15°
Pronazione/Supinazione	75°/85°	50°/50°	nd

Tabella 3.1: Range di movimento del polso (A-ROM: ROM attivo; F-ROM: ROM funzionale (90% delle attività eseguite); F-ROM minimo: valori minimi necessari per l'esecuzione delle ADL).

3.1.4 L'azione dei muscoli motori del polso

Classicamente, i muscoli motori del polso si suddividono in quattro gruppi. Lo schema di Figura 3.9 mostra questa suddivisione in rapporto ai due assi del polso (asse AA' della flessione-estensione; asse BB' di adduzione-abduzione) [24]:

Cubitale anteriore (1) Agisce da flessore del polso, flessore del quinto metacarpo sul carpo per le sue espansioni e da adduttore del polso ma meno del cubitale posteriore (es. di flessione-adduzione: la mano sinistra che suona il violino).

Cubitale posteriore (6) Agisce da estensore e adduttore del polso.

Palmari grande (2) e piccolo (3) Agiscono da flessori e abduttori del polso.

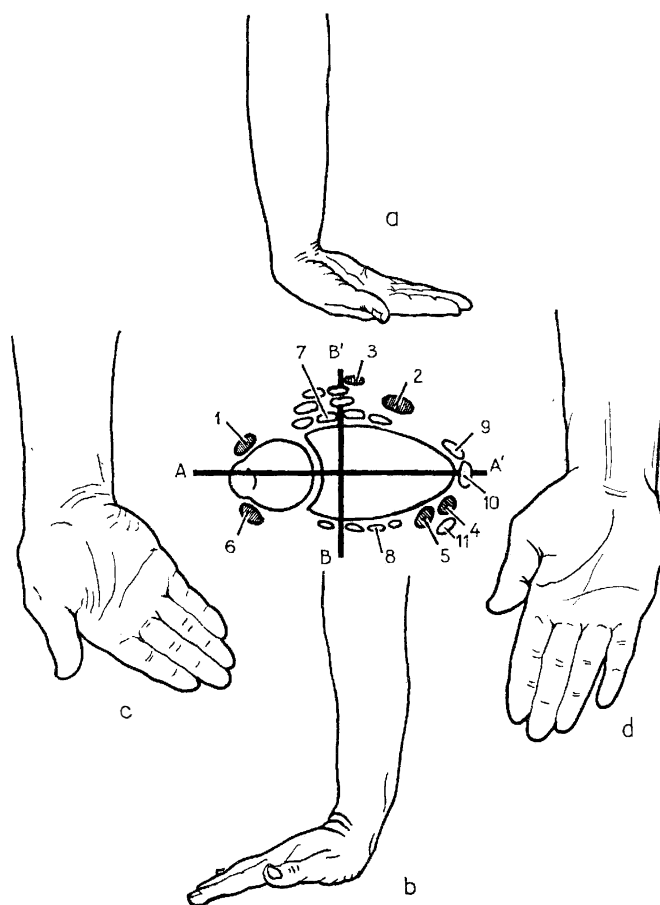


Figura 3.9: Schema dei muscoli del polso secondo i movimenti semplici. Lo schema rappresenta una sezione del polso destro, parte inferiore della sezione, dunque B' è in avanti, B indietro, A' in fuori, A in dentro. I tendini tratteggiati sono i motori del polso, i bianchi sono i motori delle dita. [24]

Radiali primo (4) e secondo (5) Agiscono da estensori e abduttori del polso.

Seguendo questa teoria, nessun muscolo motore del polso ha un'azione pura, il che significa che per ottenere un'azione pura bisogna sempre fare entrare in gioco simultaneamente due gruppi, per annullare una componente [24]. In realtà, queste azioni sono più sfumate. Le esperienze d'eccitazione elettrica di Duchenne De Boulogne (1867) hanno dimostrato che [24]:

- solo il primo radiale (4) è estensore-abduttore; il secondo radiale è estensore diretto da cui la sua importanza fisiologica;

- il piccolo palmare è flessore diretto; il grande palmare è anch'esso flessore diretto, inoltre flette il secondo metacarpo sul carpo trascinando la mano in pronazione. Il grande palmare stimolato separatamente non è dunque abduuttore, e si contrae nell'inclinazione radiale, per controbilanciare la componente d'estensione del primo radiale, motore essenziale dell'abduzione;
- i muscoli motori delle dita possono muovere il polso in determinate condizioni.

L'azione sinergica e stabilizzatrice dei muscoli del polso

I muscoli estensori del polso sono sinergici dei flessori delle dita (Figura 3.10-I a): quando si stende il polso (flessione dorsale) le dita si flettono automaticamente. Per estendere le dita in questa posizione bisogna fare uno sforzo volontario.

Inoltre è nella posizione d'estensione del polso che i flessori hanno la loro massima efficacia perché i tendini flessori sono allora relativamente più corti di quando il polso è diritto e a maggior ragione nella flessione del polso: lo sforzo dei flessori delle dita misurato al dinamometro in flessione del polso, è circa un quarto di quello che è in estensione.[24]

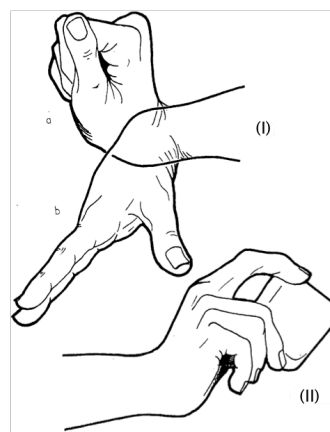


Figura 3.10: Sinergia dei muscoli del polso e della mano durante alcuni movimenti.
[24]

I muscoli flessori del polso sono sinergici degli estensori delle dita (Figura 3.10-I b): quando si flette il polso, l'estensione della prima falange delle dita si

produce automaticamente; bisogna fare allora uno sforzo volontario per flettere le dita nel palmo e questa flessione è senza forza. D'altronde la messa in tensione dei flessori delle dita limita la flessione del polso; è sufficiente estendere le dita perché la flessione del polso guadagni 10° . [24]

La posizione di funzione del polso, in Figura 3.10-II che riporta un oggetto preso dalla mano, corrisponde alla massima efficacia dei muscoli motori delle dita e più particolarmente dei flessori. Questa posizione di funzione si definisce come segue [24]:

- leggera estensione (flessione-dorsale) del polso a $40^\circ - 45^\circ$;
- leggera inclinazione ulnare (adduzione) a 15° .

È in questa posizione del polso che la mano si trova meglio adattata per la sua funzione di presa.

3.2 Anatomia della mano

3.2.1 L'architettura della mano

Per prendere gli oggetti, la mano deve adattare la sua forma. Su una superficie piana, un vetro per esempio (Figura 3.11-I), la mano si stende e si appiattisce, prendendo contatto (Figura 3.11-II) con l'eminenza thenar (1), l'eminenza ipothernar (2), la testa dei metacarpi (3) e la faccia palmare delle falangi (4). Solo la parte infero-esterna del palmo resta distante. [24]

Quando bisogna prendere un oggetto voluminoso, la mano invece si incava e si vedono comparire degli archi secondo tre direzioni [24]:

1. nel senso trasversale (Figura 3.11-III): l'arco carpico XOY che corrisponde alla concavità del massiccio carpico sul quale si allineano le teste dei metacarpi. L'asse longitudinale della doccia carpica passa per il semilunare, il grande osso e il terzo metacarpo;
2. nel senso longitudinale (Figura 3.11-III e Figura 3.11-IV): gli archi carpo-metacarpo-falangici che assumono una disposizione raggiata a partire dal

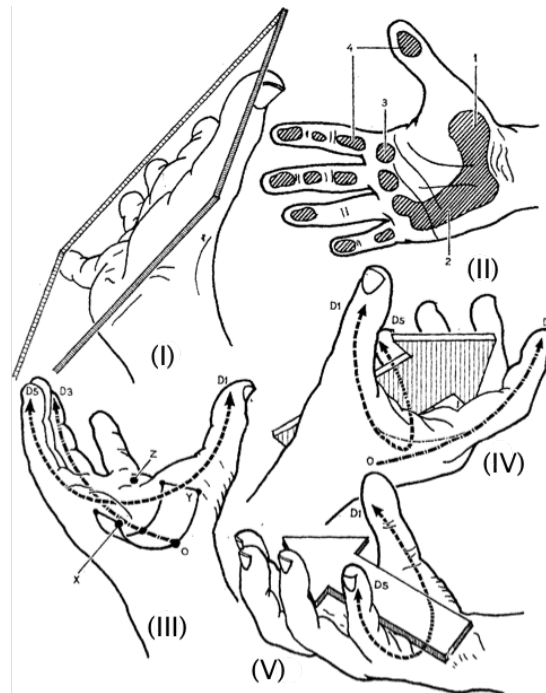


Figura 3.11: Adattabilità della forma della mano durante la presa di oggetti. [24]

massiccio carpico e sono costituiti, per ciascun dito, dal metacarpo e le falangi corrispondenti. La concavità di questi archi si orienta davanti al palmo e la chiave di volta è posta a livello dell'articolazione metacarpo-falangea: uno squilibrio muscolare a questo punto causa una rottura della curvatura. I due più importanti archi longitudinali sono:

- l'arco dei medio OD (Figura 3.11-III), arco assiale perché prolunga l'asse della doccia carpica;
- l'arco dell'indice OD (Figura 3.11-IV), che si oppone più spesso a quello del pollice;

3. in senso obliquo (Figure 3.11-III, 3.11-IV, 3.11-V) gli archi d'opposizione del pollice con le altre quattro dita:

- il più importante di questi archi obliqui riunisce e oppone il pollice all'indice ($D_1 - D_2$ in Figura 3.11-IV);
- il più esterno degli archi d'opposizione passa per il pollice e il mignolo ($D_1 - D_5$ in Figura 3.11-III, 3.11-IV, 3.11-V).

Nel suo insieme, quando la mano si incava forma una volta, una doccia a concavità anteriore le cui sponde sono limitate da tre punti: il pollice (D_1), che forma da solo la sponda esterna, l'indice (D_2) e il mignolo (D_5), che limitano la sponda interna. Tra queste due sponde sono tesi i quattro archi d'opposizione. La direzione generale obliqua di questa doccia palmare, raffigurata dalla grossa freccia contenuta nella mano (Figura 3.11-IV, 3.11-V), incrocia gli archi d'opposizione. Questa direzione è segnata nel palmo dalla parte media della piega d'opposizione del pollice ("linea della vita"). È anche la direzione che prende un oggetto cilindrico preso a piene mani come il manico di un arnese per esempio.

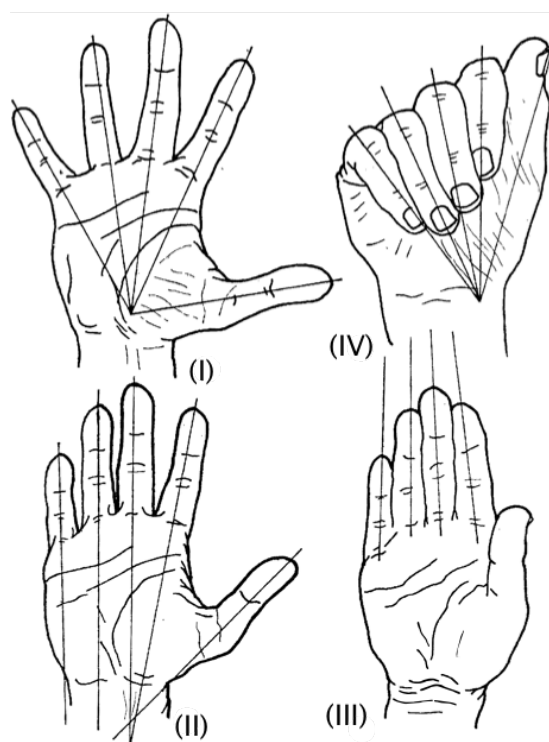


Figura 3.12: Convergenze degli assi delle dita della mano. [24]

Quando si allargano volontariamente le dita (Figura 3.12-I), l'asse di ciascuna delle cinque dita converge verso la base dell'eminanza thenar in un punto che approssimativamente corrisponde al tubercolo dello scafoide, individuato facilmente dalla palpazione. A livello della mano, i movimenti delle dita nel piano frontale, non si effettuano abitualmente in rapporto al piano di simmetria del corpo (movimenti d'adduzione abduzione), ma in rapporto all'asse della mano, costituito

dal terzo metacarpo ed il medio; si parla allora di movimenti d'allontanamento e di riavvicinamento delle dita.

Durante questi movimenti, il medio resta praticamente immobile. Tuttavia è possibile fargli effettuare dei movimenti volontari in fuori (abduzione vera, in rapporto al piano di simmetria) e in dentro (adduzione vera). [24]

Quando si avvicinano volontariamente le dita fra loro (Figura 3.12-III) gli assi delle dita non sono paralleli, ma convergenti, in un punto situato abbastanza lontano al di là della punta della mano. Ciò dipende dal fatto che le dita non sono cilindriche ma di calibro decrescente dalla base verso l'estremità. [24]

Quando si lascia che le dita prendano una posizione naturale (Figura 3.12-II), posizione partendo dalla quale si può effettuare sia il loro riavvicinamento sia il loro allontanamento, queste sono leggermente scostate l'una dall'altra, ma i loro assi non convergono tutti in un punto unico. Nell'esempio dato qui, esiste un parallelismo fra le tre ultime dita ed una divergenza fra le tre prime, mentre il medio, forma sempre l'asse della mano e serve di zona di transizione. [24]

Quando si chiude il pugno lasciando stese le articolazioni interfalangee distali (Figura 3.12-IV) gli assi delle ultime falangi delle quattro ultime dita e l'asse del pollice, eccettuata la sua ultima falange, convergono in un punto situato nella parte bassa della doccia del polso. Da notare che questa volta, è l'asse dell'indice che è longitudinale, mentre gli assi delle tre ultime dita sono obliqui, tanto più quanto più ci si allontana dall'indice. [24]

3.2.2 Le ossa e le articolazioni della mano

Lo scheletro della mano consta di tre segmenti: il carpo, il metacarpo e le falangi. In Figura 3.13 è rappresentato lo scheletro della mano con la nomenclatura ossea e le articolazioni. Le ossa della mano sono di dimensione molto ridotta e sono in totale almeno 27. Oltre alle otto ossa del carpo di cui si è già accennato precedentemente durante la descrizione del polso, si osservano le cinque ossa metacarpali (lunghe, cave e ricche di midollo osseo), le falangi prossimali, le falangi medie e le falangi distali (il pollice manca della falange media). Si è già parlato riguarda all'articolazione medio-carpica del polso che collega le ossa del carpo, le articolazioni carpo-metacarpiche della mano collegano invece la fila distale con

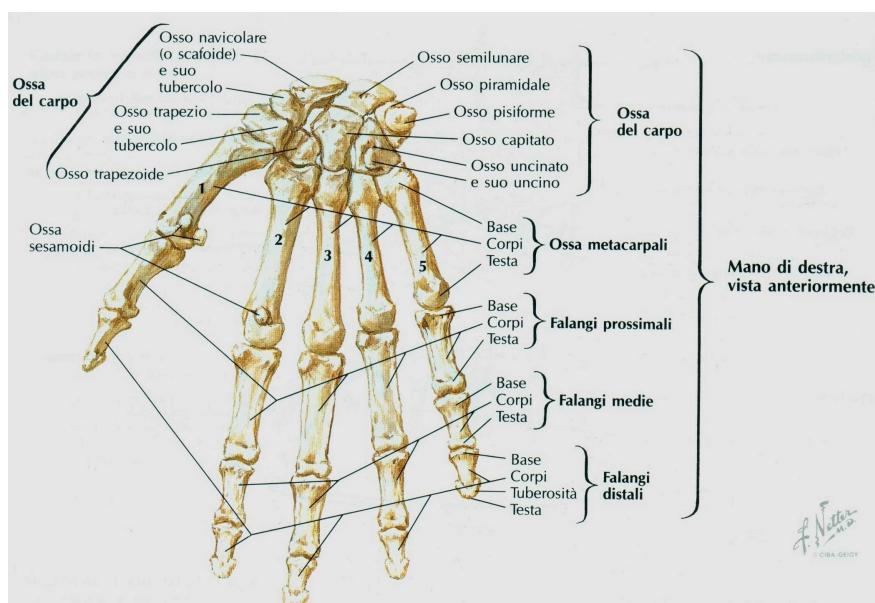


Figura 3.13: Scheletro della mano. [22]

ognuna delle cinque ossa metacarpali; la più complessa di queste articolazioni è quella del pollice, che è un'articolazione a sella e gode di una maggior libertà di movimento rispetto alle altre articolazioni carpo-metacarpiche, che possono essere considerate come delle articolazioni piane. Proseguendo distalmente, x 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.

Le articolazioni metacarpo-falangee sono del tipo condiloideo (Figura 3.14a) e possiedono due gradi di libertà [24]:

- flesso-estensione, in un piano sagittale, intorno all'asse YY' trasversale;
- inclinazione laterale, in un piano frontale. intorno all'asse XX' antero-posteriore.

L'articolazione metacarpo-falangea del pollice, in realtà, per effetto delle elasticità legamentose possiede un terzo grado di libertà. Da queste articolazioni sono tesi in particolare due tipi di legamenti laterali che mantengono in contatto le superfici articolari e limitano i movimenti: un legamento metacarpo-glenoideo che controlla i movimenti della fibrocartilagine glenoide e un legamento laterale.

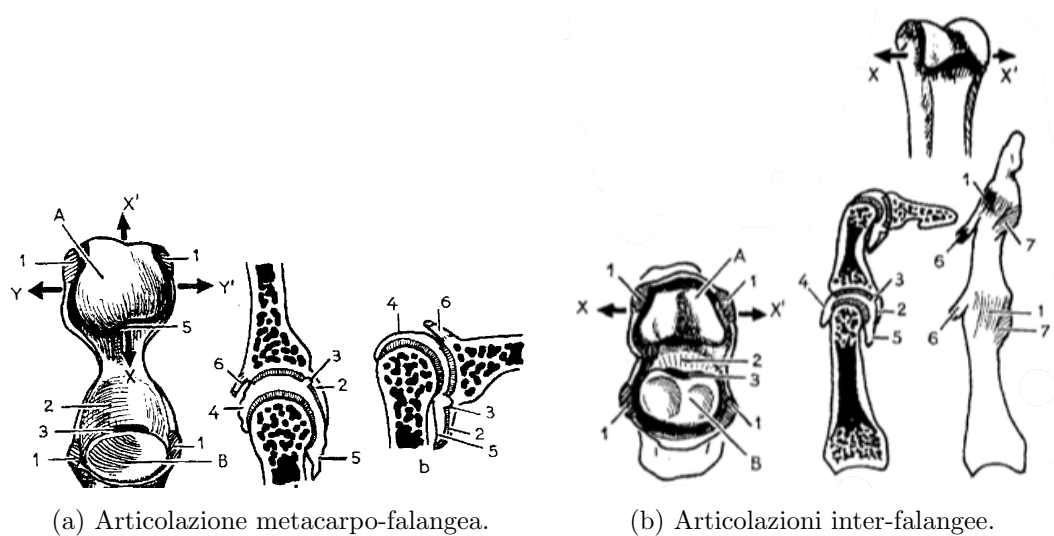


Figura 3.14: Articolazioni della mano e legamenti interessati. [24]

Le articolazioni inter-falangee sono del tipo trocleare e posseggono un solo grado di libertà [24]:

- la testa della falange (A in Figura 3.14b) ha la forma di una puleggia e possiede un solo asse XX' , trasversale, attorno al quale si effettuano i movimenti di flesso-estensione, in un piano sagittale;
- la base della falange distale (B in Figura 3.14b) che le corrisponde è scavata da due piccole cavità glenoidee che si appoggiano sulle guance della troclea. La cresta smussata che separa le due cavità glenoidee viene ad alloggiare nella gola della puleggia.

In una visione laterale si distinguono oltre ai legamenti laterali (1) le espansioni del tendine estensore (6) e i legamenti falango-glenoidei (7).

Nei movimenti del pollice, in aggiunta alle precedenti, si osserva anche l'articolazione trapezio-metarpica che ha un ruolo fondamentale, perché permette d'orientare il pollice rispetto al resto della mano. È un'articolazione per incastro reciproco che si può definire geometricamente come un'articolazione a superfici toroidi. In effetti, le superfici articolari a forma di sella, dell'estremità superiore del primo metacarpo (Figura 3.15-I), e della faccia infero-esterna del trapezio,

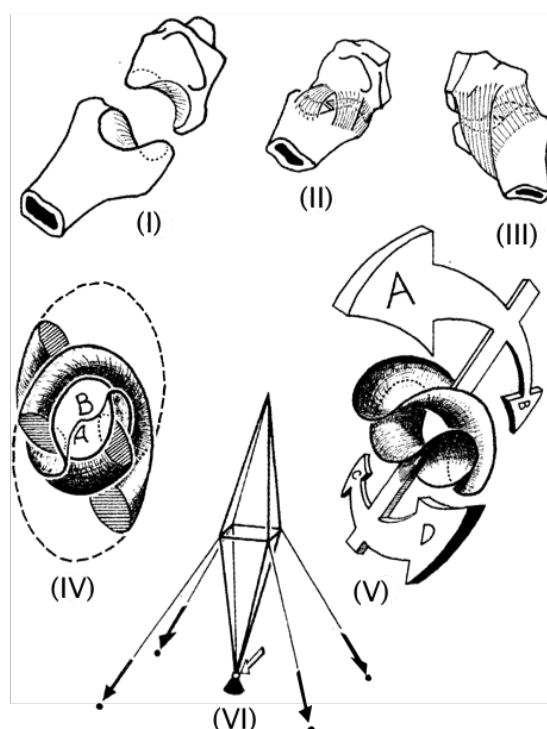


Figura 3.15: Articolazione trapezio-metacarpica del pollice e legamenti interessati. [24]

posseggono due curvature orientate in senso inverso (concavo-convesso). Queste superfici (Figura 3.15-IV) corrispondono esattamente alla parte assiale di un anello (in geometria, nello spazio, un anello è un tore). Quando due tori sono collegati l'uno con l'altro entrano in contatto per la loro parte assiale (superfici A e B) sulla quale si può prendere un solo segmento che allora ha la forma di una sella. Se ora si considerano solo le superfici a forma di sella (Figura 3.15-V) e le si rendono ciascuna solidale con leva, si può constatare che queste leve possono effettuare dei movimenti intorno a due assi (non raffigurati per semplificare lo schema) e in due piani; questa articolazione ha dunque due gradi di libertà:

- movimento della superficie superiore in rapporto all'inferiore nel senso della freccia *AB*;
- movimento della superficie inferiore in rapporto alla superiore, nel senso della freccia *CD*.

Ma si può anche immaginare, come è nella realtà, che solo la superficie inferiore sia mobile e presenti dei movimenti nei due piani perpendicolari precedentemente definiti. L'articolazione trapezio-metacarpica lavora "in compressione" assiale, un po' come un perno (Figura 3.15-VI) il che permette di orientare il primo metacarpo in tutte le direzioni dello spazio, come un pilone di cui si può cambiare la direzione accorciando uno dei cavi rispetto agli altri. Per ciò che concerne il pollice, i cavi sono muscolari e la loro contrazione modifica l'orientamento del metacarpo, grazie alla mobilità dell'articolazione trapezio-metacarpica.

Le superfici articolari sono mantenute a contatto l'una con l'altra dal tono dei muscoli della capsula e i legamenti (Figure 3.15-II e 3.15-III). Un legamento è soprattutto ben individuato: il legamento postero-interno (Figura 3.15-III), che attraversa obliquamente la faccia postero-interna dell'articolazione. Malgrado questi legamenti, la capsula è relativamente lassa, il che permette una certa mobilità nel senso della rotazione assiale. Questo terzo grado di libertà non sarebbe possibile se le superfici fossero strettamente mantenute l'una contro l'altra senza alcun gioco meccanico, ma ciò ha una grande importanza fisiologica nel meccanismo dell'opposizione del pollice.

3.2.3 I movimenti della mano

I movimenti della mano derivano dai gradi di libertà permessi dall'articolazione metacarpo-falangea (movimenti della falange prossimale che trasporta ovviamente anche la falange media e distale) e dall'inter-falangea (movimenti delle falangi media e distale). Nel seguito vengono presi in esame i movimenti suddividendoli in flessione-estensione e in abduzione-adduzione delle dita della mano in modo analogo al polso ma distinguendo tra le due articolazioni.

I movimenti del pollice, eseguiti grazie all'articolazione trapezio-metacarpica oltre alle altre due, sono analizzati separatamente.

Movimento di abduzione-adduzione (e prono-supinazione)

Per la propria natura, l'articolazione metacarpo-falangea, quando è flessa, rende difficili, se non impossibili, i movimenti di lateralità. Al contrario, nell'estensione

(Figura 3.17-III), i movimenti di lateralità sono facili, permettendo quindi un'ampiezza da 20° a 30° da ciascun lato. Uno dei legamenti laterali si tende mentre l'altro si allenta (B in Figura 3.14 e posizione *b* in Figura 3.16a). [24]

Di tutte le dita (salvo il pollice), l'indice è quello che possiede (Figura 3.16b-I)

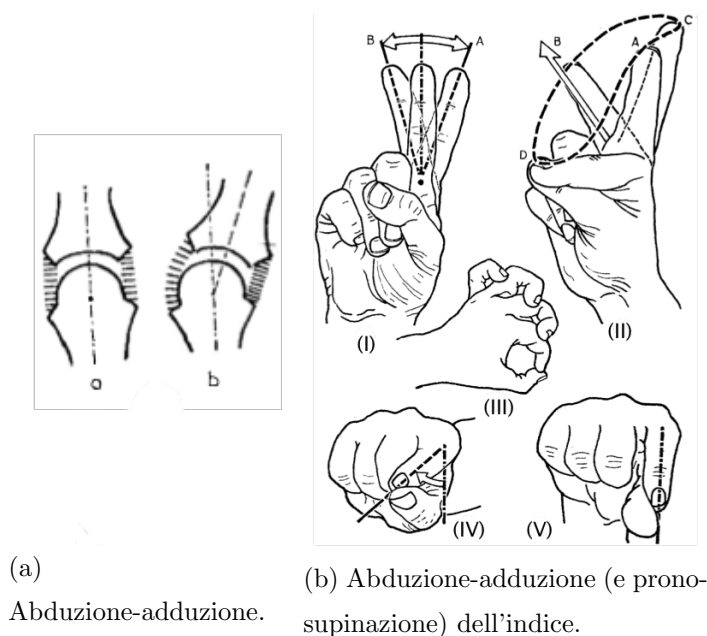


Figura 3.16: Movimenti di abduzione-adduzione delle dita permessi dall'articolazione metacarpo-falangea. [24]

la più grande ampiezza di movimento nel senso laterale (30°) e, siccome è facile muoverlo isolatamente, si può a questo proposito parlare di abduzione (A) e d'adduzione (B). È a questo privilegio di mobilità, che l'indice deve il suo nome: indice = indicatore. [24]

Combinando dei gradi diversi di movimenti (Figura 3.16b-II) d'abduzione (A) - adduzione (B) e di estensione (C) - flessione (D), l'indice può eseguire dei movimenti di circumduzione. Questi movimenti restano limitati all'interno del cono di circumduzione definito dalla sua base ACBD e dalla sua sommità (articolazione metacarpo-falangea). Questo cono è appiattito trasversalmente data la maggiore ampiezza dei movimenti di flessione-estensione. Il suo asse (freccia bianca) rappresenta la posizione di equilibrio, o di funzione, dell'articolazione metacarpo-falangea dell'indice. [24]

Le articolazioni del tipo condiloideo non posseggono normalmente tre gradi di libertà (rotazione assiale). È il caso delle articolazioni metacarpo-falangee delle quattro ultime dita che non posseggono rotazione assiale attiva. Tuttavia, grazie alla lassità legamentosa, una certa ampiezza di rotazione assiale passiva è possibile (Figura 3.16b-III). La sua ampiezza è di 60° circa (Roud). [24]

Bisogna notare che a livello dell'indice, l'ampiezza della rotazione assiale interna (Figura 3.16b-IV), o pronazione, è molto più grande (45°) dell'ampiezza della rotazione assiale esterna (Figura 3.16b-V), o supinazione, che è quasi nulla. [24]

I legamenti collaterali delle articolazioni inter-falangee, ancor più che per le articolazioni metacarpo-falangee, sono tesi nella flessione. Infatti (Figura 3.14b) la puleggia falangea (A) si allarga notevolmente in avanti, il che aumenta la tensione dei legamenti e dà un appoggio più largo alla base della falange distale. I movimenti di lateralità sono quindi nulli nella flessione. [24]

Movimento di flessione-estensione

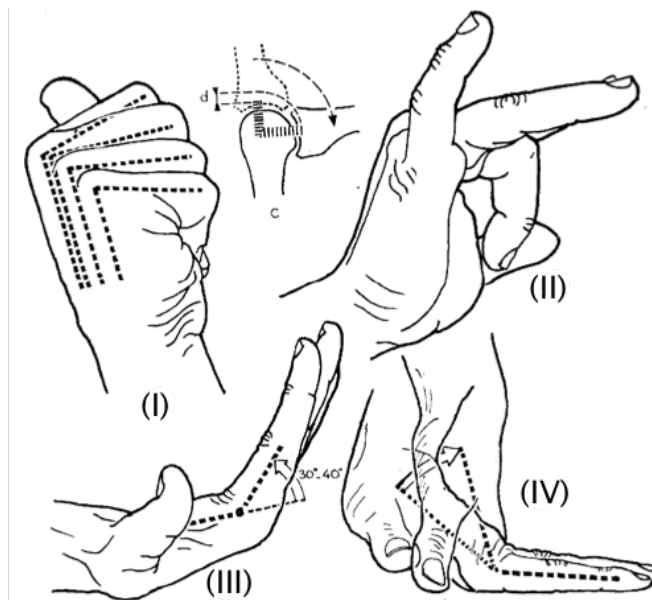


Figura 3.17: Flessione-estensione metacarpo-falangea. [24]

L'ampiezza della flessione (Figura 3.17-I) è vicina a 90° ; ma bisogna notare che raggiunge esattamente i 90° per l'indice e va "crescendo" fino al quinto dito. In più, la flessione isolata di un dito (cioè il medio) è limitata (Figura 3.17-II)

dalla tensione del legamento palmare interdigitale. [24]

L'ampiezza dell'estensione attiva è variabile secondo i soggetti e può raggiungere dai 30° ai 40° (Figura 3.17-III). L'estensione passiva può quasi raggiungere i 90° nei soggetti che hanno una grande lassità legamentosa (Figura 3.17-IV). [24]

L'ampiezza della flessione nelle articolazioni inter-falangee prossimali (Figura 3.18-I) oltrepassa i 90° , quindi P_1 e P_2 formano fra loro un angolo acuto (su questo schema le falangi non sono viste strettamente di profilo, il che fa sembrare gli angoli ottusi). Come per le metacarpo-falangee, questa ampiezza di flessione cresce dal secondo al quinto dito per raggiungere i 135° a livello del mignolo. [24]

L'ampiezza della flessione nelle articolazioni inter-falangee distali (Figura 3.18-

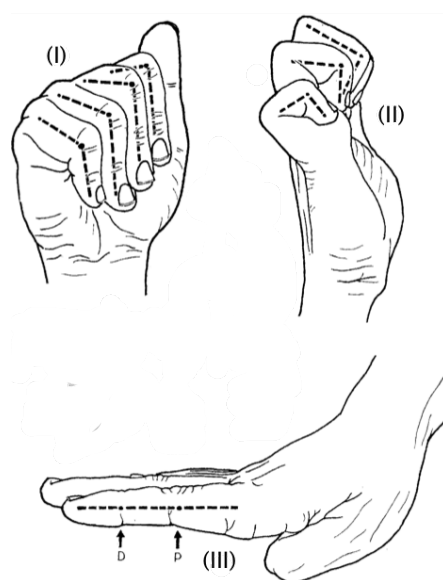


Figura 3.18: Movimenti delle falangi permessi dalle articolazioni inter-falangee della mano. [24]

II) è leggermente inferiore a 90° (l'angolo fra P_2 e P_1 resta ottuso). Come per le precedenti, questa ampiezza cresce dal secondo al quinto dito per raggiungere i 90° a livello del mignolo. [24]

L'ampiezza dell'estensione attiva (Figura 3.18-III) nelle articolazioni inter-falangee è nulla nelle articolazioni prossimali (P) e nulla o molto debole (5°) nelle articolazioni distali (D). Per ciò che concerne l'estensione passiva, essa risulta nulla a livel-

lo dell'inter-falangea prossimale (P), ma molto marcata (30°) nell'inter-falangea distale (D). [24]

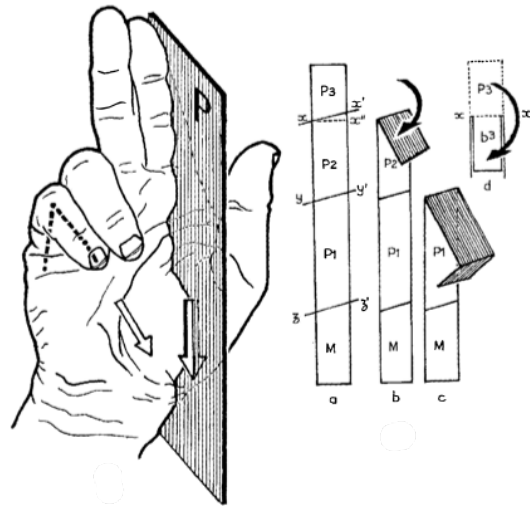


Figura 3.19: Flessione obliqua (“convergente”) delle dita della mano. [24]

Un punto importante è il piano nel quale si effettua la flessione per ciascuna delle ultime quattro dita (Figura 3.19) [24]:

- l'indice flette direttamente in un piano sagittale (P). verso la base della eminenza thenar (grande freccia bianca);
- come visto precedentemente nella flessione delle dita i loro assi convergono in un punto situato nella parte bassa della doccia del polso. È necessario dunque, perché ciò si realizzi, che le ultime tre dita si flettano, non in un piano sagittale come l'indice, ma in una direzione tanto più obliqua quanto più si tratta di un dito più interno;
- per il mignolo, questa direzione obliqua, al massimo, è data dalla piccola freccia bianca dello schema.

Il vantaggio di questo modo di flessione “obliquo” è che permette alle dita più interne di opporsi al pollice altrettanto bene quanto l'indice.

Movimenti del pollice

Movimento di ante-retroposizione Con riferimento alla Figura 3.20-I, i movimenti di ante-retroposizione si effettuano intorno ad un asse XX' che passa per il trapezio, al centro della curvatura concava della superficie metacarpica e al centro della curvatura convessa della superficie del trapezio. La direzione di quest'asse è obliqua davanti indietro, da fuori in dentro e leggermente dall'alto in basso. I movimenti si effettuano in un piano perpendicolare a quest'asse (piano a tratteggio orizzontale) intorno ad una posizione mediana O (corrispondente allo schema a):

- quando il metacarpo si porta indietro, in posizione B, si dice che vi è una retroposizione (b);
- quando il metacarpo si porta in avanti, in posizione C, si dice che vi è anteposizione (c).

L'ampiezza globale è da 50° a 90° . Bisogna notare che il movimento d'anteposizione (c) porta il pollice in avanti o al di sopra del piano della mano, mentre la retroposizione lo dispone nel piano della mano. [24]

La posizione di riferimento per tali movimenti è la posizione di riposo muscolare dove il primo metacarpo forma con il secondo un angolo di 40° d'anteposizione e 20° di abduzione. [24]

Movimenti di abduzione-adduzione (e prono-supinazione) Con riferimento alla Figura 3.20-II, i movimenti di abduzione-adduzione si effettuano intorno ad un asse YY' che passa dalla base del primo metacarpo, al centro della curvatura concava della superficie del trapezio e al centro della curvatura convessa della superficie metacarpica. La direzione di questo asse è obliqua da dietro in avanti, da fuori in dentro e leggermente dall'alto in basso. È dunque perpendicolare o più precisamente ortogonale nello spazio in rapporto a quella dell'asse XX' . I movimenti si effettuano in un piano perpendicolare a quest'asse YY' (piano a tratteggio verticale) intorno ad una posizione mediana O (corrispondente allo schema a):

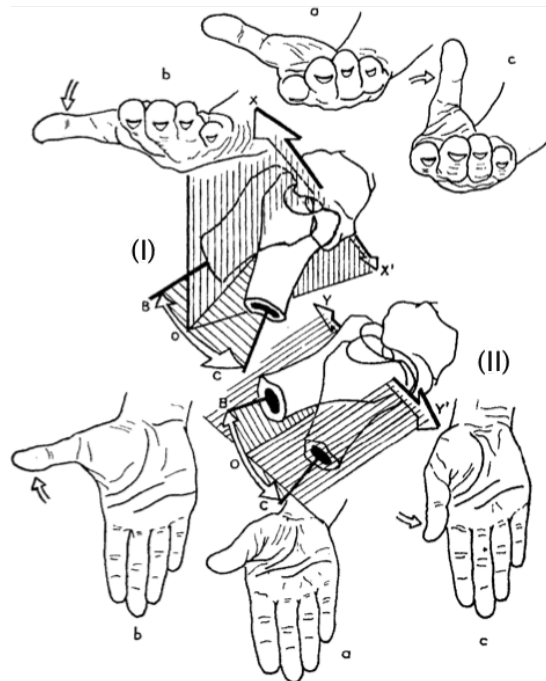


Figura 3.20: Movimenti di ante-retroposizione e di abduzione-adduzione del pollice. [24]

- quando il metacarpo si porta verso l'alto, in posizione B, si dice che vi è abduzione (b), il pollice si allontana infatti dall'asse della mano;
- quando il metacarpo si porta verso il basso, in posizione C, si dice che vi è adduzione (c), il pollice si avvicina all'asse della mano.

L'ampiezza globale è da 40° a 50° . Questi movimenti di abduzione-adduzione si effettuano in un piano vicino a quello del palmo e per mezzo dell'articolazione trapezio-metacarpica. [24]

La posizione di riferimento per tali movimenti è la posizione di riposo muscolare dove il primo metacarpo forma con il secondo un angolo di 40° d'ante-posizione e 20° di abduzione. [24]

I movimenti di lateralità permessi dall'articolazione metacarpo-falangea, che teoricamente si effettuano attorno ad un asse antero-posteriore Y (Figura 3.21-II), sono quasi nulli. Dunque il secondo grado di libertà è in realtà praticamente inesistente; questa relativa assenza di movimento di inclinazione laterale è compensata, come descritto appena sopra, dalla grande mobilità dell'articolazione trapezio-

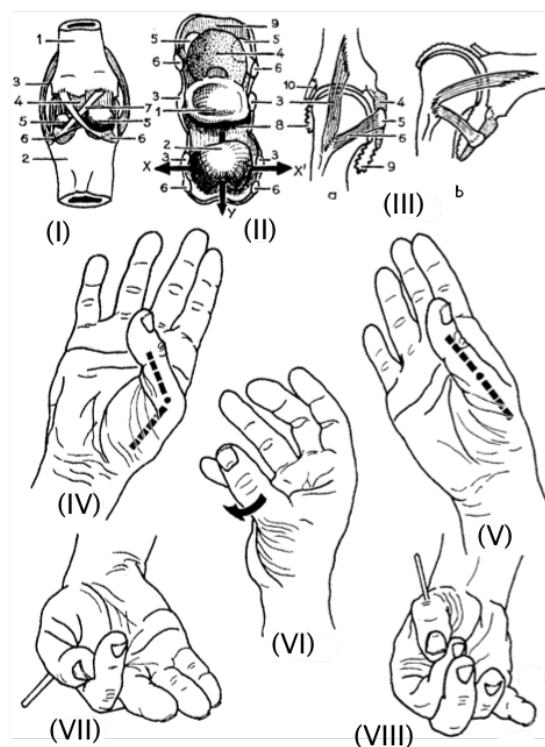


Figura 3.21: Movimenti di flessione-estensione della prima falange e di pronosupinazione del pollice. [24]

metacarpica. Solo passivamente si può ottenere qualche grado di lateralità nella metacarpo-falangea. [24]

Al contrario un movimento molto importante e non abituale per un'articolazione di tipo condiloideo è la rotazione assiale della prima falange rispetto al metacarpo, che esiste in realtà sia come movimento attivo (Figura 3.21-VI) che come movimento passivo: appoggiando infatti il pollice contro l'indice si può far ruotare la falange nel senso della supinazione-rotazione esterna (Figura 3.21-VII) e nel senso della pronazione-rotazione interna (Figura 3.21-VIII). Tale movimento è fondamentale nel meccanismo di opposizione del pollice. [24]

Movimenti di flessione-estensione La flessione della metacarpo-falangea del pollice (Figura 3.21-IV) è di $75^\circ - 80^\circ$, si effettua intorno ad un asse XX' passante per il centro della curvatura antero-posteriore della testa metacarpi, perpendicolare alle sue facce laterali (Figura 3.21-II). L'estensione (Figura 3.21-V) è nulla,

anche passivamente, almeno in condizioni normali. [24]

La flessione inter-falangea, invece, non raggiunge i 90° , andando da 75° a 30° . Esiste una leggera estensione attiva da 5° a 10° e soprattutto una notevole iperestensione passiva che può essere molto pronunciata (30°) per alcuni professionisti come gli scultori che si servono del pollice a guisa di spatola per lavorare l'argilla. [24]

3.2.4 Il range di mobilità per le ADLs

L'indice

Il dito più studiato, perché funzionalmente più importante, è il dito indice. Il ROM attivo per ciascun dito si distingue, anche in questo caso, da quello funzionale: infatti, per eseguire il 90% delle attività quotidiane, viene utilizzato circa il 61%, il 64% e il 67% del ROM complessivo per i giunti (rispettivamente) metacarpo-falangeo, prossimale e distale inter-falangeo [27, 28]. I valori sono indicati in Tabella 3.2.

Asse	A-ROM	F-ROM
DIP	$0^\circ - 80^\circ$	$10^\circ - 64^\circ$
PIP	$0^\circ - 100^\circ$	$23^\circ - 87^\circ$
MCP1	$0^\circ - 85^\circ$	$19^\circ - 71^\circ$
MCP2	$0^\circ - 45^\circ$	-

Tabella 3.2: Grado di mobilità attorno a ciascun asse (MCP: MetaCarpophalangeal; PIP: Proximal Inter-phalangeal; DIP: Distal Inter-phalangeal). A-ROM: Active Range of Motion; F-ROM: Functional Range of Motion (valori medi sulle 4 dita). [28]

Interessante è vedere come, al variare delle dimensioni degli oggetti, i giunti modifichino la propria angolatura (Figura 3.22). Alcuni cinesiologi, infatti, assimilano la mano ad una sfera che può diventare più o meno aperta in rapporto alla contrazione o al rilasciamento di determinati muscoli; ricordiamo che, nella

patologia a carico del SNC, la mano perde tale capacità di cambiare forma e viene di solito ad assumere la forma di una sfera rigidamente chiusa a causa della prevalenza di certi schemi flessori e della facilità con cui ad essi si irradia la messa in funzione di altri muscoli.[29]

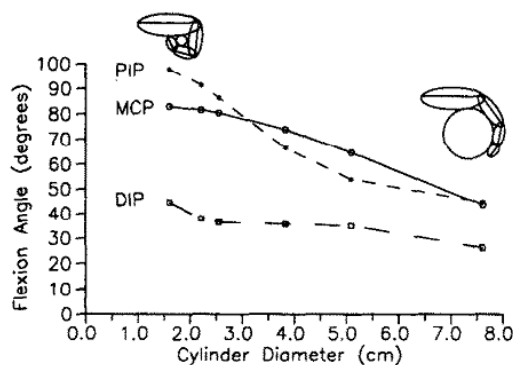


Figura 3.22: Andamento medio dell'angolo di flessione dei giunti all'aumentare del diametro del cilindro scelto per il test.[30]

Pollice

Il pollice possiede una grande capacità di movimento. Nel 2006 è stato realizzato un modello cinematico completo di questo dito [31], caratterizzato da cinque gradi di libertà (Figura 3.23). I gradi di movimento dei giunti articolari del pollice rispetto a ciascun asse sono riassunti in tabella 3.3.

Asse	A-ROM [32]	F-ROM [27]
IP FE	0° – 95°	2° – 43°
MCP FE	0° – 56°	10° – 32°
MCP AA	0° – 19°	nd
CMC FE	0° – 53°	nd
CMC AA	0° – 42°	nd

Tabella 3.3: Range di movimento attivo (A-ROM) e funzionale (F-ROM) attorno a ciascun asse.

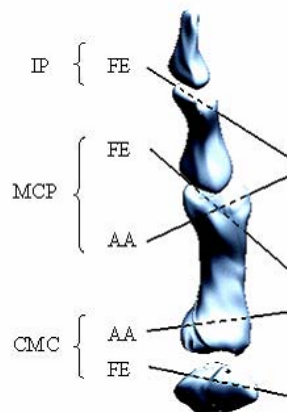


Figura 3.23: Assi di movimento del pollice. Non sono allineati con alcuno dei piani anatomici e, quando più di uno è presente nello stesso giunto, non si intersecano né sono ortogonali.[31]

3.2.5 I muscoli della mano

I muscoli della mano (Figura 3.24) sono situati sulla faccia palmare e si differenziano in tre gruppi (di ciascun muscolo si riporta molto brevemente la funzione):

Gruppo laterale dei muscoli dell'eminanza thenar² :

- Muscolo abduttore breve del pollice: come il muscolo flessore breve del pollice, flette e abduce il primo osso metacarpale e flette la corrispondente falange prossimale.
- Muscolo flessore breve del pollice: come il muscolo abduttore breve del pollice, flette e abduce il primo osso metacarpale e flette la corrispondente falange prossimale.
- Muscolo opponente del pollice: oppone il pollice alle altre dita, portandolo in avanti, medialmente e contemporaneamente intraruotandolo in modo da opporre la faccia palmare a quella delle altre quattro dita.
- Muscolo adduttore del pollice: flette e adduce il primo osso metacarpale, ponendo in flessione la corrispondente falange prossimale.

Gruppo mediale dei muscoli dell'eminanza ipothenar :

- Muscolo palmare breve: con la sua azione corruga la cute che riveste l'eminenza ipothenar.
- Muscolo abduuttore del mignolo: con la sua azione, abduce il mignolo e ne flette la prima falange.
- Muscolo flessore breve del mignolo: flette la prima falange del mignolo.
- Muscolo opponente del mignolo: flette il mignolo e lo abduce.

Gruppo intermedio dei muscoli palmari :

- Muscoli lombricali: flettono la prima falange ed estendono la seconda e la terza falange delle ultime quattro dita.
- Muscoli interossei: occupano gli spazi che si trovano fra le ossa metacarpali e si distinguono in palmari e dorsali. I muscoli interossei palmari flettono la prima falange ed estendono le altre due, inoltre avvicinano fra loro le dita; i muscoli interossei dorsali flettono sempre la prima falange ed estendono le altre due ma allontanano le dita fra loro.

3.2.6 Le dimensioni medie della mano

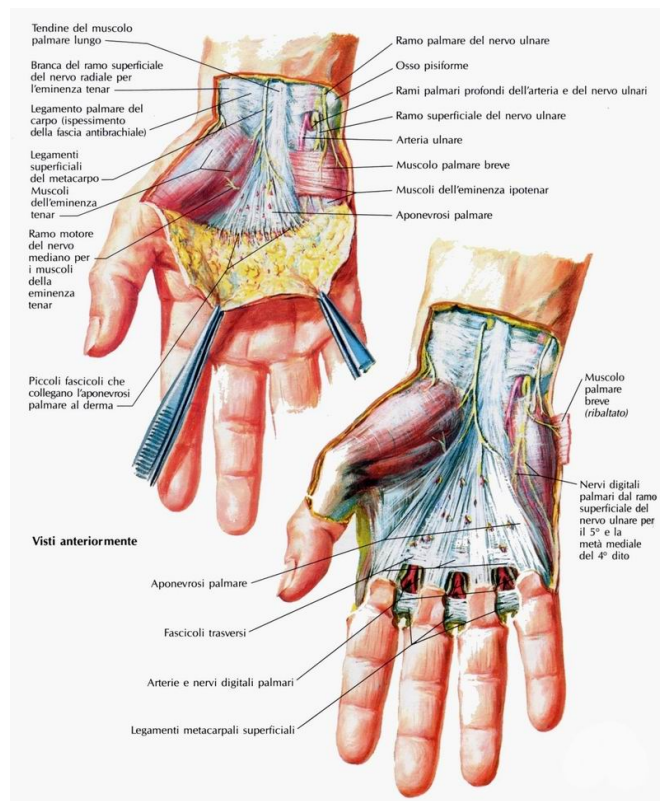
Per quanto riguarda le dimensioni principali delle mani, in particolare quelle di interesse per questo lavoro, la Tabella 3.4 mostra le dimensioni medie (mediano uomo e donna) delle lunghezze indicate in Figura 3.25, riportando inoltre dei valori statistici per le lunghezze delle falangi, misurate per il dito medio.

3.3 La presa di oggetti

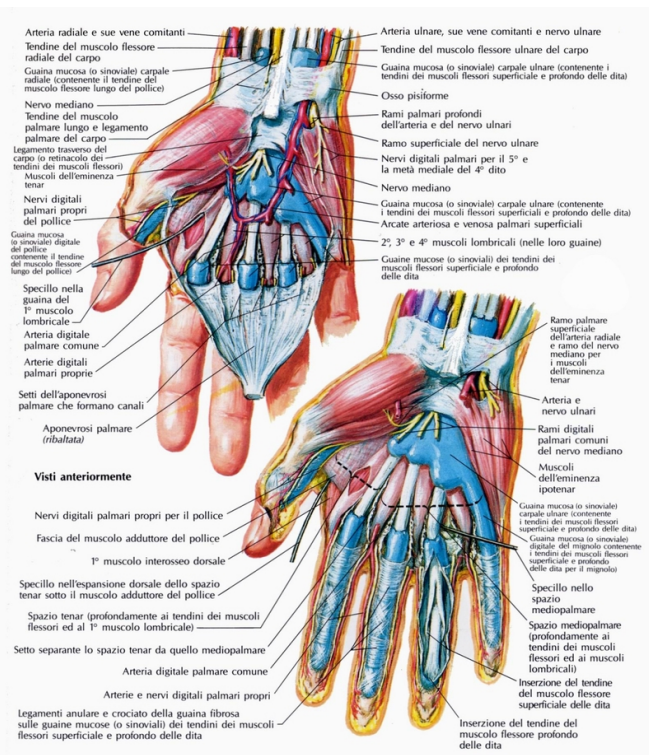
3.3.1 La posizione di funzione della mano

Si chiama posizione di funzione della mano, la posizione nella quale la mano si presenta naturalmente per prendere un oggetto. Corrisponde ad uno stato di equilibrio muscolare ed articolare, che favorisce l'efficacia muscolare; partendo da questa posizione, è possibile prendere un oggetto con il minimo movimento.

La posizione di funzione (Figura 3.26) si definisce con le caratteristiche seguenti:



(a) Dissezione palmare superficiale.



(b) Dissezione palmare profonda.

Figura 3.24: Muscoli della mano.

Lunghezza	Valore min [mm]	Valore medio [mm]	Valore max [mm]
Dita (a)	-	83	-
Palmo (b)	-	100	-
Mano (c)	-	87	-
Mano (d)	-	55	-
Pollice (e)	-	55	-
1° falange medio	48	52	60
2° falange medio	30	37	45

Tabella 3.4: Dimensioni medie della mano condivise mediamente da diversi studi.[33, 34, 35, 25]

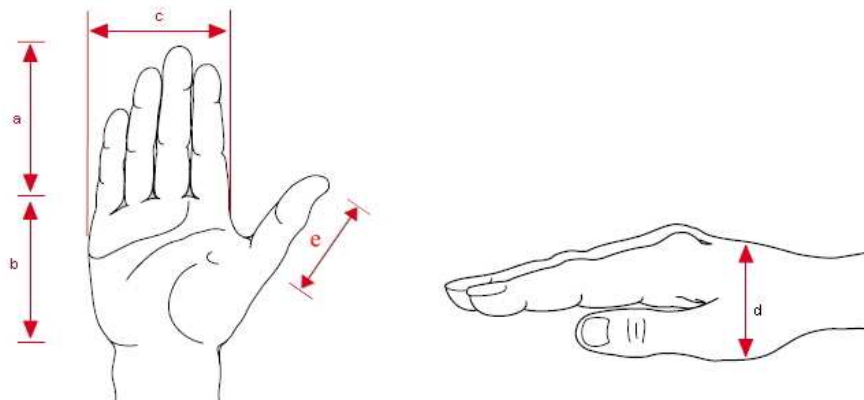


Figura 3.25: Principali dimensioni della mano.[33]

- il polso in leggera estensione (circa $40^\circ \div 45^\circ$) e leggera inclinazione ulnare (adduzione di circa 15°);
- le dita leggermente flesse a livello delle tre articolazioni (per la prevalenza dei flessori sugli estensori). Il grado di flessione aumenta regolarmente dall'indice al mignolo;
- il pollice in semi-opposizione (in avanti rispetto al palmo della mano), la metacarpo-falangea semiflessa e l'inter-falangea flessa molto lievemente. Gli studi elettromiografici di C. Hamonet e P. Valentin hanno permesso di de-

finire la posizione di riposo dei muscoli thenar: in rapporto al secondo metacarpo, il primo è posto a 40° d'anteposizione e 20° di abduzione. Questa posizione coincide con la posizione di funzione.

[24]



Figura 3.26: Posizione di funzione della mano. [24]

3.3.2 La prensione di oggetti

Per la trattazione successiva, riguardante la progettazione di un'ortesi motorizzata, è utile prendere in considerazione anche le posizioni di prensione della mano, in particolare la prensione a pieno palmo e la prensione con l'opposizione digito-palmare.

La prensione palmare a piena mano

La prensione palmare a piena mano o anche a pieno palmo (Figure 3.27-I e 3.27-II) è la prensione di forza per gli oggetti pesanti e relativamente voluminosi come oggetti cilindrici (I), intorno ai quali la mano letteralmente si avvolge. L'asse degli oggetti prende la stessa direzione dell'asse della curvatura palmare, vale a dire obliqua dalla base dell'eminanza ipothenar alla base dell'indice. Questa obliquità, in rapporto all'asse della mano e dell'avambraccio, trova la sua corrispondenza nell'inclinazione del manico degli utensili (II) che forma un angolo da 100° a 110° . È facile notare che si può facilmente compensare un angolo troppo aperto

($120^\circ - 130^\circ$) grazie all'inclinazione ulnare del polso, che un angolo troppo chiuso (90°) perché l'inclinazione radiale è molto meno ampia. [24]

Il volume dell'oggetto preso condiziona la forza di prensione: è ottima quando permette al pollice di venire in contatto o quasi con l'indice. Il pollice forma infatti l'unico sostegno opposto alla forza delle altre quattro dita e la sua efficacia è tanto più grande quanto è più flessa. Il diametro dei manici degli utensili dipende da questa constatazione.

La forma dell'oggetto afferrato non è indifferente e la si realizza tipicamente con dei manici su cui sono impresse le impronte delle dita.

I muscoli essenziali per questo tipo di prensione sono:

- i flessori superficiali e profondi e soprattutto gli interossei per la flessione potente della prima falange delle dita;
- tutti i muscoli dell'eminenza thenar, l'adduttore soprattutto e il flessore lungo del pollice per chiudere la presa grazie alla flessione della seconda falange.

La prensione con opposizione digito-palmare

La prensione con l'opposizione digito-palmare (Figura 3.27-III) è un modo di prensione accessoria, derivata dalla prensione palmare, ma di utilizzazione assai corrente: manovrare una leva, tenere un volante, etc. L'oggetto di un diametro molto piccolo ($3 - 4\text{cm}$), è preso tra le dita flesse e il palmo; il pollice non interviene e la presa non è quindi solida in quanto in una direzione, verso il polso, l'oggetto può sfuggire facilmente. In questo modo di prensione, l'asse della presa è perpendicolare all'asse della mano e dell'avambraccio. [24]

3.3.3 La forza di prensione della mano

Dati in grado di descrivere la forza esercitata di ciascun dito e dalla mano hanno applicazioni dirette nelle progettazione di interfacce e dispositivi riabilitativi. Obiettivo di questo paragrafo è raccogliere i dati finora ottenuti dalla letteratura a questo riguardo.

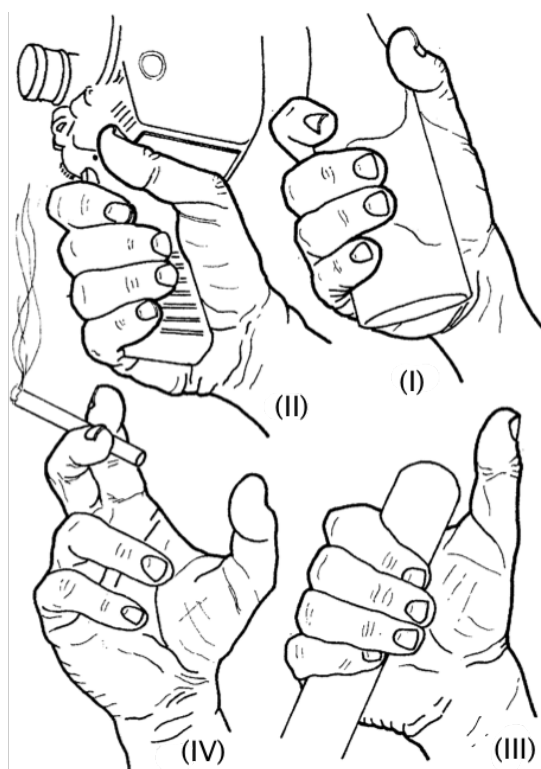


Figura 3.27: Alcuni esempi di prensione della mano. [24]

Le prime ricerche sulle capacità di forza della mano sono iniziate nella seconda metà del secolo scorso, quando furono condotti esperimenti sulla forza nelle diverse prese. Fu parallelamente stabilita la posizione standard per condurre gli esperimenti (ed eseguire gli esercizi fisioterapici): posizione seduta, piedi appoggiati a terra, spalla addotta, gomito flesso a 90° , avambraccio e polso in posizione rilassata - standard raccomandato anche dalla American Society of Hand Therapists. In queste condizioni sono stati condotti esperimenti [36] su diversi soggetti sani e con diverse prese: i risultati conseguiti sono riassunti in Tabella 3.5.

La forza media è molto maggiore nelle prese che comprendono più dita, rispetto a quelle che ne coinvolgono uno solo (generalmente il dito indice); inoltre, viene prodotta una forza maggiore all'aumentare della superficie di contatto tra l'oggetto e la mano: infatti, la forza esercitata nel grip presenta il massimo valore. La letteratura suggerisce anche una differenza tra maschi e femmine nell'esecuzione dello stesso movimento, con le donne in grado di esercitare una forza circa il 30% inferiore rispetto a quella prodotta dagli uomini. Le differenze di forza nelle

Misura	Poke	Press	Pull	Lateral	Chuck	Palmar	Grip
Media [N]	45.95	43.05	60.09	80.93	79.75	54.16	370.671
Std [N]	17.8	18.43	25.24	28.15	28.96	18.84	117.729
Var [%]	38.7	42.8	42.01	34.79	36.31	34.78	31.761

Tabella 3.5: Forze esercitate nelle diverse prese in 100 soggetti sani: in particolare “pul” si riferisce alla forza di trazione del solo indice mentre “grip” si riferisce alla “power grip”. Sono elencati nella prima riga i valori medi, nella seconda riga la deviazione standard corrispondente e nella terza il coefficiente di variazione percentuale. [36]

diverse fasce d'età sono invece considerate poco rilevanti. Anche studi molto più recenti [37], eseguiti utilizzando dei guanti dotati di sensori, confermano alcuni dei dati qui elencati.

Scarsi sono gli studi condotti sulle forze esercitate dalle singole dita: uno dei pochi risultati trovati è in Figura 3.28.

Study	Index	Average finger strength (N)		
		Middle	Ring	Small
Current study	61 (SD=15)	58 (SD=21)	36 (SD=13)	28 (SD=11)
Swanson <i>et al.</i> 1970	52	55	37	23
Dickson <i>et al.</i> 1972	45	43	31	27
Average	53	52	35	26

Figura 3.28: Risultati di test, realizzati su soggetti sani, sulle forze esercitate dal singolo dito. [38]

Per quanto riguarda il pollice, nel 2003 è stato realizzato uno studio che, con notevole precisione, descrive le forze espresse dal pollice durante il movimento di “key pinch e in quello di opposizione, nonché il range di movimento dei diversi giunti articolari che lo compongono: le forze, che comunque non superano mai i 100N, variano molto a seconda della direzione di espressione del movimento.

Questi valori calano drasticamente se il soggetto testato è reduce da ictus: come è possibile notare osservando la Figura 3.29, nei pazienti post-stroke la grip-

force esercitata cala del 70% rispetto al valore di riferimento (ovvero rispetto alla forza esercitata dall'arto non colpito, nello stesso soggetto).

	Stroke subjects		Control subjects	
	Arto non colpito (N)	Arto colpito (N)	Arto sinistro (N)	Arto destro (N)
Session 1	370 ± 104	123 ± 89	320 ± 105	347 ± 111
Session 2	386 ± 86	133 ± 81	324 ± 102	336 ± 116
Session 3	389 ± 72	135 ± 81	338 ± 101	356 ± 106
ICC	0.86	0.91	0.98	0.95
SEM	33	25	16	66

Figura 3.29: Valutazione della grip force in soggetti sani (Control subjects) e malati (Stroke subjects): confronto tra i valori dei due arti. [39]

Per quanto riguarda le singole dita, uno studio del 2003 ha rilevato che in media la forza massima esercitabile cala del 36% se il soggetto (testato in fase cronica) ha subito ictus. Considerando invece i task che implicavano due dita (indice e medio), è stata notata una minor perdita di forza (−24.1% rispetto al valore di riferimento).[40]

Capitolo 4

La riabilitazione della mano

4.1 I fenomeni tipici nell'arto emiplegico

Le manifestazioni più vistose dell'invalidità motoria dell'emiplegico sono la perdita della capacità di mobilizzare le singole articolazioni e di fissare il resto dell'arto, oltre alla notevolissima diminuzione del numero dei movimenti che esso è in grado di eseguire. I fenomeni più facilmente osservabili sono[41]:

Iperreflessia allo stiramento Ad un soggetto emiplegico, durante l'estensione passiva di un'articolazione, compare una resistenza tanto più spiccata e precoce quanto più veloce e ampia è la manovra; inoltre, si incontra difficoltà (se non impossibilità) a raggiungere il massimo grado di escursione articolare, tanto che un primissimo metodo di valutazione della gravità del paziente è quello di valutare tale angolo di escursione (detto “angolo alfa”), che sarà tanto più piccolo quanto più il quadro clinico è grave. Infine, si possono osservare movimenti involontari in articolazioni vicine.

Fenomeno del “coltello a serramanico La resistenza che l'arto plegico oppone alla mobilizzazione passiva aumenta gradualmente fino a che non cede improvvisamente. Questo rilasciamento riflesso, a scatto, può verificarsi in un qualsiasi punto dell'angolo di escursione articolare, ma sempre prima che il muscolo possa dirsi eccessivamente allungato.

Sinergie L'attivazione di un singolo modulo motorio a livello distale determina l'attivazione dell'intera combinazione e sequenza motoria in tutto l'arto.

Sincinesie Movimenti involontari prodotti nella mano plegica quando la mano conservata compie movimenti volontari.

Risposta di trazione prossimale Lo stiramento dei muscoli flessori di una qualsiasi articolazione dell'arto superiore provoca e facilita la contrazione dei muscoli flessori di tutte le altre articolazioni.

Grasp reflex La pressione profonda con movimento in direzione distale della superficie palmare del polso e della mano provoca il riflesso di prensione in due momenti, uno di afferramento (debole contrazione dei muscoli flessori e adduttori) e uno di tenuta. Il contatto stazionario sulle stesse aree dà una reazione istintiva di prensione, che si manifesta invece con la chiusura obbligata della mano e l'incapacità del paziente di rilasciare l'oggetto con cui il palmo è venuto a contatto. Questo riflesso, che scompare subito dopo la nascita, si ripresenta solo in presenza di danno cerebrale.

Reazione istintiva di allontanamento Se il paziente ha il braccio plegico elevato in avanti e in alto, in luogo del grasp reflex si verifica iperestensione delle dita.

4.2 La riabilitazione post-ictus (tradizionale)

La funzionalità dell'arto superiore è compromessa in fase acuta (fase iniziale) nel 85% dei pazienti. La riabilitazione, accanto agli interventi farmacologici della fase acuta, si può ritenere la principale forma di intervento per i pazienti che hanno subito un ictus. Essa è finalizzata ad ottenere il recupero della menomazione, l'ottimizzazione delle abilità residue e il miglioramento della partecipazione. Il trattamento riabilitativo del paziente con esiti di lesione cerebrovascolare dovrebbe essere intrapreso il più precocemente possibile abbinandolo alla terapia farmacologia con lo scopo di migliorare la qualità della vita attraverso il recupero del miglior livello fisico, cognitivo, psicologico, funzionale e delle relazioni sociali

nell'ambito dei bisogni e delle aspirazioni dell'individuo e della sua famiglia [8]. Infatti il trattamento intensivo può migliorare a 6 mesi la funzionalità nei soggetti a media gravità, mentre non ci sono effetti nei soggetti gravi [42].

La terapia riabilitativa è principalmente diretta a favorire modificazioni funzionali e adattamenti cerebrali che rientrano nell'ambito della "plasticità cerebrale", sfruttando tutti i sistemi funzionali rimasti integri. Il protocollo riabilitativo dovrebbe quindi svilupparsi attraverso 5 linee di intervento [43]:

1. prevenzione, individuazione e trattamento delle malattie associate e delle complicanze legate alla fase acuta
2. sostegno al paziente e a quanti si occupano di lui, finalizzato a sopportare il peso psicologico della malattia e a facilitare l'adattamento
3. prevenzione della disabilità secondaria, favorendo il recupero delle abilità compromesse dall'ictus e promuovendo la reintegrazione nella famiglia ma anche, se possibile, nelle attività lavorative e ricreative
4. miglioramento della qualità della vita ottimizzando la gestione della disabilità residua
5. prevenzione delle recidive e delle altre patologie vascolari associate.

Dal punto di vista cronologico la riabilitazione dell'ictus è un processo attivo che si articola in 3 stadi successivi:

Fase acuta Si estende dal momento dell'insorgenza dell'ictus fino a quando le condizioni cliniche e neurologiche del paziente si sono stabilizzate (da 1 settimana a 1 mese). La coerenza del programma assistenziale rispetto ai molteplici obiettivi motivati dalla condizione clinica è più rilevante dello specifico trattamento praticato; vale a dire, in questa fase non si possono realizzare proposte rieducative specifiche, ma si attua un approccio destinato alla prevenzione di danni terziari (anchilosi, retrazioni tendinee...) e di facilitazione del potenziale residuo eventualmente presente.

Fase sub-acute Prende avvio quando altri problemi attivi non influenzano, o addirittura pregiudicano, la realizzazione del progetto riabilitativo e dura fino allo stabilizzarsi della disabilità (entro circa 3 mesi dall'evento). Può comportare l'intervento sia delle strutture ospedaliere sia di quelle extraospedaliere di riabilitazione. Le attività di riabilitazione, in questa fase, possono essere distinte in due tipologie, a seconda che puntino sull'intensità-quantità oppure sulla complessità-qualità di risorse assorbite: l'attività di riabilitazione intensiva è diretta al recupero di disabilità importanti, modificabili, che richiedono un impegno medico specialistico riabilitativo particolarmente elevato per complessità e durata dell'intervento (oltre 3 ore al giorno); le attività di riabilitazione estensiva sono caratterizzate da un moderato impegno terapeutico a fronte di un forte intervento di supporto assistenziale verso i soggetti in trattamento. L'impegno clinico e terapeutico è comunque tale da richiedere una presa in carico complessiva tra 1 e 3 ore giornaliere.

Fase cronica Il terzo stadio (tipicamente dopo i 6 mesi) richiede interventi sanitari meno sistematici (in quanto rivolti a una condizione di disabilità stabilizzata) e finalizzati al mantenimento del livello di autonomia raggiunto dal soggetto e alla prevenzione delle possibili ulteriori involuzioni.

L'importanza di un'accurata pianificazione delle tempistiche è perciò fondamentale per un'adeguato trattamento riabilitativo. Se nell'immediato (ovvero entro pochissimi giorni dall'evento) un'attività di mobilizzazione, ottenuta, per esempio, bloccando l'arto sano e costringendo il movimento di quello immobilizzato, risulterebbe addirittura dannosa, sia per il tessuto neurale sia per il futuro recupero funzionale, è ormai assodato che la riorganizzazione delle aree cerebrali avviene in massima parte entro le prime 4 settimane; per quanto riguarda il recupero del movimento, esso si verifica soprattutto nei primi 3 mesi dall'evento. Le capacità funzionali migliorano ulteriormente, sia pure con minore intensità e rapidità, nei successivi 3 mesi, per poi tendere a stabilizzarsi entro l'arco dell'anno [44].

Disability and Outcome of Stroke Patients in the Copenhagen Stroke Study

Category (BI)	Discharge ¹	Survival (%)	Weeks to 80% Best Recovery ²	Weeks to 95% Best Recovery ²
Very Severe (0-20)	14%	50	11	17 (15-19)
Severe (25-45)	6%	92	15	16 (13.5-18.5)
Moderate (50-70)	8%	97	6	9 (7.5-10.5)
Mild (75-95)	26%	98	2.5	5 (4-6)
No (100)	46%			

¹ Percentage patient distribution on discharge, grouped by stroke severity sub groups, as measured by BI.

² Functional recovery as measured by BI.

Figura 4.1: Tempi di recupero (all' 80% e 95% del risultato ottimale) per pazienti post-stroke, divisi per gravità dell'ictus subito[44]

La finalità della riabilitazione è un fattore importante per il miglioramento del paziente. Fino ad alcuni decenni fa, la fisioterapia era finalizzata al recupero motorio in senso lato, anche di movimenti magari poco utili nella vita quotidiana. Nel corso del tempo si è ritenuto più opportuno ricalibrare gli esercizi proposti e finalizzarli al recupero “funzionale”, facendo eseguire al paziente innanzitutto i movimenti necessari per svolgere le attività quotidiane di base (ADLs). Ciò garantisce una maggiore indipendenza nel più breve tempo possibile.

4.3 Cos'è un'ortesi

Per ortesi si intende un dispositivo medico, un ausilio, un tutore, un apparecchiatura ortopedica o simili, utilizzati in ortopedia o traumatologia nel trattamento di alcune patologie. Esempi di ortesi sono i collari cervicali, le cinture lombari steccate (o busti ortopedici), le ginocchiere, le cavigliere, ecc. La loro funzione è, in genere, quella di garantire una 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 concomitante alla riabilitazione o rieducazione funzionale.

La tutorizzazione degli arti superiori diversamente da quella degli arti inferiori, tesa fondamentalmente al recupero di un'azione antigravitaria compromessa, ha lo scopo di favorire il recupero di una funzione lesa con “l'onere aggiunto” della fine attività motoria che compete a questo segmento scheletrico.

La terminologia moderna individua una precisa nomenclatura correlata al segmento dell'arto a cui è destinato il dispositivo. Stiamo parlando della classificazione ISO 9999-1992 che così definisce la ortesi di arto superiore di cui al codice di riferimento 06 06: "è 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 elencabili 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 funzione che per segmento di applicazione, riconducendo al termine 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.

4.4 La riabilitazione robotica

L'ictus 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 sequele disabilitanti. I costi per l'assistenza sanitaria e le cure ospedaliere sono enormi ed a ciò si aggiunge il peso che grava sulle famiglie e la perdita di produttività lavorativa.

Dalla letteratura emerge che nei pazienti colpiti da ictus il trattamento riabilitativo è tanto più efficace quanto più risulta precoce, intensivo e ricco di stimoli multisensoriali. Per cercare di soddisfare queste esigenze i pazienti necessitano di essere sottoposti ad un approccio fisioterapico individuale (hand to hand) di almeno 3 ore al dì, che spesso non risulta praticabile nelle nostre strutture medico-riabilitative.

Nasce da tali considerazioni l'idea (e la necessità) 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 anche di un contenimento dei costi.

Diversi studi sono stati condotti per valutare l'efficienza della riabilitazione robotica, in relazione alla fisioterapia tradizionale; visti i buoni risultati ottenuti, a partire dagli anni Novanta si è assistito ad un notevole aumento di interesse verso l'argomento, e parallelamente alla ricerca di apparecchiature sempre più adatte allo scopo.

In questa sezione quindi, viene fatta una panoramica delle varie tipologie di ortesi

robotiche per la riabilitazione della mano attualmente in fase di studio e/o in commercio, con la descrizione del loro principio di funzionamento.

4.4.1 Simon Fraser University Robot

Un sistema robotico guidato da cavi, Figura 4.2 è stato messo a punto presso la Simon Fraser University di Vancouver (Canada) [45, 46]. Con questo meccanismo è possibile effettuare la riabilitazione dei muscoli della mano utilizzando un solo attuatore.

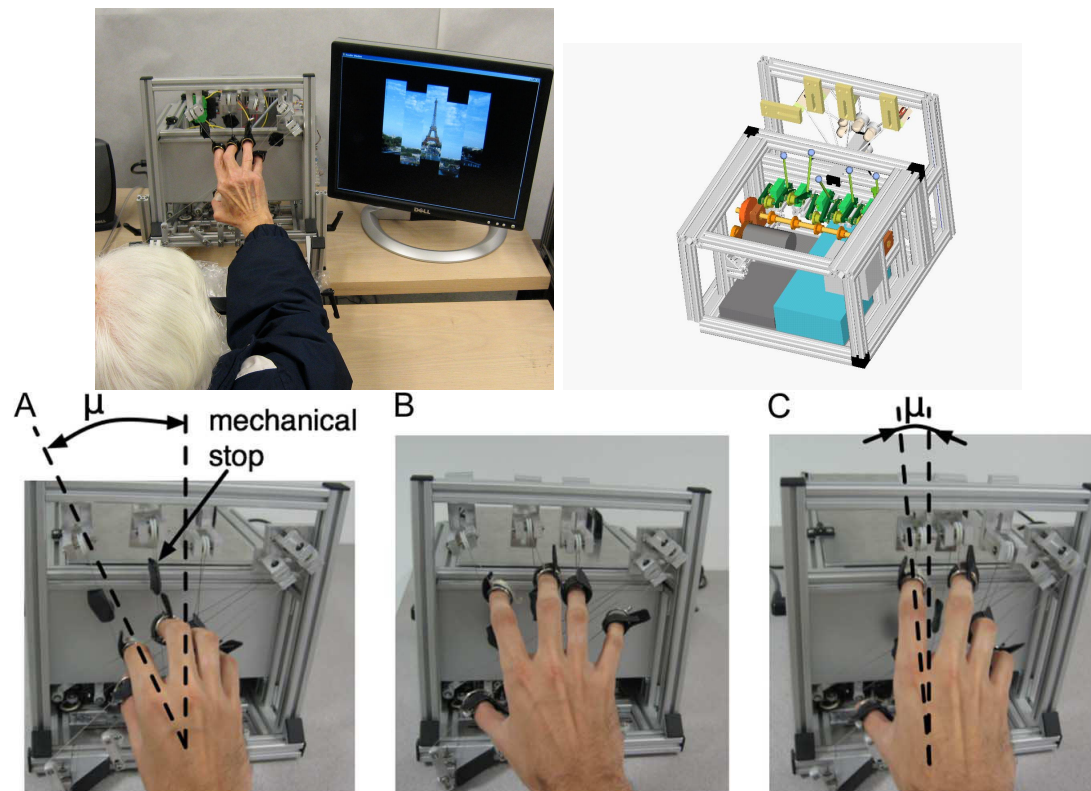


Figura 4.2: Sistema robotico a cavi. [45, 46]

La caratteristica principale di questo sistema è quella di utilizzare un sistema a frizione. Sono presenti cinque frizioni, una per ogni dito, che possono essere convertite in tre differenti modalità, Figura 4.3a:

- Rest mode: le dita vengono mantenute meccanicamente fisse in una determinata posizione;

- Passive mode (dalla vista dell'interfaccia): le dita sono libere di muoversi lungo il percorso definito dai cavi;
- Active mode: viene applicata alle dita una forza generata dal motore.

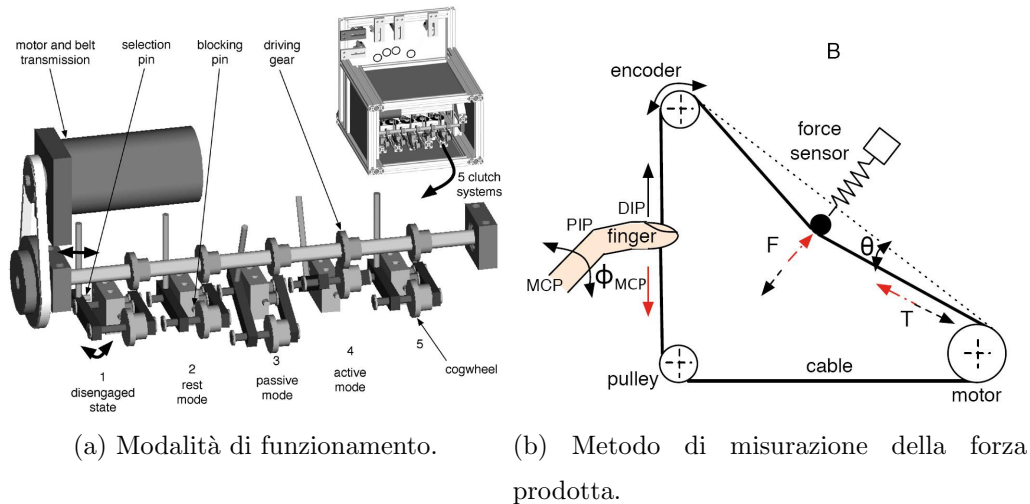


Figura 4.3: Alcuni dettagli di funzionamento. [45, 46]

L'interazione con il soggetto viene misurata per mezzo di un trasduttore di posizione e cinque sensori di forza e cinque pulegge montate su supporti regolabili guidano i cavi di acciaio che muovono le dita. La posizione delle pulegge può essere variata permettendo al sistema di effettuare differenti orientazioni delle traiettorie delle dita. L'attuazione viene effettuata tramite un motore brushless CC (Maxon motor RE40-150W; encoder 500counts/rev; control card EPOS24/5) e il rapporto di trasmissione tra l'albero motore e la frizione è pari a 2. L'interfaccia invece è controllata da un programma scritto in Labview 8.2. I dati dell'EPOS controller del motore (posizioni, velocità e corrente) vengono letti in un ciclo continuo ad una frequenza di 100Hz, e sono trasferiti al programma principale tramite il protocollo RS232. Mentre i dati provenienti dai sensori di forza vengono campionati ad una frequenza di 1000Hz da una scheda di acquisizione dati (USB-6211, National Strumenti). Cinque sensori di forza (2N), che indirettamente misurano la tensione nei cavi, vengono utilizzati per determinare le forze applicate da ciascun dito.

La forza prodotta è misurata deviando il cavo Figura 4.3b, ciò permette ai sensori di rimanere in una posizione fissa, mentre il cavo è in movimento. Questa

è una soluzione molto più pratica anziché inserire direttamente un sensore di tensione lungo il cavo stesso. Da notare che la forza media di afferraggio di soggetti post-ictus cronici è di $240N$ per i maschi e $120N$ per le femmine e, rispettivamente, $450N$ e $300N$ per gli individui sani.

4.4.2 Esoscheletro a 18 g.d.l

Un altro sistema esistente consiste in un esoscheletro con 18 gradi di libertà (g.d.l) e auto controllo del moto [47], Figura 4.4.

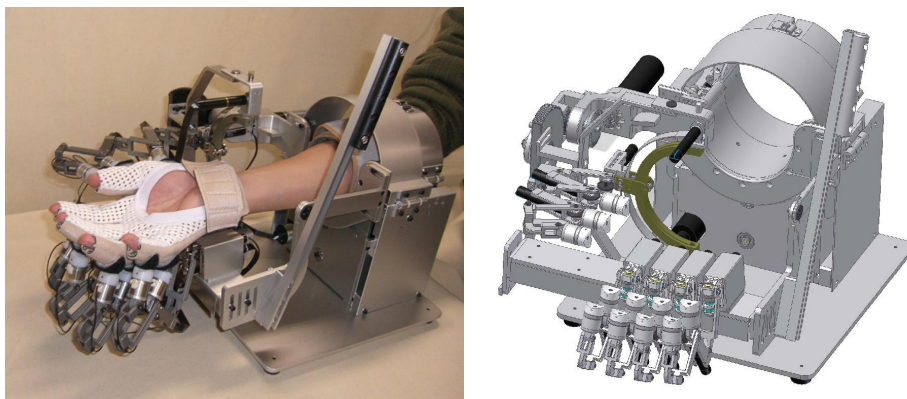


Figura 4.4: Esoscheletro a 18 g.d.l. [47]

Il robot è stato progettato per permettere alla mano di recuperare la sua completa funzionalità, e quindi è in grado di effettuare movimenti di flessione/estensione e abduzione/adduzione delle dita e del pollice in modo indipendente, nonché l'opponibilità del pollice. Questo esoscheletro è in grado di ospitare varie dimensioni delle dita perché l'asse del giunto attivo del meccanismo non coincide con l'asse dell'articolazione del dito di una mano umana.

Ci sono tre servo motori con encoder rotativi Figura.4.5. Il primo e il secondo servo-motore assistono al movimento, a due gradi di libertà, dell'articolazione metacarpo-falangea (MP) attraverso un cambio differenziale. Il terzo motore assiste la flessione/estensione dell'articolazione prossimale interfalangea (PIP). Il meccanismo forma due loop chiusi con il dito umano, dove il primo e secondo sostegno sono collegati alla porzione prossimale e mediale posizione del dito umano. Inoltre la movimentazione di ogni dito viene eseguita in modo indipendente. Per



Figura 4.5: Particolare del sistema a leve per la movimentazione del dito. [47]

misurare la coppia su ogni articolazione, un sensore di forza a 3 assi è montato su ogni sostegno.

4.4.3 Haptic Knob

Sempre presso la Simon Fraser University è stato sviluppato un robot per le terapie di riabilitazione assistita delle funzioni e delle attività della vita quotidiana chiamato Haptic Knob, manopola aptica [48], Figura 4.6. Per interagire con le dita l'Haptic Knob è formato da due strutture a parallelogramma e una manopola in uscita.

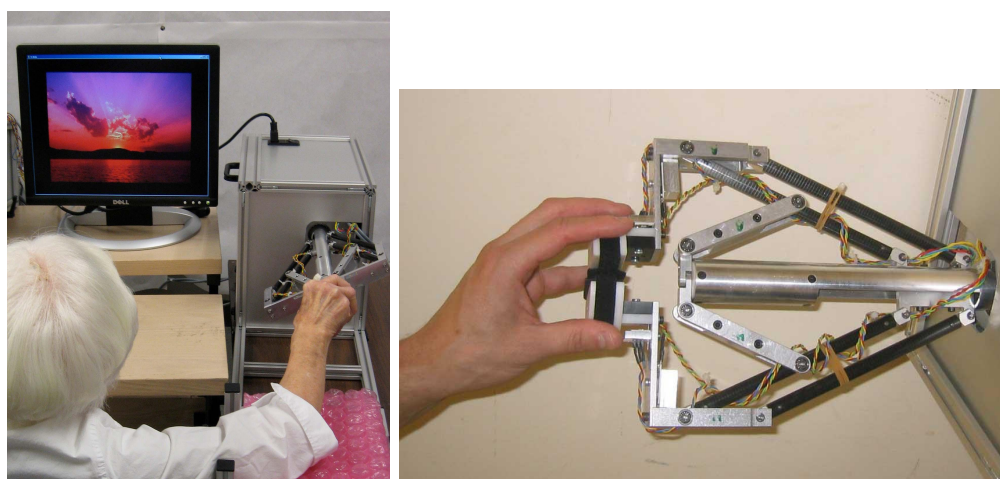


Figura 4.6: Haptic Knob. [48]

Ciò permette di simulare l'afferraggio/rilascio, in combinazione con la pronosupinazione dei movimenti dell'avambraccio. Inoltre sono stati pensati esercizi

per motivare il paziente, che vengono visualizzati tramite un monitor. In tal modo si allenano attività della vita quotidiana, mentre il dispositivo fornisce le forze di azione e reazione. L'interfaccia robotica consta di 2 g.d.l. Il primo consiste in un'apertura lineare della mano, mentre il secondo è la rotazione del robot lungo l'asse dell'avambraccio corrispondente ad un movimento di prono/supinazione. La struttura meccanica del dispositivo è composta di due parallelogrammi su cui l'utente posiziona le dita, che effettuano un movimento simile a quello di un ombrello. Inoltre, inserti di diverse forme e dimensioni possono essere facilmente collegate all'Haptic Knob al fine di allenare diverse funzioni della mano. Il sistema è in grado di generare forze fino a $50N$ in entrambe le direzioni di apertura e chiusura, e coppie fino a $1,5Nm$. Un attuatore è utilizzato per controllare la traslazione lineare del modulo di apertura dei parallelogrammi, e un altro permette la rotazione del sistema (motore Maxon Svizzera RE40). Le forze di afferraggio e quelle perpendicolari sono misurate con quattro sensori di forza ($mN - 2N$, LPM-EPFL) incorporati nella struttura. Essi sono configurati in modo da essere in grado di misurare forze fino a $30N$. Le differenti posizioni della mano e l'angolo di prono/supinazione sono misurati dagli encoder dei due motori del sistema di attuazione e tutti questi dati sono campionati a una frequenza di $100Hz$.

4.4.4 Gentle/G

Gentle/G è un sistema integrato di neuro-riabilitazione a 9 g.d.l per terapie di "reach and grasp" (letteralmente raggiungere e afferrare) [49, 50], Figura 4.7. Ciò significa che tale sistema permette anche la riabilitazione di pazienti che hanno subito danni cerebrali. L'unità di afferraggio assistita comunica con la parte hardware e software del robot Gentle/G ma la parte hardware può anche essere utilizzata per altre applicazioni di riabilitazione. I 9 g.d.l. del robot si suddividono in 6 g.d.l. attivi e 3 g.d.l. passivi e sono in grado di svolgere una riabilitazione della mano di tipo attiva, attiva-assistita o passiva. Tutto ciò in combinazione con movimenti di afferraggio che si suddividono in tale sequenza: raggiungimento-afferraggio-trasferimento-rilascio, ed inoltre un'interfaccia grafica appositamente disegnata mostra un ambiente virtuale con il quale il paziente può interagire.

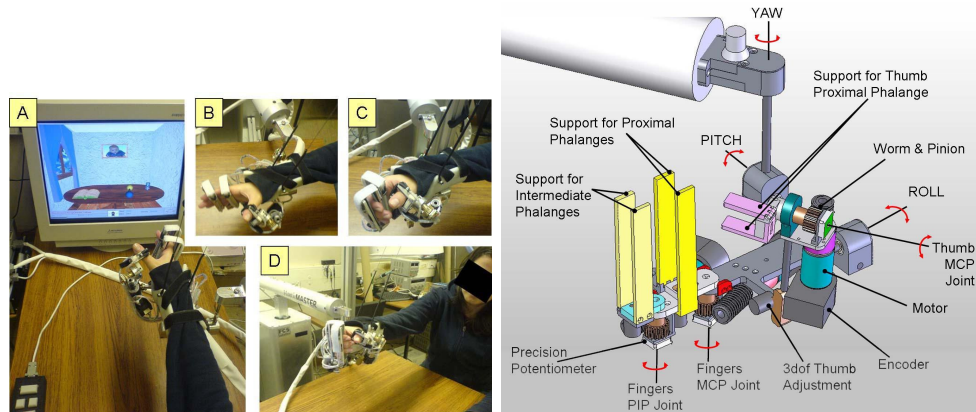


Figura 4.7: Gentle/G. [49, 50]

Il dispositivo rende possibile l'inserimento di diverse dimensioni della mano tramite regolazioni di lunghezza tra le barre di supporto della falange prossimale e distale ed extra adeguamenti laterali su ciascuna delle barre parallele di sostegno. Il pollice può essere adeguato per una comoda posizione di presa (abduzione/adduzione, anteposizione-retroposizione, abduzione radiale) prima di bloccare l'articolazione metacarpo-falangea (MCP) del pollice rispettando le articolazioni metacarpali prossimali delle dita. Per motivi di sicurezza la coppia prodotta in ciascuna dei giunti di rotazione è stata limitata a $800mNm$ per l'articolazione metacarpale del dito, e $300mNm$ per le articolazioni inter-falangee (IP) e l'articolazione metacarpale (MC) del pollice. La movimentazione viene fatta tramite un piccolo motore a spazzole di grafite di $6W$. Il motore è utilizzato in combinazione con un riduttore planetario (Maxon GP22A, $4.4 : 1$ riduzione) e la potenza viene trasmessa alle articolazioni del robot attraverso una vite senza fine e pignone (rapporto di riduzione $1 : 20$). Gli angoli di ogni giunto vengono misurati tramite encoder ottici e potenziometri di precisione.

4.4.5 AFX

Altro dispositivo è l'AFX, un esoscheletro per l'attuazione del dito indice (Actuated Finger eXoskeleton) [51], Figura 4.8, che permette l'attuazione indipendente di ciascuna delle tre articolazioni. Il dispositivo utilizza attuatori separati per la

flessione e l'estensione del dito e un controllo a circuito chiuso di forza o posizione.

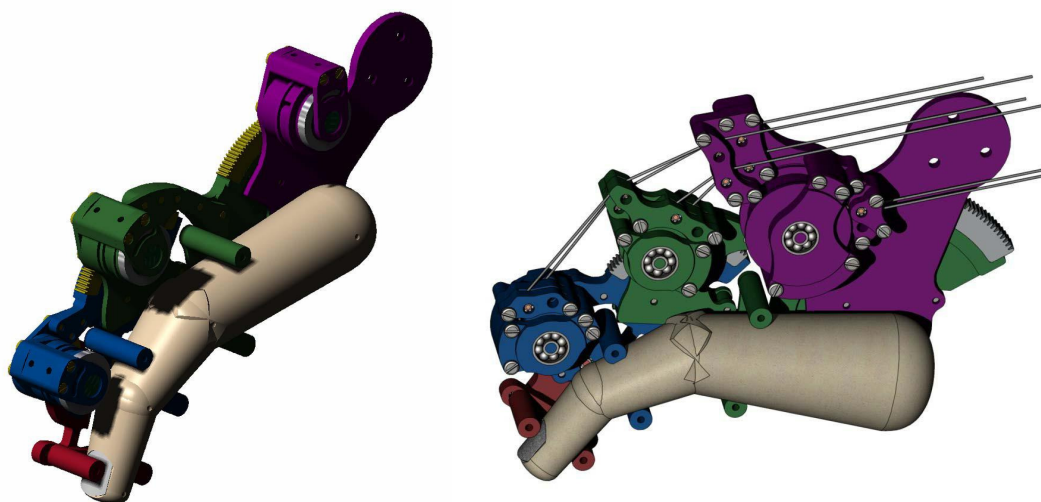


Figura 4.8: AFX-Actuated Finger eXoskeleton. [51]

Il progetto dell'AFX si compone di tre parti: esoscheletro meccanico, motori di azionamento e controllo locale utilizzando feedback fornito dai sensori. Per ridurre al minimo la massa aggiunta al dito, gli attuatori per le articolazioni si trovano sull'avambraccio. La forza è trasmessa all'esoscheletro tramite dei cavi (Spectra, Honeywell, Colonial Heights, VA) che hanno un diametro approssimativo di 0.25mm e sono stati dimensionati per 220N di tensione massima. I cavi scorrono lungo piccole pulegge guida fissate all'esoscheletro. Ad ogni giunto il cavo è collegato ad una puleggia di grandi dimensioni, in modo tale che il movimento del cavo produce un movimento equivalente della puleggia. La puleggia è poi fissata su di un albero con una ruota dentata di piccole dimensioni. A sua volta la piccola ruota dentata trasmette potenza ad una più grande vicina ad essa. Gli ingranaggi con passo molto piccolo (47 denti per cm a livello dell'articolazione DIP, 38 denti per cm all'articolazione PIP, e 28 denti per cm all'articolazione MCP) sono utilizzati per ridurre il più possibile gli effetti del backlash. I rapporti del cambio sono: 3.85 all'articolazione DIP, 6 all'articolazione PIP, e 7.5 all'articolazione MCP. Come accade con i muscoli, i cavi possono soltanto tirare, non possono spingere. Quindi due cavi sono richiesti per ciascuno giunto: uno per

fornire la forza della flessione ed uno per fornire quella per l'estensione, Figura 4.9. Ogni cavo è avvolto in un servomotore brushless in CC (AKM della Danaher Motion, modello Wood Dale IL) montato sul piatto dell'avambraccio. I motori controllano la lunghezza e la tensione dei cavi.

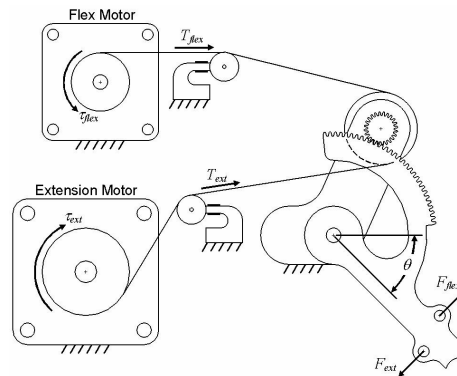


Figura 4.9: Particolare del sistema a due cavi per la flessione/estensione del dito. [51]

Due motori per ogni giunto (un totale di 6) sono usati per fornire l'attuazione antagonista (sono presenti più attuatori che gradi di libertà). Dato che la coppia richiesta è diversa per ogni giunto, sono utilizzati differenti motori per minimizzare il peso ed il volume (AKM13C per il MCP, AKM12C per il PIP, e l'AKM11C per il DIP). I comandi di controllo devono essere mandati ad entrambi i motori, sia a quello che guida il movimento (driving motor) che a quello che segue il movimento (ollowing motor). Il tensionamento del cavo collegato al following motor è solamente sufficiente a mantenere teso il cavo. Tale motore usa un controllo standard proporzionale-integrativo-derivativo (PID) per abbinare il tensionamento del cavo del following motor, al tensionamento del cavo del driving motor. A sua volta il driving motor usa un controllo PID per applicare il tensionamento del cavo in modo che corrisponda al tensionamento voluto. Inoltre un modello di attrito, che è basato sui tensionamenti misurati e sulle velocità dei cavi, è usato per compensare gli effetti di attrito nella riduzione dei tensionamenti del cavo ai giunti.

4.4.6 Robot per riabilitazione interattiva

Ulteriore dispositivo studiato è un robot di riabilitazione interattiva per allenare le funzioni della mano [52], Figura 4.10. Questo sistema robotico permette di effettuare tre diverse modalità di allenamento:

- movimento passivo continuo;
- movimento innescato a partire da segnali elettromiografici (EMG);
- movimento continuo guidato per simulare compiti di apertura della mano, raggiungimento e presa.

Il sistema inoltre è in grado di registrare la forza, posizione e segnali EMG delle dita durante i movimenti. Gli attuatori utilizzati in questo apparecchio sono attuatori lineari della Firgelli (L12) con una corsa di lunghezza pari a 50mm (rapporto di trasmissione $100 : 1$, $n = 1$) e lunghezza pari a 100mm (rapporto di trasmissione $50 : 1$, $n = 4$).

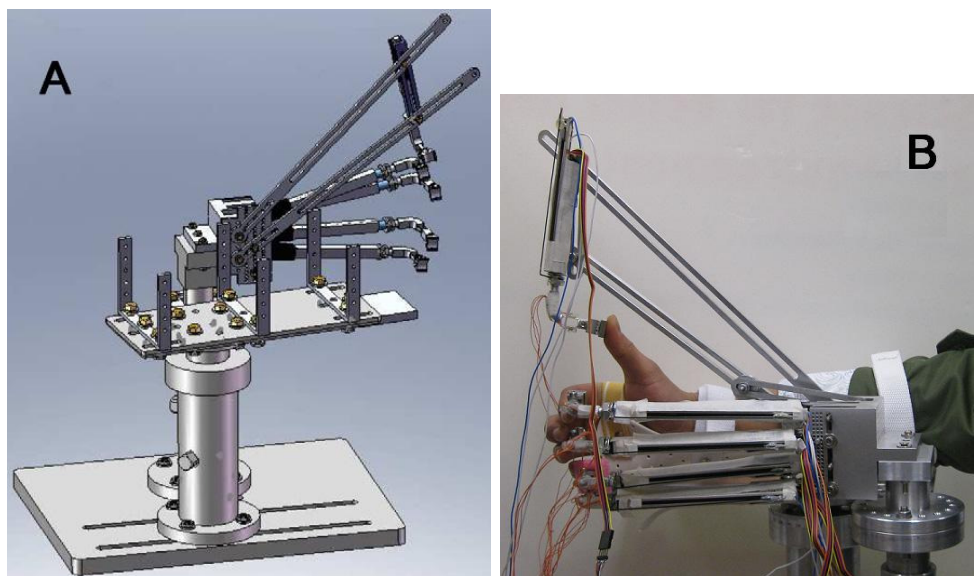


Figura 4.10: Robot di riabilitazione interattiva. [52]

Ciascun dito della mano viene mosso da un attuatore separato che effettua i movimenti di flessioni ed estensione. Di conseguenza nel momento in cui tutti gli attuatori si muovono in contemporanea, il soggetto risulta in grado di effettuare

l'apertura della mano oppure azioni di afferraggio. Il piccolo attuatore con elevato rapporto di trasmissione viene usato per il pollice in quanto è in grado di generare una grande forza in uscita. Gli altri attuatori invece sono utilizzati per le altre dita che hanno più vaste gamme di movimento e velocità maggiori. È stato verificato che la normale forza prensile è di $66 - 106\text{lb}$ ($293.4 - 471.2\text{N}$) e la forza prensile di pizzico è di $20 - 28\text{lb}$ ($88.9 - 124.5\text{N}$) per gli individui sani. Tuttavia la media della massima forza di presa per soggetti colpiti da ictus cronico è di 123N . Per venire incontro alle diverse dimensioni delle mani ogni attuatore può essere posizionato in base alla larghezza della mano ed allineato angolarmente con i movimenti di ciascun dito. Inoltre, l'azionatore del pollice può essere posizionato in modo verticale superiormente alla mano per il movimento della presa di pizzico ed orizzontalmente per il movimento di presa laterale. Come caratteristica supplementare, il dispositivo robotico può essere adattato sia per mani destre che sinistre tramite semplici cambiamenti dell'orientazione degli attuatori del pollice e delle dita. I segnali EMG che vengono acquisiti, cioè i feedback di forza e posizione vengono campionati ad una frequenza di 1000Hz (NI cDAQ-9172) mentre un programma in Labview esegue il controllo in real-time. Sono inoltre state fatte delle misure per verificare le gamma di movimenti (Range Of Motion, ROM) tra le differenti lunghezze delle mani e delle dita dei pazienti, Figura 4.11.

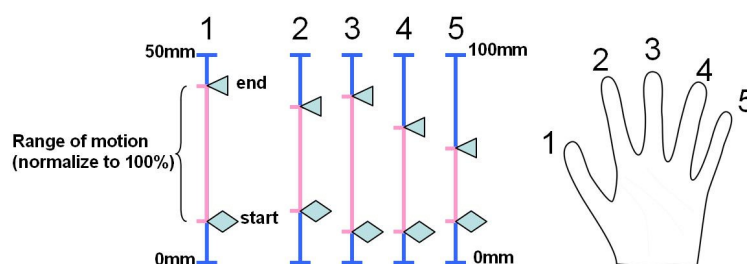


Figura 4.11: Misura del ROM delle dita. [52]

Ogni dito è stato guidato sino alla misura che riesce a raggiungere con la sua forza rispetto ad una soglia data, la quale diventa il limite di ROM per l'estensione del dito. Successivamente il limite di ROM di ciascun dito è stato impostato manualmente per garantire che il paziente stesse bene al di sotto di quel valore.

4.4.7 Robot per riabilitazione dei tendini

Un diverso tipo di esoscheletro è stato sviluppato per aiutare il trattamento delle lesioni del tendine [53], Figura 4.12. Tale esoscheletro è stato creato per assistere il movimento di flessione/estensione del dito in tutto il suo range di moto, in maniera naturale e coordinata in modo da mantenere la tensione del tendine entro limiti accettabili per evitare la formazione di gap o rotture della sutura.

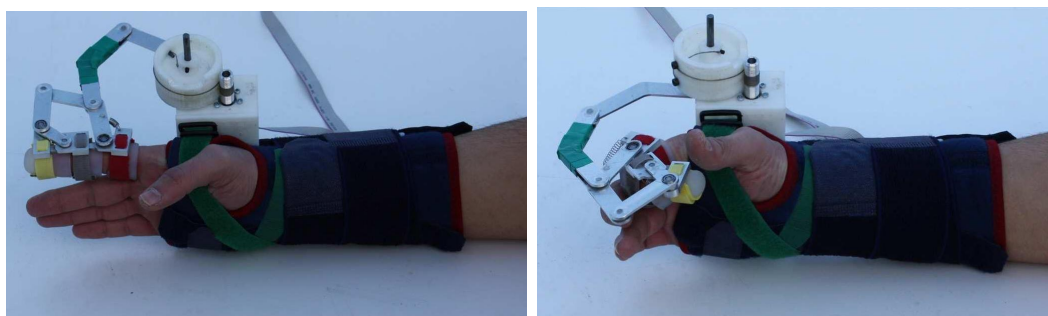


Figura 4.12: Esoscheletro riabilitativo per lesioni al tendine. [53]

La cinematica dell'esoscheletro è formata da una serie di meccanismi a barre accoppiati l'un l'altro con delle molle complanari e collegati tra loro da giunti meccanici, Figura 4.13.

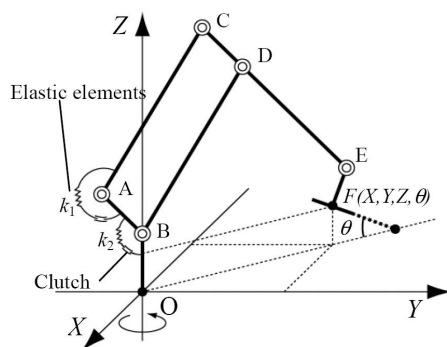


Figura 4.13: Schema cinematico. [53]

Le molle sono utilizzate affinché il meccanismo assicuri un movimento coordinato delle falangi. In particolare, le molle mantengono la seconda e la terza falange del dito in una configurazione completamente estesa fino a che la prima falange non va in contatto con un ostacolo o raggiunga un limite meccanico. Quando il

meccanismo è esente dai contatti ed all'interno dei limiti dei giunti, si comporta come un singolo corpo rigido. Ma quando il movimento di una falange si ferma, la coppia di torsione generata dal motore sormonta il pre-load della molla e la falange adiacente inizia il movimento. Il movimento continua in sequenza fino a che il movimento di tutte le falangi non si ferma a causa del contatto con l'oggetto o a causa del raggiungimento di un limite meccanico. Il pre-load della molla di ogni giunto può inoltre essere adattato per assecondare i differenti livelli di rigidità delle dita dei pazienti. L'esoscheletro è attuato da un motore in CC dotato di un encoder ottico. Dei potenziometri sono invece montati sui giunti PIP e DIP cosicché l'esatta configurazione delle dita può essere monitorata ad ogni istante di tempo.

4.4.8 IntelliArm

IntelliArm è un complesso dispositivo che permette la riabilitazione completa di spalla, braccio e mano contemporaneamente [54]. Si tratterà in questa sede solo la parte riguardante la mano. Il dispositivo, Figura 4.14, è dotato di 1 solo g.d.l. e permette azioni di apertura/chiusura della mano in corrispondenza dell'articolazione MCP e del pollice.

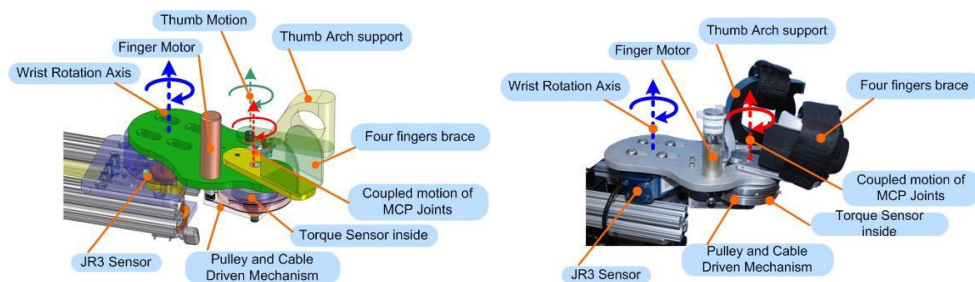


Figura 4.14: Illustrazioni delle parti costituenti il sistema IntelliArm. [54]

Il motore genera la rotazione del link L1 ed apre l'articolazione MCP di tutte e quattro le dita, mentre il link L3 spinge indietro il pollice in maniera sincrona, come illustrato in Figura 4.15.

Il movimento combinato tra L1 ed L3 genera l'apertura/chiusura della mano. Le articolazioni MCP delle quattro dita sono mosse da un unico motore mentre il

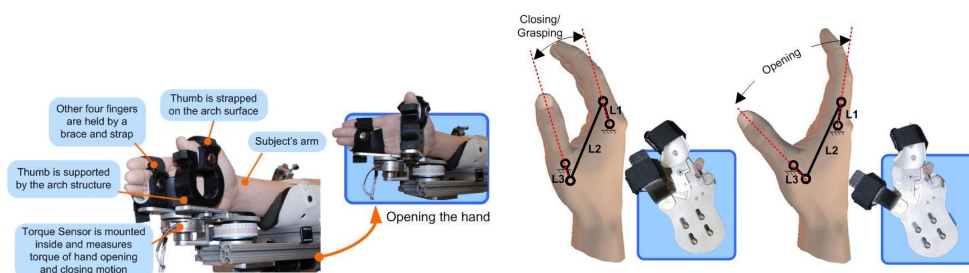


Figura 4.15: Principio di funzionamento dell'apertura/chiusura della mano. [54]

pollice è guidato dal movimento accoppiato dei giunti MCP. Inoltre, le lunghezze di L1 e di L2 sono registrabili per ottenere un rapporto differente di rotazione fra il pollice ed i giunti MCP. Il collegamento L1 è azionato dal motore tramite cavo e puleggia nella quale è integrato il sensore di coppia.

4.4.9 Robot per riabilitazione assistita

Migliorare l'abilità funzionale della mano tramite l'identificazione di attività funzionali ed esercizi che riprendono i gesti solitamente svolti durante la vita quotidiana è l'obiettivo di un'altro dispositivo per la riabilitazione assistita della mano senza carico [55], Figura 4.16. Tramite gli studi cinematici effettuati sul ROM delle dita della mano è stato proposto un meccanismo composto da cinque leve per dito che comportano 11 g.d.l. totali. Molti dei dispositivi esistenti non sono senza carico ed inoltre il meccanismo è posizionato direttamente sulla mano o sull'avambraccio del paziente il che risulta poco confortevole o fastidioso per il paziente che è costretto a sopportare il peso dello stesso. Per evitare questo gli studiosi del meccanismo in questione hanno pensato di spostare il tutto nella parte opposta.

Gli estremi del meccanismo sono quindi collegati alle dita proprio come farebbe il fisioterapista durante la riabilitazione. Il prototipo è tutt'ora in fase di sviluppo. Finora gli studi effettuati riguardano uno studio molto approfondito della cinematica di ogni singolo dito tramite il metodo di Denavit-Hartenberg (D-H) e lo studio della cinematica diretta ed inversa di un particolare meccanismo per la movimentazione delle dita illustrato in Figura 4.17.

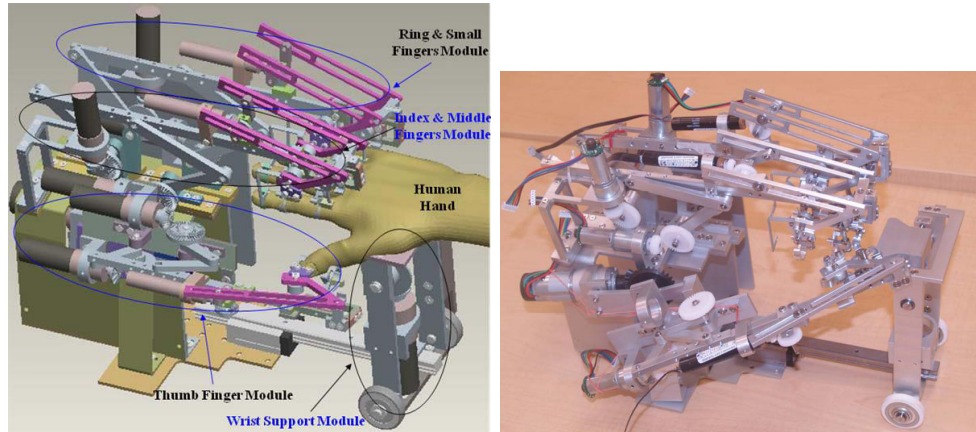


Figura 4.16: Dispositivo per la riabilitazione assistita senza carico. [55]

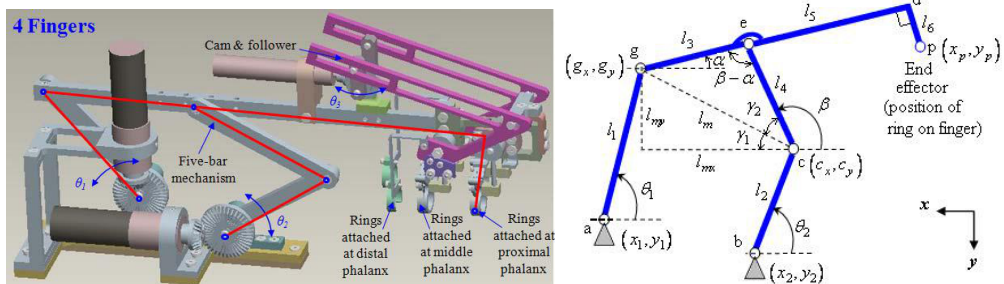


Figura 4.17: Schema cinematico del meccanismo. [55]

Gli schemi di controllo devono ancora essere integrati con l'hardware sviluppato e i suoi rispettivi moduli. Sono presenti in maniera ibrida e comprendono un controllo do forza e posizione. In particolare sono presenti tre modalità di assistenza del paziente: passiva, “assistita su richiesta” e attiva.

4.4.10 Robot Master-Slave

Presso la Gifu University in Giappone è stato sviluppato un dispositivo per la riabilitazione della mano dotato di un sistema simmetrico master-slave di movimentazione assistita per terapie di riabilitazione indipendenti [56], Figura 4.18. Questo sistema è costituito da un esoscheletro e un sistema laterale di movimentazione assistita master-slave unito ad un ambiente di realtà virtuale. La maggior parte dei pazienti che hanno bisogno della riabilitazione della mano so-

no disabilitati soltanto da un lato del corpo. Con questa idea è stato proposto questo sistema master-slave laterale-simmetrico che utilizza un controllo di automovimentazione. Il lato sano dei pazienti produce il movimento di riferimento della mano cioè svolge la funzione di sistema master, tale movimento verrà ripetuto dal sistema slave, formato da un dispositivo montato sulla mano del paziente. Questo permette alla mano disabilitata di ripetere in maniera simmetrica i movimenti della mano sana, Figura 4.19.

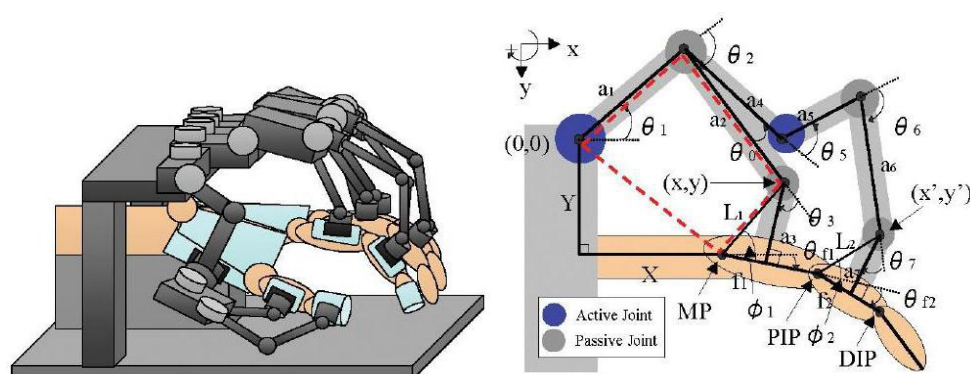


Figura 4.18: Disegno e schema cinematico del meccanismo. [56]

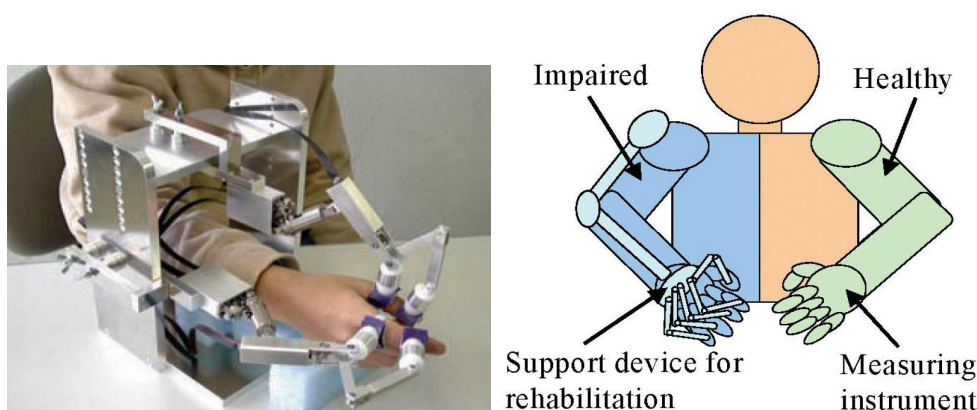


Figura 4.19: Metodo Master-Slave. [56]

Anche in questo caso il dispositivo è in fase di studio e gli sviluppi futuri intendono far riabilitare il braccio completo in modo che tutto il braccio disabilitato svolga gli stessi movimenti di quello sano.

4.4.11 Robot a due punti di contatto

Altro dispositivo in fase di studio consiste in un'interfaccia aptica a due punti di contatto per il pollice e l'indice della mano [57], Figura 4.20. Uno schema della soluzione cinematica adottata è indicato nella Figura sottostante.

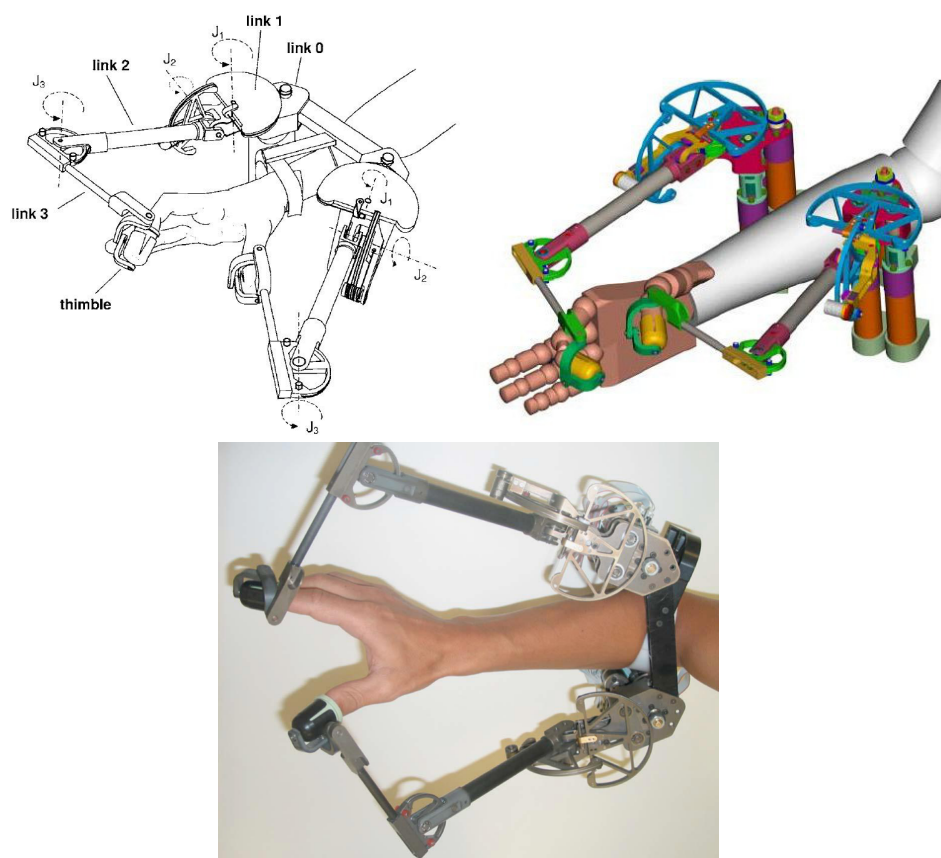


Figura 4.20: Robot a due punti di contatto. [57]

Il meccanismo per ogni membro è scelto per soddisfare i seguenti vincoli:

- il link 0 è fisso sull'avambraccio (che è ulteriormente sostenuto da un dispositivo che equilibra solo il suo peso);
- è composto da due link in serie che raggiungono la punta del dito pollice e indice della mano, chiamati “finger mechanisms”, ognuno dei quali azionato tramite 3 g.d.l. e 4 link;

- i due finger mechanisms sono in grado di far effettuare ogni tipo di movimento al dito pollice e indice della mano, inclusa la rotazione della mano generata dal polso,
- l'attuazione dei giunti è implementata grazie a dei cavi di guida e tutti i motori sono posizionati nel link 0;
- tutte le coppie cinematiche sono attuate da giunti di rotazione;
- solo i primi 3 giunti J_1 , J_2 , J_3 di ciascun link sono attuati.

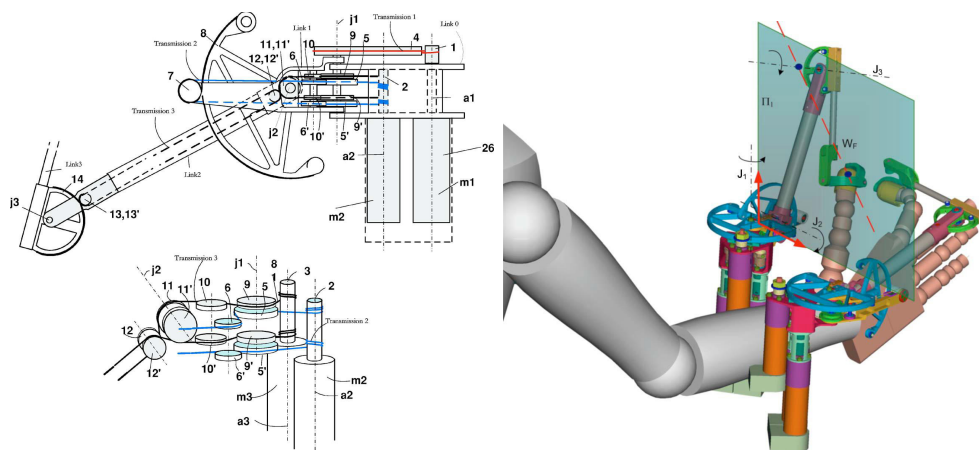


Figura 4.21: Sistema a pulegge complanari. [57]

Per quanto riguarda il primo punto di questa lista, nella configurazione tipica il contributo al peso del dispositivo è fornito attraverso un esoscheletro dotato di un feedback di forza che può garantire la completa mobilità del braccio, usato in associazione con questa interfaccia tattile per la mano. Su ogni giunto sferico passivo, disposto all'estremità di ogni finger mechanisms, è presente un ditale che permette alla forza applicata di raggiungere la punta delle dita dell'utente con ogni orientamento. Per diminuire il peso delle masse semoventi e migliorare il controllo del sistema sono stati utilizzati dei cavi bidirezionali per trasmettere la coppia da ogni attuatore ai giunti, realizzando uno schema di attuazione a distanza.

La cinematica di ciascun link è stata inoltre studiata per soddisfare i vincoli dei percorsi seguiti dai cavi di guida. Questo richiede che le pulegge di due giunti consecutivi si trovino sullo stesso piano Figura 4.21.

4.4.12 Rutgers Master

Un'interfaccia aptica progettata per interazioni con ambienti virtuali è il Rutgers Master II-ND (New Design) [58], Figura 4.22. Il dispositivo si presenta sottoforma di guanto ed è in grado di fornire forze fino a $16N$ rispettivamente sul pollice, indice, medio e anulare tramite anelli posizionati sulle punte delle dita. Esso utilizza degli appositi attuatori pneumatici direttamente organizzati e posizionati nel palmo della mano.

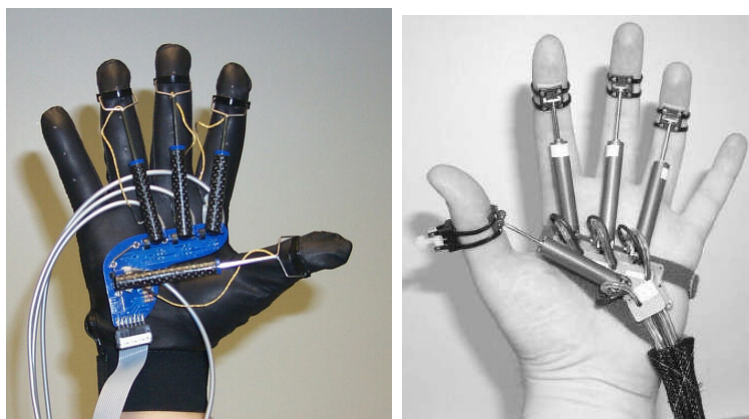


Figura 4.22: Rutgers Master II-ND. [58]

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 (pistoncini). La comunicazione con il computer avviene via cavo seriale RS232. Il peso del guanto è di $80g$, fattore che lo rende molto confortevole da indossare. A questi si devono aggiungere altri

100g di connessioni elettriche e tubi per l'aria. Rutgers Master è dunque un'interfaccia aptica a 4 gradi di libertà. Ogni attuatore è attaccato alla base attraverso un giunto sferico (2-DOF). L'albero del cilindro può traslare dentro e fuori sia girare attorno all'asse del cilindro (2-DOF). Inoltre gli anelli sulle punte delle dita si collegano all'albero del cilindro attraverso un giunto cilindrico (1-DOF). L'asse di rotazione di ogni giunto rotativo è montato su due mini cuscinetti per ridurre attrito. Ogni guanto comprende complessivamente 24 mini cuscinetti. Il movimento di flessione dell'attuatore (riguardante il palmo) varia tra 10° a 120° , equivalente alla flessione naturale dell'articolazione prossimale delle dita. La corsa del pistone varia da $28 - 44mm$, a seconda delle dimensioni delle dita.

Rutgers 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 Rutgers Master consiste nel fatto che il paziente può eseguire la riabilitazione anche a casa, mediante l'utilizzo di un semplice computer.

4.4.13 CyberGrasp

Attualmente l'alternativa esistente a Rutgers Master è CyberGrasp [59], altro tipo di guanto per la riabilitazione della mano, Figura .

Il suo vantaggio è quello di spostare il sistema di attuazione sopra la mano lasciando quindi libero tutto il palmo. CyberGrasp è mosso da un particolare sistema di cavi e pulegge tramite un unico grado di libertà. Lo svantaggio che presentava inizialmente era quello di un peso troppo elevato, tutt'ora però il problema è stato risolto grazie all'utilizzo di materiali plastici e il peso risultante è di $350g$. Con tale dispositivo gli utenti sono in grado di sentire la grandezza e la forma di oggetti 3D generati al computer in un mondo virtuale simulato. Le forze di afferraggio sono di $12N$ per dito, sono prodotte da una rete di cavi convogliati verso la punta delle dita attraverso l'esoscheletro con una risoluzione di 12 bit. Ci sono cinque attuatori, uno per ogni dito, che può essere programmato individualmente per evitare che le dita dell'utente penetrino o schiaccino un oggetto solido virtuale. Il sistema permette vasta e completa gamma di movimenti della mano ed è di facile indossaggio. Inoltre è completamente registrabile e progettato per



Figura 4.23: Immagini del sistema CyberGrasp. [59]

un'ampia misura di varietà di mani. Originariamente sviluppato per l'uso nelle applicazioni telerobotiche, il sistema CyberGrasp permette ad un operatore di controllare una mano robotica lontana e letteralmente di sentire l'oggetto che è maneggiato. Anche in tal caso la comunicazione avviene via cavo seriale RS232 ed Ethernet.

4.4.14 Robot Politecnico di Milano

Un altro modello è stato costruito da alcuni ricercatori del Politecnico di Milano [60] in Figura 4.24. Si tratta di un'ortesi dinamica a due gradi di libertà. La caratteristica di questo dispositivo è quella di riuscire a “capire” 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 sull'arto per aiutare il paziente nel movimento.

Il sistema consiste principalmente in un PC, un microcontrollore (PIC), un esoscheletro motorizzato e un dispositivo per la misura dei segnali EMG. Il com-

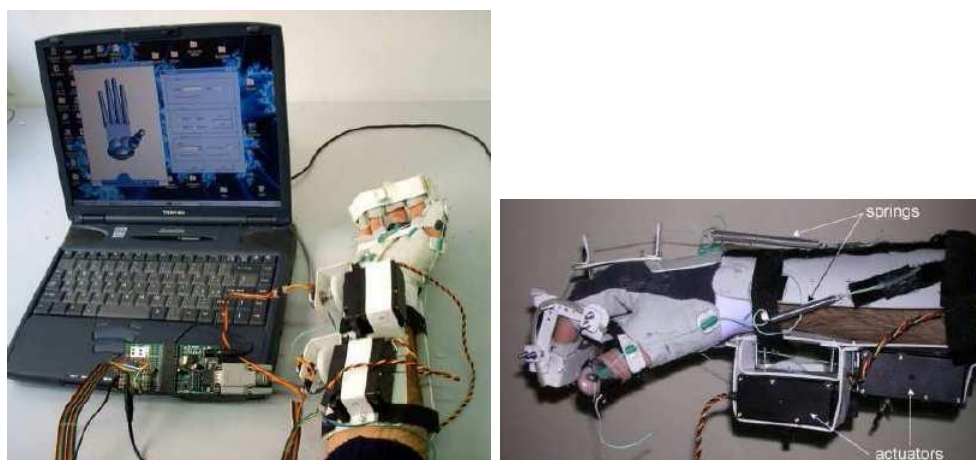


Figura 4.24: Prototipo del Politecnico di Milano. [60]

puter serve per comunicare con il paziente, ad esempio attraverso immagini o grafici, per misurare i segnali EMG e per comunicare con il microcontrollore attraverso 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 le dita. 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 Matlab implementa un'interfaccia grafica che mostra il movimento che il paziente sta cercando di fare, prima che il guanto lo esegua Figura 4.25. Rispetto a Rutgers 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.



Figura 4.25: Interfaccia grafica in Matlab. [60]

4.4.15 Howard

Il sistema HOWARD o “HOWARD” Hand-Wrist Assisting Robotic Device [61, 60], come dice la definizione stessa, è per l'appunto un robot per la riabilitazione della mano e del polso Figura 4.26. Una caratteristica importante di HOWARD è quello di possedere un sistema di attuazione completamente localizzato sul dorso della mano stessa e quindi di lasciare sgombro il palmo della mano. 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. È infatti importante che il paziente riceva stimoli sensoriali dall'oggetto che tocca, che possono essere la sensazione della rugosità della superficie dell'oggetto, della temperatura e della consistenza (rigidezza).

Al suo team di sviluppo faceva parte 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. Tale dispositivo movimentava le 4 dita insieme, con un range di movimento che va dai 25° ai 90° circa. 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 del palmo pollice, dita e mano vengono fissate con dei cinturini fissati attraverso il velcro. L'avambraccio del paziente è fissato all'interno di una struttura imbottita. HOWARD può

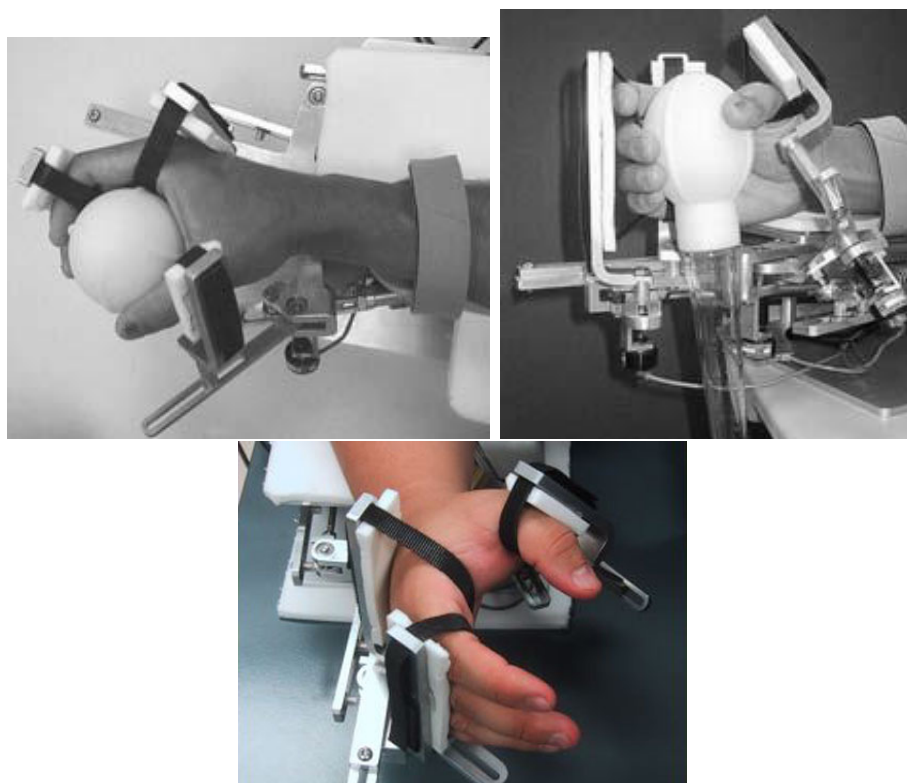


Figura 4.26: Il sistema HWARD o “HOWARD”. [61]

essere aggiustato per accomodarsi a mani di differenti dimensioni. Il sistema è provvisto di un’interfaccia grafica che permette la sua gestione con facilità, come ad esempio il controllo di protocolli di terapia standardizzati o l’acquisizione di dati, Figura 4.27.

HWARD è attuato tramite 3 cilindri pneumatici a doppio effetto i cui diametri interni sono di 1.59 cm. Ogni cilindro può produrre fino a $122.8N$ di forza (derivanti da una pressione pari a $689kPa$), ma la pressione è regolata in modo che i cilindri d’aria producano approssimativamente $4 - 15N$, cioè i livelli di forza valutati necessari per l’aiuto nei movimenti. L’aria compressa è potente, pulita ed ha il vantaggio, grazie ad alcune modifiche al disegno attuale, di essere utilizzata nell’ambiente di MRI (Magnetic Resonance Imaging). L’aria pressurizzata è diretta ai cilindri da 3 elettrovalvole pneumatiche a solenoide posizionate su ciascun lato di ogni cilindro. Nella posizione di riposo le valvole sfiatano l’aria dei cilindri in ambiente, mettendo il dispositivo in modalità passiva. Questo svolge la

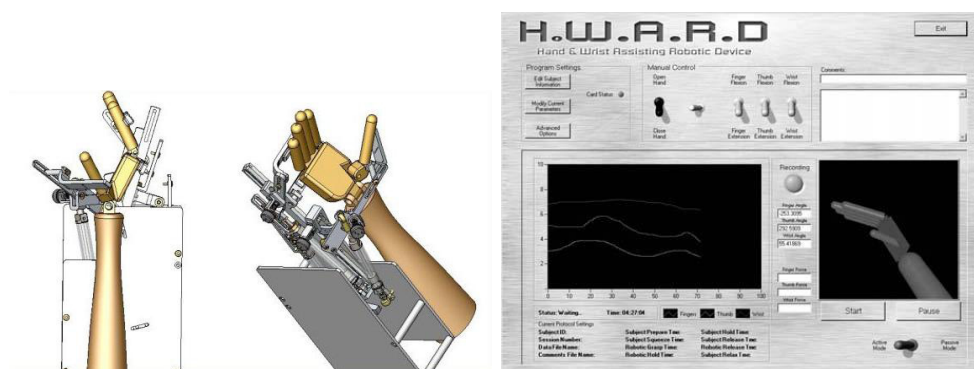


Figura 4.27: Interfaccia grafica. [61]

funzione di caratteristica di sicurezza per il dispositivo. Le valvole di regolazione in-linea del flusso permettono invece la registrazione manuale dell'intensità della forza applicata. Regolatori per il controllo della pressione d'aria sono a sua volta inseriti nel sistema pneumatico e garantiscono una misura di sicurezza affidabile per limitare la forza massima che il robot può applicare agli arti del soggetto. Potenzimetri rotativi misurano i rispettivi angoli delle dita, del polso e del pollice. Microstrutturali sensori di pressione (Honeywell) sono montati da entrambi i lati di ogni cilindro d'aria per misurare i livelli di pressione. Le forze applicate dal robot possono essere ricavate dai dati provenienti da questi sensori. Il dispositivo è interfacciato con il computer attraverso una scheda di acquisizione dati bus PCI (National Instruments) che ha input ed output digitale, entrata analogica e funzioni di uscita analogiche. HWARD ha inoltre meccanismi di sicurezza multipli. Uno stop forzato regolabile impedisce l'overextension delle articolazioni del soggetto. La pressione d'aria è regolata per mantenere livelli di forza sicuri. Inoltre il tasto di arresto di emergenza può rendere HWARD passivo diseccitando le elettrovalvole a solenoide. Per ultimo anche il software di controllo fornisce caratteristiche di arresto e sicurezza.

4.4.16 Artromot®-F

Un dispositivo attualmente in commercio è l'Artromot®-F [62], Figura. 4.28. Tale dispositivo è prodotto dalla ORMED® GmbH di Freiburg in Germania. L'apparecchio permette la flessione/estensione delle articolazioni MP, DIP, PIP

delle dita ed è facilmente adattabile ad essere indossato sia dalla mano destra che sinistra nonché ad essere sistemato per il pollice.



Figura 4.28: Artromot®-F. [62]

Il prodotto permette un ROM di $0 - 90^\circ$ per la flessione/estensione dell'MP, da $0^\circ - 110^\circ$ per la DIP e di $0^\circ - 70^\circ$ per la PIP. Il peso è molto esiguo, 1.45lbs (0.6kg) per la struttura esterna e l'attuatore, mentre 0.45lb (0.2kg) per l'unità di controllo interna. Il dispositivo può essere alimentato sia a batterie sia tramite rete elettrica.

4.4.17 InMotion®

Altri dispositivi attualmente in commercio sono la famiglia di prodotti InMotion® della Interactive Motion Technologies, Inc® [63], questi derivano da originari progetti del team di ricercatori MIT (da cui è nato il MIT-MANUS ad es.) e che, a loro volta, hanno cooperato a stretto contatto con specialisti nella riabilitazione medica. I dispositivi prodotti dalla InMotion® si diversificano in diverse categorie, ma in particolare quelli interessanti per la riabilitazione della mano e del polso sono InMotion® 1.0 Linear Robot, InMotion® 3.0 Wrist Robot e InMotion® 5.0 Hand Robot (Figura. 4.29).

InMotion® 1.0 Linear Robot guida e favorisce un ampio movimento del braccio in qualsiasi direzione od orientazione. Potendo, difatti, ruotare attorno ad un asse, la macchina può essere posizionata da verticale a orizzontale a seconda delle esigenze, direzionando l'abduzione della spalla e la flessione o l'estensione.



Figura 4.29: InMotion® 1.0 Linear Robot, InMotion® 3.0 Wrist Robot e InMotion® 5.0 Hand Robot. [63]

Pazienti e soggetti possono simulare un ampio range di attività giornaliere che coinvolgono movimenti lineari.

InMotion® 3.0 Wrist Robot è il primo strumento di robotica riabilitativa per il polso e corrisponde alla versione commerciale del riabilitatore a 3 g.d.l. per il MIT-MANUS. Il robot permette tre modalità di movimento:

- pronazione e supinazione
- flessione ed estensione
- deviazione radiale e ulnare

InMotion® 5.0 Hand Robot permette invece di svolgere la presa (assistita dal motore), il rilascio e le movimentazioni di avvicinamento/allontanamento di pollice e indice.

Tutti e tre questi strumenti sono stati progettati per essere accoppiati a InMotion2 Shoulder-Elbow Robot. Tale robot è un sistema a 2 g.d.l. piano che riprende esattamente le forme e le specifiche del MIT-MANUS, trattandosi proprio della versione commerciale di MIT-MANUS, e viene utilizzato quindi per la riabilitazione di spalla e gomito di persone affette da ictus nella fase acuta del recupero così come nella fase cronica. Durante la terapia una “suite” di video games “intrattiene” il paziente mentre il robot provvede a educare l’arto del paziente.

Se il paziente è incapace di muovere il braccio, il robot muove la mano del paziente verso l’obiettivo; se il paziente muove l’arto ma in modo non appropriato, il robot corregge/guida continuamente la mano lungo una traiettoria che conduca alla traiettoria. Non appena il paziente ottiene l’abilità di controllare il proprio arto, il robot fornisce sempre meno assistenza. Quando InMotion® 2.0 viene accoppiato con InMotion® 3.0 Wrist Robot (l’equivalente commerciale del sistema a 3 g.d.l. per il polso da accoppiare con il MIT-MANUS), il sistema è in grado di far compiere all’arto movimenti molto più complessi trattandosi di struttura a 5 g.d.l.

4.4.18 Amadeo®

Amadeo® [64, 65] è un sistema robotico per la riabilitazione della dita (Figura 4.30). È stato sviluppato presso l’Università Tecnica di Graz, Austria, dagli Ing. Kollreider e Ram, i fondatori di Tyromotion, in collaborazione con la clinica Judendorf Straßengel, la quale usa anche con successo i primi prototipi.

Il campo d’uso parte con la fase acuta iniziale, nella quale si può optare per una terapia di movimento passivo (CPM) della mano allenata fino ad arrivare ad un controllo del movimento attivo del paziente assistito da robot con Biofeedback integrato. Le dita del paziente sono collegate al sistema Amadeo® tramite l’uso di magneti connessi alle punte delle dita. Il programma CPM permette la simulazione del movimento fisiologico di presa, e altri movimenti tipici delle dita (a onda, di pizzico, random). Se dita singole sono limitate, possono essere escluse dalla terapia. In presenza di funzioni motorie si può effettuare una terapia assistita. Il paziente muove attivamente le slitte (flessione ed estensione). Se il sistema non rileva più l’attività del paziente, lo assiste nel raggiungere le posizioni fina-



Figura 4.30: Sistema Amadeo® e screenshot dell'interfaccia di rilevazione del campo di movimento. [64, 65]

li interne ed esterne del campo di movimento passivo. Il campo attivo di ogni movimento viene misurato e inserito in un diagramma.

Al paziente viene chiesto di esercitare la massima forza possibile dal centro del movimento. Oltre alla forza isometrica di ogni dito il sistema calcola e visualizza anche la forza misurata durante ogni ripetizione del movimento di presa (flessione ed estensione). Un parametro ulteriore informa sulla regolarità dell'applicazione della forza.

Il software calcola il rapporto percentuale del campo di movimento attivo e passivo e lo visualizza graficamente e quantitativamente. Per ogni dito viene calcolato in automatico il rapporto tra zona attiva e passiva, un fattore di regolarità

ed il rapporto percentuale totale (Figura 4.30).

Il sistema è stato provato con più di cento pazienti nella clinica Judendorf-Straßengel ed è utilizzato con successo nella terapia giornaliera. I pazienti sono soddisfatti per il movimento piacevole e i loro progressi su base sia oggettiva che soggettiva. A Innsbruck e Hochzirl sono in atto studi con Amadeo®, per provare l'efficienza di questo sistema scientificamente e per poter definire un miglioramento dell'offerta terapeutica. L'elenco delle funzioni permesse è il seguente:

- Movimento individuale delle dita
- Simulazione ergonomica e continua del movimento di presa (incluso il pollice)
- Movimento di pizzico
- Sistema basato sul principio dell'end effector: i movimenti non sono forzati
- Terapia della mano destra e sinistra senza modifica dell'apparecchio
- Alta flessibilità, facile da usare con Pazienti diversi
- Impostazione dell'altezza del supporto centrale
- Appoggio per l'avambraccio aggiustabile per soddisfare i bisogni ergonomici
- Pronazione e supinazione della mano regolabile ruotando l'apparecchio
- Calibrazione di forza e velocità
- Elementi ergonomici per il fissaggio delle dita

Mentre le caratteristiche tecniche dichiarate sono:

- Intervallo di forza dei motori 0 – 50N per ogni dito
- Intervallo di forza dei sensori 0 – 45N per ogni dito
- Intervallo di velocità fino a 60 ripetizioni per minuto in apertura/chiusura

- Range of Movement, movimento completo di presa da 0° a 180° per ogni dito
- PC di controllo integrato
- Monitor a schermo piatto 19 pollici
- Connessione elettrica 230V 50Hz 3A
- Dimensioni e peso 78x105x65 (Lun x Larg x H)
- Peso massimo 75kg incluso PC di controllo e trolley

4.4.19 Hand Mentor®

Hand Mentor® (Figura 4.31) è un sistema robotico per la flessione-estensione del polso focalizzato sul miglioramento del range of motion (ROM) attivo del paziente. Esso fornisce un ambiente interattivo di training che incoraggia il paziente a migliorare la funzionalità della propria mano per mezzo del programma di terapia fisica della mano denominato KMI's Active Repetitive Motion®. Hand Mentor® fa parte della lista dei dispositivi robotici medici di classe uno (FDA). I risultati di test clinici iniziali sono stati pubblicati su riviste di terapia fisica e occupazionale [66, 67, 68].

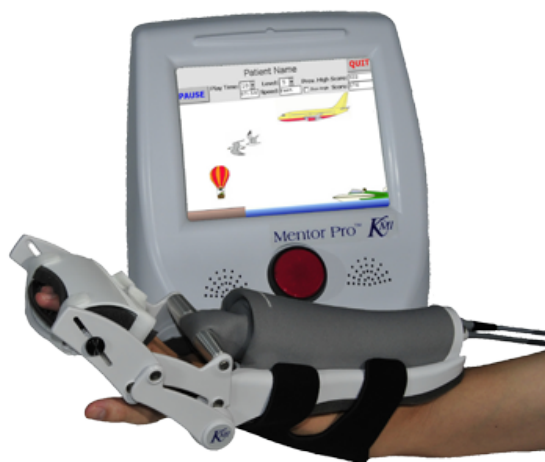


Figura 4.31: Sistema robotico Hand Mentor® (HM). [67]

Dal punto di vista tecnico, HM utilizza un muscolo artificiale pneumatico (Mc-Kibben muscle) e fornisce un biofeedback riguardante l'attivazione muscolare e il controllo. L'obiettivo di HM è inibire il tono dei flessori delle falangi e del polso, rieducare e aumentare il ROM e la forza delle falangi e del polso. HM dispone di tre modalità di trattamento focalizzato antispasticità di durata variabile. In queste modalità, HM posiziona passivamente il polso a differenti angoli di estensione. Al paziente è allora richiesto di mantenere quella posizione. Se il paziente inizia a flettere il polso, si accendono dei LED che fungono da feedback negativo; se allora il paziente diminuisce la forza, i LED si spengono. In queste terapia al paziente viene richiesto di mantenere la posizione per 30s, 60s o 90s a seconda della modalità impostata. La sensibilità può essere cambiata dal terapeuta gradualmente, dove ad alti valori di sensibilità corrispondono task più semplici. [67]

Due modalità di controllo motorio (Up e Down mode) incoraggiano invece l'estensione e la flessione attiva del polso. In Down mode, il paziente attivamente flette il polso e, dopo aver raggiunto il limite massimo del range, estende il polso mentre i LED forniscono un feedback relativo alla posizione del polso. La sensibilità è impostata per bassa resistenza per minimizzare l'uso del tono muscolare dei flessori per la flessione. In Up mode, il paziente estende il polso per aumentare il numero di LED illuminati sul pannello. [67]

La modalità "motor unit recruitment" usa l'elettromiografia superficiale (EMG) per aumentare l'estensione. Il grado di attività muscolare d'estensione è rappresentata dal numero di LED illuminati. Anche se il paziente non è in grado di estendere il polso, l'attività muscolare potrebbe essere misurata e mostrata sul pannello. [67]

Nelle modalità di controllo motorio e EMG, il muscolo pneumatico si gonfia e assiste attivamente il movimento se il paziente non fosse in grado di raggiungere la posizione target. [67]

Parte II

Controllo per tele-valutazione della mano

Capitolo 5

Sistemi di teleoperazione e strumenti di analisi

5.1 Generalità

I sistemi di teleoperazione sono nati per permettere all'operatore umano di gestire task pericolosi, delicati e/o a distanza dall'ambiente di contatto. Essi sono costituiti da:

- un dispositivo master, maneggiato dall'operatore;
- un dispositivo slave, tipicamente un manipolatore robotico, che agisce in un ambiente remoto;
- un'architettura di controllo che governa i due dispositivi fornendo un feedback tipicamente aptico¹ al lato master.

La qualità della teleoperazione, nella quale un operatore interagisce con un master per dare un comando diretto al manipolatore slave, è infatti fortemente intensificata se una qualche forma di feedback cinestetico (posizione e/o sensazione di forza) viene prodotta al lato master. Un tipico esempio è quello in cui un operatore muove la posizione di una leva joystick e i motori del joystick forniscono indietro all'operatore stesso una forza o una coppia in base all'interazione dello slave con

¹Le interfacce aptiche sono dispositivi in grado di trasmettere sensazioni di forza all'operatore.

l'ambiente esterno. Tali sistemi sono chiamati “bilaterali in quanto il flusso di informazioni scorre in due direzioni tra operatore e robot.

I sistemi di teleoperazione possono aumentare la sicurezza intrinseca, ridurre i costi, o anche eventualmente aumentare l'accuratezza.

La teleoperazione ha trovato applicazione in molte aree che spaziano tra le tecnologie per lo spazio, l'esplorazione dei fondali, operazioni militari, in cave minerarie, per maneggiare rifiuti tossici/nucleari, la chirurgia, la riabilitazione, l'allenamento motorio, l'educazione e l'intrattenimento [69].

I principali obiettivi della progettazione di un'architettura di controllo per un sistema di teleoperazione bilaterale sono la stabilità, che è il requisito fondamentale per ogni sistema di controllo, e la trasparenza o telepresenza.

La stabilità è raggiunta quando i loop di controllo a catena chiusa del sistema non vengono destabilizzati dal comportamento dell'operatore umano o dell'ambiente [70].

La trasparenza è definita invece come la capacità di un sistema di teleoperazione di riprodurre accuratamente senza distorsioni le dinamiche dell'ambiente remoto all'operatore umano [71].

Tuttavia le dinamiche dei dispositivi master e slave tendono a distorcere le dinamiche dell'ambiente percepito all'operatore umano oltre al fatto che, in realtà, le dinamiche di operatore e soprattutto dell'ambiente variano drasticamente, compromettendo sia la stabilità che la trasparenza [72, 73].

Inoltre, i ritardi nel canale di trasmissione dati complicano ulteriormente il design del controllo [72, 73].

5.2 Modello di rete a quadripolo

Un sistema di teleoperazione può essere schematizzato tramite un modello a quadripolo (MSN: Master-Slave two-port Network) lineare tempo invariante (LTI: Linear Time Invariant), rappresentato in Figura 5.1 dove l'operatore e l'ambiente sono schematizzati come sistemi LTI ad impedenza² passiva con forza esterna

²In tutta la trattazione si farà riferimento ad impedenza, intesa come “impedenza meccanica cioè data dal rapporto tra una forza e una velocità.

(nell'intorno delle condizioni operative di funzionamento dell'interfaccia master):

$$F_h = F_h^* - Z_h \dot{V}_h \quad (5.1)$$

$$F_e = F_e^* + Z_e \dot{V}_e \quad (5.2)$$

dove Z_h , Z_e , V_h , V_e , F_h , F_e , F_h^* e F_e^* sono rispettivamente le impedenze di operatore e ambiente, le velocità e le forze trasmesse all'interfaccia master-operatore e slave-ambiente, le forze esogene generate da operatore e ambiente.

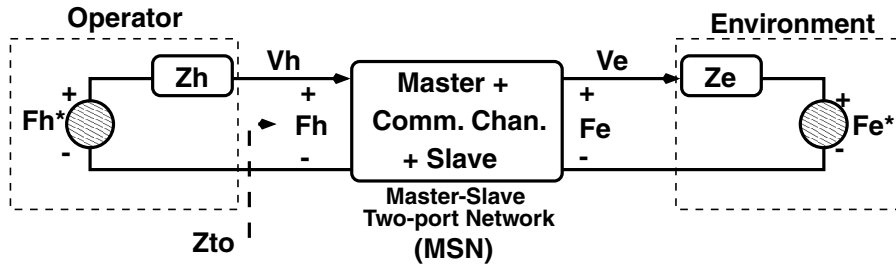


Figura 5.1: Modello a quadripolo di riferimento di un sistema di teleoperazione (MSN: master-slave two-port network) con convenzione di forza come variabile di sforzo.[69]

A seconda della scelta delle variabili di rete di input $\mathbf{I}$ e output $\mathbf{O}$, si definisce la matrice del quadripolo come matrice di impedenza $\mathbf{Z}$, di ammettenza $\mathbf{Y}$, ibrida $\mathbf{H}$ e ibrida inversa $\mathbf{G}$ che sono così espresse [74, 70]:

$$\mathbf{O}_z = \begin{bmatrix} F_h \\ F_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} z_{11} & z_{12} \\ z_{21} & z_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_h \\ -V_e \end{bmatrix} = \mathbf{Z} \cdot \mathbf{I}_z \quad (5.3)$$

$$\mathbf{O}_y = \begin{bmatrix} V_h \\ -V_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_{11} & y_{12} \\ y_{21} & y_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_h \\ F_e \end{bmatrix} = \mathbf{Y} \cdot \mathbf{I}_y \quad (5.4)$$

$$\mathbf{O}_h = \begin{bmatrix} F_h \\ -V_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_h \\ F_e \end{bmatrix} = \mathbf{H} \cdot \mathbf{I}_h \quad (5.5)$$

$$\mathbf{O}_g = \begin{bmatrix} V_h \\ F_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g_{11} & g_{12} \\ g_{21} & g_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_h \\ -V_e \end{bmatrix} = \mathbf{G} \cdot \mathbf{I}_g \quad (5.6)$$

5.2.1 Modelli dinamici LTI dell'operatore

La mano così come l'arto superiore di un operatore umano che interagisce con l'interfaccia di teleoperazione è un sistema molto complesso da analizzare.

In generale il braccio umano, costituito da muscoli che fungono da attuatori guidati dal sistema nervoso, è un sistema attivo tempovariante in grado di adattare e differenziare anche in direzioni ortogonali la propria impedenza a seconda dell'attività da svolgere[75, 76]. Inoltre l'uomo può reagire alle stimolazioni sensoriali in modo significativamente diverso a seconda della situazione oltre che al tipo di stimolo ricevuto presentando così bande passanti estremamente differenti e asimmetriche tra capacità di input e output. Secondo test sperimentali riportati in [77], la pelle umana (tatto) è sensibile a vibrazioni fino a 10000 Hz ma l'abilità di discriminare un segnale da un altro arriva fino a 320 Hz e può recepire quattro tipo di informazione tattile: compressive stress a circa 10Hz, skin motion stimulus fino a 30 Hz, vibrazioni da 50 a 400 Hz e skin stretch a basse frequenze. Le sensazioni però più interessanti in relazione all'arto umano sono, oltre il tatto, la propriocezione (la capacità di percepire e riconoscere la posizione nello spazio e lo stato di contrazione dei muscoli, anche senza il supporto della vista) e la cinestesia (la capacità di riconoscere il movimento sia in termini di posizione che di velocità). Queste abilità sono difficili da misurare sperimentalmente ma le bande passanti si stimano intorno ai 20-30 Hz.

Un modello dell'arto umano o più specificatamente della mano di un operatore umano, che comprenda l'input e il feedback del sistema nervoso, come proposto in [78, 79], può essere descritto dagli schemi a blocchi riportati in 5.2, a seconda che l'arto si comporti, durante il movimento, da sistema controllato in forza o in posizione. Brevemente, a seguito del comando neurale n vengono attivati i muscoli che generano, tramite G_a (dinamica dell'attivazione muscolare), una forza generalizzata F^* o una posizione P^* che viene alterata dalla dinamica della contrazione muscolare e dai tessuti passivi, le cui proprietà sono contenute in G_p , imponendo all'oggetto in contatto la posizione P o la forza F . G_f infine permette la regolazione di F o P imposta tramite il feedback neurale.

Come suggerito in [79] e in altri articoli G_a può essere rappresentata da un sistema first-order time lag, G_p è l'impedenza o l'ammettenza della mano (in generale

un sistema massa-molla-smorzatore) e G_f un filtro passa basso, in quanto, come già accennato, il sistema nervoso presenta banda limitata con conseguente capacità di accurate interazioni solo a frequenze molto basse. Nei due casi dunque il

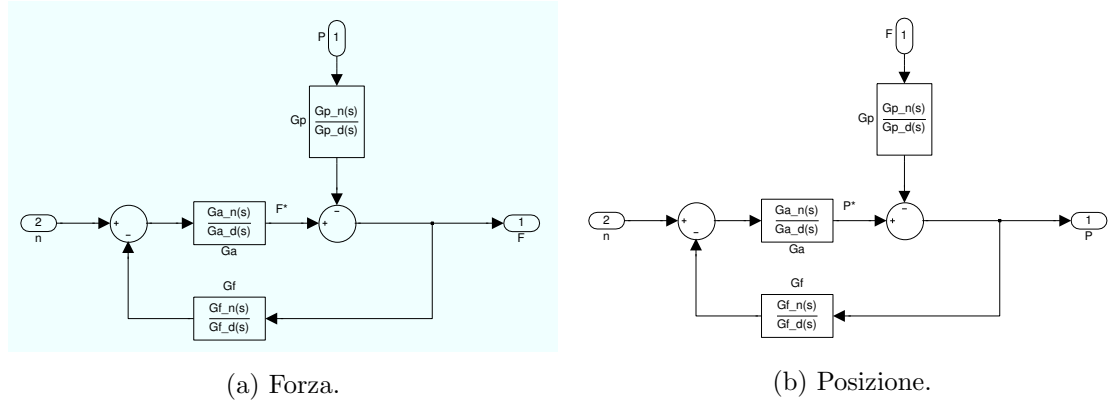


Figura 5.2: Modello del funzionamento della mano.

sistema mano potrebbe essere rappresentato dalla seguente equazione

$$F = F^* - S \cdot P \quad (5.7)$$

$$P = P^* - S \cdot F \quad (5.8)$$

dove

$$F^* = G_{cns} \cdot n \quad (5.9)$$

$$P^* = G_{cns} \cdot n \quad (5.10)$$

$$G_{cns} = \frac{G_a}{1 + G_f G_a} \quad (5.11)$$

$$S = \frac{G_p}{1 + G_f G_a} \quad (5.12)$$

Quindi si può affermare (equazioni 5.7 e 5.8) che l'operatore, in un determinato task, può essere modellizzato da una forza esogena indipendente dallo stato (F^*) ed un'impedenza passiva (Z) o un'ingresso in posizione (P^*) ed un'ammettenza passiva (Y), ritornando a quanto visto nel modello MSN. La prima espressione (Eq. 5.7) rispecchia infatti esattamente l'equazione 5.1.

5.3 Stabilità, trasparenza e performance

5.3.1 Stabilità

La stabilità di un sistema di teleoperazione può essere valutata in modi differenti. Un possibile approccio è ad es. quello di verificare la stabilità asintotica. Data la funzione di trasferimento di un sistema e ricavati i poli che annullano il denominatore, ad ogni polo risulta associato nel dominio reale del tempo un modo di risposta. I modi di risposta vengono detti asintoticamente stabili se i poli corrispondenti hanno parte reale negativa, marginalmente stabili (o al limite di stabilità) se tra i poli corrispondenti ce ne sono alcuni semplici (di molteplicità algebrica pari ad uno) con parte reale nulla e instabili se i poli corrispondenti hanno parte reale nulla e molteplicità algebrica maggiore di uno e/o parte reale positiva. La risposta all'impulso del sistema nel dominio del tempo corrisponde ad una combinazione lineare di tutti i modi di risposta.

Un approccio più elegante e generale per valutare la stabilità di sistemi di teleoperazione di varia natura è la teoria della passività, che è una proprietà strettamente legata alla stabilità e che deriva da definizioni e considerazioni energetiche. Tale teoria è stata impiegata per progettare MSN passivi [76, 72], che rendessero cioè il sistema di teleoperazione passivo e stabile quando interfacciato con dinamiche di operatori e ambienti strettamente passive. La teoria della passività pone le basi fondamentali su alcuni teoremi cardine [80]:

Definizione di sistema passivo Un sistema con ingresso $\mathbf{u} \in \mathbb{R}^\kappa$ ed uscita $\mathbf{y} \in \mathbb{R}^\kappa$ è passivo se per ogni $\mathbf{u}$ e per ogni $t \geq 0$ esiste una costante $\beta \leq 0$ tale che

$$\int_0^t \mathbf{y}^T(\tau) \mathbf{u}(\tau) d\tau \geq \beta \quad (5.13)$$

Teorema Se esiste una funzione $E(t) \geq 0$ tale che

$$E(t) - E(0) \leq \int_0^t \mathbf{y}^T(\tau) \mathbf{u}(\tau) d\tau \quad (5.14)$$

per ogni $\mathbf{u}$, per ogni $t \geq 0$ e per ogni $E(0)$, allora il sistema con ingresso $\mathbf{u}$ e uscita $\mathbf{y}$ è passivo.

Definizione di sistema dissipativo Un sistema con ingresso $u \in \mathbb{R}^\kappa$ ed uscita $\mathbf{y} \in \mathbb{R}^\kappa$ è dissipativo (o strettamente passivo) rispetto alla funzione supply rate $w(\mathbf{u}, \mathbf{y})$ se per ogni $\mathbf{u}$ e per ogni $t \geq 0$ esiste una storage function $E \geq 0$ tale che

$$E(t) < E(0) + \int_0^t w(\mathbf{u}(\tau), \mathbf{y}(\tau)) d\tau \quad (5.15)$$

cioè esiste una funzione $d(t) > 0$ detta dissipation rate tale che

$$E(t) - E(0) + d(t) = \int_0^t w(\mathbf{u}(\tau), \mathbf{y}(\tau)) d\tau \quad (5.16)$$

Dalla definizione ne deriva che il sistema è passivo se è dissipativo rispetto alla funzione supply rate

$$w(u, y) = \mathbf{y}^T \mathbf{u} \quad (5.17)$$

in altre parole, il sistema passivo non può generare energia (quella assorbita e immagazzinata inizialmente deve essere maggiore o uguale a zero) e quindi ne fornisce tanta quanta ne è stata immagazzinata (ed eventualmente dissipata).

Interconnessione di sistemi passivi Una combinazione di sistemi passivi (es. sistemi in parallelo sommanti, sistemi in retroazione, etc.) risulta essere ancora un sistema passivo.

Stabilità asintotica L'interconnessione di sistemi passivi rimane ancora passiva e, se uno dei sistemi è strettamente passivo (dissipativo), allora l'insieme risulta asintoticamente stabile.

Un modello dell'operatore, come quello riportato in Figura 5.1 ad esempio, con impedenza Z_h data da un massa-molla-smorzatore e descritto dall'equazione

$$F_h^* = Z_h V_h = \left(m_h s + c + \frac{k}{s} \right) V_h \quad (5.18)$$

si può facilmente dimostrare che è un sistema passivo. Infatti se si moltiplica l'equazione precedente per la velocità V_h (bilancio delle potenze) e si integra nel

tempo (bilancio energetico) si ottiene

$$\begin{aligned}
 \int_0^t w(u(\tau), y(\tau)) d\tau &= \\
 &= \int_0^t F_h^* V_h d\tau = \\
 &= \frac{1}{2} m_h (V_h(t)^2 - V_h(0)^2) + \int_0^t c_h V_h^2 d\tau + \frac{1}{2} k_h (P_h(t)^2 - P_h(0)^2) = \\
 &= E(t) - E(0) + d(t)
 \end{aligned} \tag{5.19}$$

Hogan [81] ha mostrato in passato che l'impedenza dell'arto dell'uomo è, come già accennato anche precedentemente, altamente adattabile e tempo variante oltre al fatto che gli attuatori muscolari e il feedback neurale che guida il braccio sono sistemi attivi e non passivi. Egli ha però anche rilevato come l'arto umano mostri caratteristiche passive, in particolare ad alte frequenze senza pensieri consci. Questo giustifica una volta in più la correttezza di un modello di questo genere. Anche la maggior parte degli oggetti di un ambiente con cui interagiamo sono passivi e assorbono energia, quindi la teoria della passività si può utilizzare in questo contesto.

La passività di un MSN è però una condizione conservativa. Invece, la condizione di assoluta stabilità [70] può garantire la stabilità in modo non conservativo assicurando infatti la passività di una rete a quadripolo per qualsiasi operatore e ambiente purché passivo collegato ai capi del MSN. La stabilità di un sistema di teleoperazione può allora essere valutata tramite la condizione di assoluta stabilità di Llewellyn che è esprimibile in funzione degli elementi di una matrice di immittanze (una qualsiasi matrice che descriva il quadripolo) del MSN come segue [74]:

Un LTI two-port network è assolutamente stabile se e solo se

- p_{11} e p_{22} sono reali positivi
- $\eta_p(\omega) = -\frac{\operatorname{Re}(p_{12}p_{21})}{|p_{12}p_{21}|} + 2\frac{\operatorname{Re}(p_{11})\operatorname{Re}(p_{22})}{|p_{12}p_{21}|} \geq 1$ per $\omega \geq 0$

le cui condizioni si possono riscrivere come [69]:

- p_{11} e p_{22} non hanno poli nel open right-half-plane (RHP)

- qualsiasi polo di p_{11} e p_{22} sull'asse immaginario è semplice e ha residui reali e positivi
- $\eta_p(\omega) = -\cos(\angle p_{12}p_{21}) + 2 \frac{\text{Re}(p_{11})\text{Re}(p_{22})}{|p_{12}p_{21}|} \geq 1$ e $\text{Re}(p_{11}) \geq 0$

La stabilità assoluta dipende solo dai parametri della rete ed è indipendente dalla linearità di operatore e ambiente. Un sistema che non è assolutamente stabile è detto potenzialmente instabile, cioè esiste una particolare coppia di operatore e ambiente passivi che destabilizzano il sistema. Ovviamente un sistema di questo tipo non è necessariamente instabile.

5.3.2 Trasparenza

La trasparenza di un sistema di teleoperazione è un concetto molto semplice. Un sistema di teleoperazione è idealmente trasparente se l'operatore lavora come se fosse esattamente in contatto con l'ambiente. Considerando il blocco MSN in Figura 5.1, dal punto di vista elettrico, ciò vorrebbe dire unire i morsetti di operatore e ambiente transitando tramite il quadripolo. L'interpretazione in termini della matrice ibrida del quadripolo (Eq. 5.5), è quindi [71]:

$$\mathbf{H} = \begin{bmatrix} Z_{in} & \text{Force Scale} \\ \text{Reverse Velocity Scale} & Y_{out} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.20)$$

Si può rileggere la trasparenza in termini di impedenza trasmessa all'operatore e all'ambiente. Il sistema è perfettamente trasparente se

$$Z_{to} = \left. \frac{F_h}{V_h} \right|_{F_e^*=0} = \left. \frac{F_e}{V_e} \right|_{F_e^*=0} = Z_e \quad (5.21)$$

$$Z_{te} = \left. \frac{F_e}{-V_e} \right|_{F_h^*=0} = \left. \frac{F_h}{-V_h} \right|_{F_h^*=0} = Z_h \quad (5.22)$$

dove Z_{to} e Z_{te} sono le impedenze trasmesse rispettivamente all'operatore e all'ambiente in assenza di forze esterne o, sfruttando l'analogia elettrica (Figura

5.1), l'impedenza vista dai morsetti d'ingresso o primaria e l'impedenza vista dai morsetti d'uscita o secondaria in assenza di generatori.

Da queste considerazioni ne deriva che, essendo $\Re(h_{11}) = \Re(h_{22}) = 0$ e $h_{12} = -h_{21} = 1$, il sistema perfettamente trasparente garantisce marginalmente (condizione di limite) l'assoluta stabilità. Di conseguenza risulta evidente che per avere una robustezza di stabilità più elevata, è necessario compromettere la perfetta trasparenza.

In realtà, a causa della presenza di ritardi di trasmissione significativi, esiste un trade-off tra stabilità e trasparenza e la perfetta trasparenza non è mai raggiungibile nella pratica [71, 72, 73].

5.3.3 Performance

La performance del sistema è la valutazione di quanto un sistema sia trasparente. Per analizzare le performance del sistema si dovrebbe esaminare l'andamento delle impedenze

$$Z_{to} = \frac{h_{11} + \Delta h Z_e}{1 + h_{22} Z_e} \quad (5.23)$$

$$Z_{te} = \frac{h_{11} - Z_h}{h_{22} Z_h - \Delta h} \quad (5.24)$$

per un'infinito spettro dell'impedenza rispettivamente dell'ambiente e dell'operatore ($\Delta h = h_{11}h_{22} - h_{12}h_{21}$).

Per semplificarne lo studio, si esaminano Z_{to} e Z_{te} per valori estremi di Z_e e Z_h , cioè quando lo slave o il master è in free motion ($Z_e = 0$ o $Z_h = 0$) o bloccato ($Z_e \rightarrow \infty$ o $Z_h \rightarrow \infty$). Se i parametri di rete non sono funzioni delle impedenze a cui MSN è connesso, allora i minimi valori e i massimi valori di impedenza

trasmessi, con riferimento alla matrice $\mathbf{H}$, diventano

$$Z_{to,min} = Z_{to} \Big|_{Z_e=0} = h_{11} \quad (5.25)$$

$$Z_{to,max} = Z_{to} \Big|_{Z_e \rightarrow \infty} = \frac{\Delta h}{h_{22}} \quad (5.26)$$

$$Z_{te,min} = Z_{te} \Big|_{Z_h=0} = -\frac{h_{11}}{\Delta h} \quad (5.27)$$

$$Z_{te,max} = Z_{te} \Big|_{Z_h \rightarrow \infty} = -\frac{1}{h_{22}} \quad (5.28)$$

Da questi si può calcolare il range dinamico dell'impedenza trasmessa, definito come

$$Z_{to,width} = Z_{to,max} - Z_{to,min} = -\frac{h_{12}h_{21}}{h_{22}} \quad (5.29)$$

$$Z_{te,width} = Z_{te,max} - Z_{te,min} = \frac{h_{12}h_{21}}{\Delta h h_{22}} \quad (5.30)$$

Una buona performance è garantita allora se

$$|Z_{t,min}| \rightarrow 0 \quad (5.31)$$

$$|Z_{t,max}| \rightarrow \infty \quad (5.32)$$

5.4 Tipi di sistemi di teleoperazione

In generale, i manipolatori possono essere catalogati come dispositivi ad impedenza e dispositivi ad ammettenza, a seconda che lavorino come sorgenti di forza o di velocità rispettivamente. La categoria in cui un sistema ricade dipende dal progetto del dispositivo e dall'attuazione impiegata nel manipolatore.

Per definizione un device ad impedenza riceve un comando di forza e applica una forza all'ambiente in risposta alla posizione misurata [70]. Un tale device possiede normalmente un'alta "back-drivability" e una bassa impedenza.

Viceversa, un device ad ammettenza riceve un comando di velocità/posizione e applica una velocità/posizione all'ambiente in risposta alla misura della forza di contatto. Un tale dispositivo (es. Puma robot o robot idraulici) presenta invece tipicamente una bassa "back-drivability e una ridotta cedevolezza o meglio ammettenza.

Tuttavia chiudendo il device in un loop di controllo di posizione o forza propriamente progettato, è possibile cambiare il manipolatore da sistema ad impedenza a sistema ad ammettenza e viceversa, se visto dall'esterno del loop di controllo.

Applicando queste considerazioni ad un sistema di teleoperazione, un modello dinamico LTI generalizzato di master e slave nei due casi può quindi esprimersi come segue [69]:

$$Z_m V_h = F_h + F_{cm} \quad \text{Master ad impedenza} \quad (5.33)$$

$$Z_s V_e = -F_e + F_{cs} \quad \text{Slave ad impedenza} \quad (5.34)$$

$$Y_m F_h = V_h + V_{cm} \quad \text{Master ad ammettenza} \quad (5.35)$$

$$Y_s F_e = -V_e + V_{cs} \quad \text{Slave ad ammettenza} \quad (5.36)$$

dove Z_m , Z_s , Y_m , Y_s e F_{cm} , F_{cs} , V_{cm} , V_{cs} denotano le dinamiche di master e slave e le azioni derivanti controllo. Come detto in precedenza, Z_m , Z_s e Y_m , Y_s sono tipicamente basse impedenze e basse ammettenze rispettivamente.

Si ottengono perciò quattro categorie di sistema di teleoperazione, derivanti dalle combinazioni master-slave:

- a) Impedenza-impedenza
- b) Impedenza-ammettenza
- c) Ammettenza-impedenza
- d) Ammettenza-ammettenza

La maggior parte delle architetture di controllo proposte in letteratura sono di tipo impedenza-impedenza. Lawrence [72] ha identificato in particolare un modello generico che ingloba la gran parte delle architetture di questo tipo. Tale modello bilaterale prevede l'utilizzo di 4 canali di trasmissione per la ricezione/trasmissione di informazioni da master a slave e viceversa, che corrispondono

ad informazioni di velocità/posizione e forza. Quindi il controllo ad ogni lato del sistema di teleoperazione riceve la posizione/velocità e la forza misurate dall'altro lato e in base a tali informazioni oltre a quelle locali applica l'azione di controllo.

Zaad [69] ha esteso il generico modello a quattro canali di Lawrence per tutte le combinazioni di sistemi impedenza/ammettenza. Il risultato è mostrato in Figura 5.3.

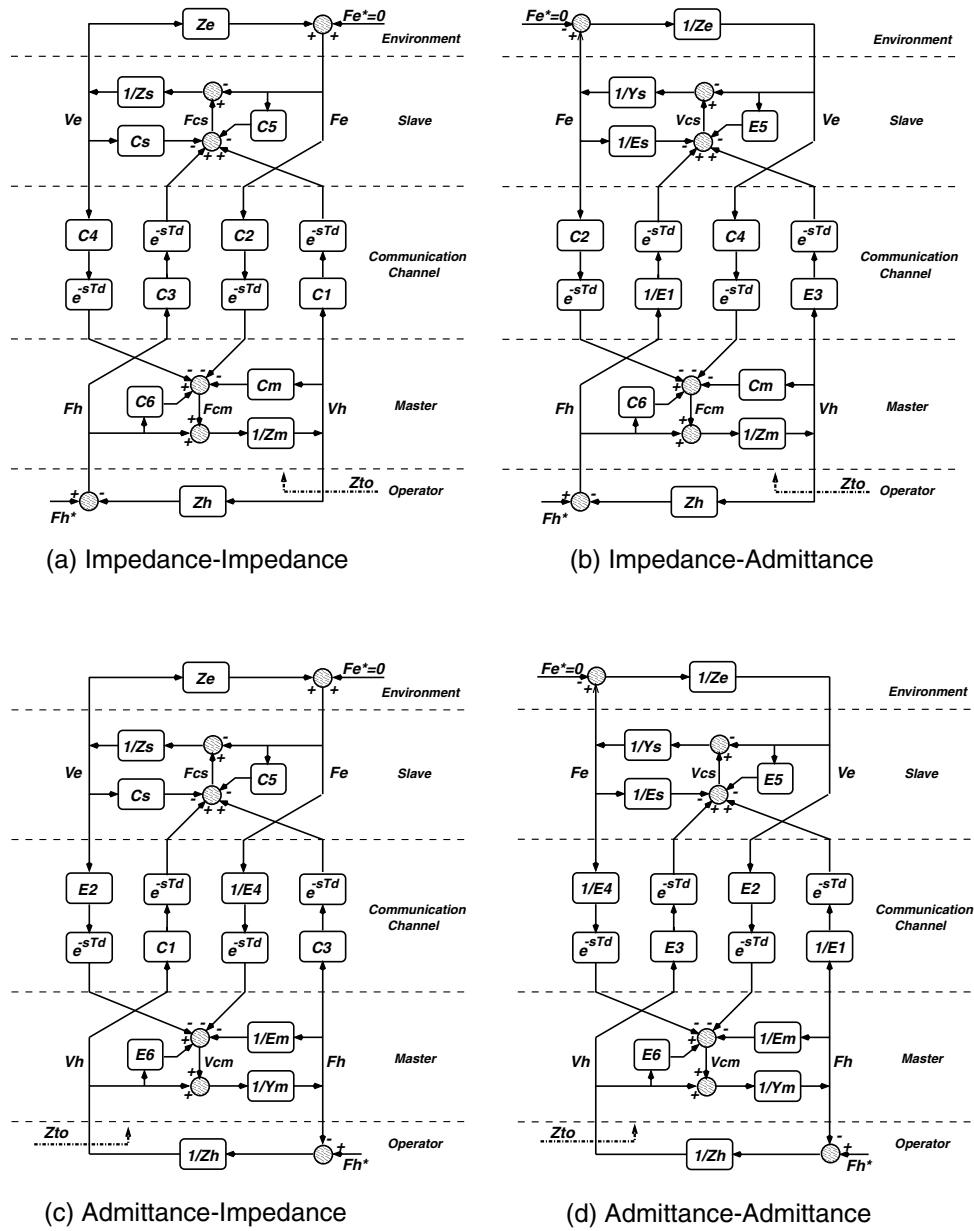


Figura 5.3: Tipologie di modelli a 4 canali dei sistemi di teleoperazione.[69]

T_d denota il ritardo temporale del canale di comunicazione mentre i blocchi C ed E rappresentano le funzioni di trasferimento delle azioni di controllo. In tutti i quattro controllori bilaterali, ci sono generalmente due tipo di comandi di controllo applicati agli attuatori di master e slave:

Controllori locali Segnali dai controllori locali, indicati rispettivamente con C_5 (Slave local force controller), C_6 (Master local force controller), C_m (Master local position controller), C_s (Slave local position controller) e E_5 (Slave local position controller), E_6 (Master local force controller), E_m (Master local force controller), E_s (Slave local force controller) costruiti attorno a master e slave rispettivamente nel caso di sistema ad impedenza e ad ammettenza.

Controllori feedforward L'azione derivante dai controllori feedforward C_1 (Master coordinating force feedforward controller), ..., C_4 (Slave coordinating force feedforward controller) e E_1 (Master coordinating position feedforward controller), ..., E_4 (Slave coordinating position feedforward controller), inviando i segnali al lato remoto del sistema di teleoperazione per un sistema ad impedenza ed ammettenza.

La Figura 5.4 riporta dettagliatamente il significato di tutti i parametri presenti nei quattro modelli.

5.5 Compensazione dei ritardi

Quando si è in presenza di ritardi di comunicazione significativi tra il master e lo slave, le architetture di controllo possono soffrire di problemi di instabilità. La stabilità indipendente dal ritardo di comunicazione si può raggiungere utilizzando attualmente diversi approcci esistenti.

Il primo di questi è lo “scattering approach che consiste nel preservare la passività in modo naturale [82].

Una riformulazione di quelle idee ha condotto all'introduzione dell'approccio tramite “wave variables [83], che fornisce un framework per progettare e analizzare sistemi di teleoperazione, in particolare di tipo “force-reflecting. Tale teoria

Block	Description	Model
Impedance models of master and slave		
Z_m	Master impedance	Mass, $M_m s$
Z_s	Slave impedance	Mass, $M_s s$
C_m	Master local position controller	Damper spring, $B_m + \frac{K_m}{s}$
C_s	Slave local position controller	Damper spring, $B_s + \frac{K_s}{s}$
C_1	Master coordinating force feedforward controller	Impedance filter
C_2	Slave force feedforward controller	Scalar gain
C_3	Master force feedforward controller	Scalar gain
C_4	Slave coordinating force feedforward controller	Impedance filter
C_5	Slave local force controller	Scalar gain
C_6	Master local force controller	Scalar gain
Admittance models of master and slave		
Y_m	Master admittance	Admittance transfer function
Y_s	Slave admittance	Admittance transfer function
E_m	Master local force controller	Impedance filter
E_s	Slave local force controller	Impedance filter
E_1	Master coordinating position feedforward controller	Impedance filter
E_2	Slave position feedforward controller	Scalar gain
E_3	Master position feedforward controller	Scalar gain
E_4	Slave coordinating position feedforward controller	Impedance filter
E_5	Slave local position controller	Scalar gain
E_6	Master local position controller	Scalar gain
Operator and environment		
Z_h	Operator impedance	Impedance transfer function
Z_e	Environment impedance	Impedance transfer function
F_h^*	Operator exogenous force input	-
F_e^*	Environment exogenous force input	0

Figura 5.4: Nomenclatura nei modelli a 4 canali dei sistemi di teleoperazione.[69]

permette efficienti implementazioni e assicura la stabilità senza conoscere il ritardo di rete purché sia costante. Nuovi sviluppi riportano anche le basi per l'estensione della teoria all'utilizzo in applicazioni con ritardi variabili come la telemanipolazione via Internet [84].

Altri approcci si sono invece focalizzati nella risoluzione di problemi di ritardi in particolari circostanze, in particolare per compensare ritardi variabili in trasmissioni tramite Internet. Uno di questi approcci è la compensazione basata sul “disturbance observer [85, 86].

Si descrivono brevemente nel seguito la “wave theory e la teoria sul “disturbance observer.

5.5.1 Wave theory

Le wave variables presentano una modifica o meglio estensione alla teoria della passività in modo da creare uno strumento ad alta robustezza per ritardi di tempo

arbitrari. Esse si basano su concetti energetici e sono applicabili a sistemi non lineari e possono gestire modelli non noti o largamente incerti.

Wave variables

Prima di tutto si deve ridefinire la potenza P come

$$P = \dot{\mathbf{x}}^T \mathbf{F} = \frac{1}{2} \mathbf{u}^T \mathbf{u} - \frac{1}{2} \mathbf{v}^T \mathbf{v} \quad (5.37)$$

dove $\dot{\mathbf{x}}$ e $\mathbf{F}$ sono i vettori di velocità e forza (notazione meccanica) ma potrebbero rappresentare qualsiasi altra coppia di variabili di sforzo e flusso. Considerando che la potenza in ingresso ad un quadripolo (con le convenzioni di flusso e sforzo come in Figura 5.1) si definisce

$$P = \mathbf{x}_l^T \mathbf{y}_l - \mathbf{x}_r^T \mathbf{y}_r \quad (5.38)$$

con l “left” e r “right”, allora l’equazione 5.37 è lecita e i due termini sommati possono essere quindi interpretati come la potenza che fluisce in un quadripolo da sinistra verso e destro (assorbita, segno positivo) e viceversa (erogata, segno negativo). In questo senso u è definita come un’onda che si muove verso destra o in avanti e v verso sinistra o indietro. [83].

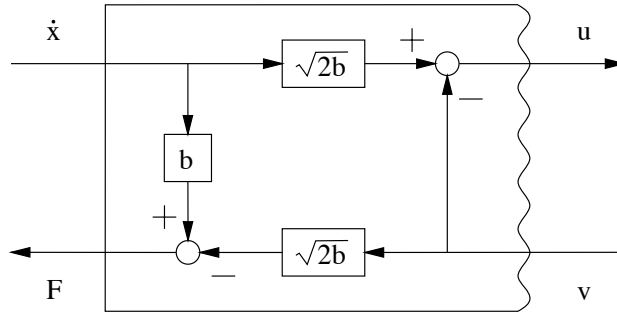


Figura 5.5: Wave variables.[84]

Le wave variables possono essere calcolate dall’equazione iniziale della potenza ottenendo la seguente trasformazione

$$\mathbf{u} = \frac{b\dot{\mathbf{x}} + \mathbf{F}}{\sqrt{2b}} \quad \mathbf{v} = \frac{b\dot{\mathbf{x}} - \mathbf{F}}{\sqrt{2b}} \quad (5.39)$$

dove b è chiamata impedenza caratteristica dell'onda e potrebbe essere una costante positiva o una matrice simmetrica definita positiva. Si dimostra che questo parametro assume il ruolo di un parametro per il tuning tra velocità del moto e livello di forza. La trasformazione è biettiva, quindi sempre unica e invertibile, senza nessuna perdita o aggiunta di informazioni. Si possono anche calcolare le variabili di potenza a partire dalle wave variables ottenendo

$$b\dot{\mathbf{x}} = \sqrt{\frac{b}{2}}(\mathbf{u} + \mathbf{v}) \quad \mathbf{F} = \sqrt{\frac{b}{2}}(\mathbf{u} - \mathbf{v}) \quad (5.40)$$

In pratica, con queste trasformazioni, si ottiene un'interfaccia tra due sistemi descritta con variabili di potenza e d'onda, in cui dati due input si possono calcolare due output (quadripolo). In Figura 5.5 si riporta un esempio in cui è scelto come input al master la velocità $\dot{\mathbf{x}}$ mentre allo slave $\mathbf{v}$. Il comando di velocità sulla base dell'onda di ritorno $\mathbf{v}$ genera un'onda $\mathbf{u}$ trasmessa dal master allo slave data da

$$\mathbf{u} = -\mathbf{v} + \sqrt{2b}\dot{\mathbf{x}} \quad (5.41)$$

ma anche un feedback di forza al master di entità

$$\mathbf{F} = b\dot{\mathbf{x}} - \sqrt{2b}\mathbf{v} \quad (5.42)$$

Passività nel wave domain

Ricordando la definizione di passività (Eq. 5.13), la condizione nel dominio delle wave variables diventa

$$\begin{aligned} \int_0^t P_{in} d\tau &= \int_0^t \dot{\mathbf{x}}^T \mathbf{F} d\tau = \\ &= \int_0^t \frac{1}{2} \mathbf{u}^T \mathbf{u} d\tau + \int_0^t \frac{1}{2} \mathbf{v}^T \mathbf{v} d\tau \geq -E(0) \quad \forall t \geq 0 \end{aligned} \quad (5.43)$$

cioè

$$\int_0^t \frac{1}{2} \mathbf{v}^T \mathbf{v} d\tau \leq \int_0^t \frac{1}{2} \mathbf{u}^T \mathbf{u} d\tau + E(0) \quad \forall t \geq 0 \quad (5.44)$$

Come ci si poteva attendere, un sistema è passivo se l'energia dell'onda in uscita è limitata all'energia derivante dall'onda in ingresso in aggiunta all'energia iniziale immagazzinata.

Nella forma delle variabili di potenza, la disequazione di passività dipende dal prodotto di entrambe le variabili. Quindi se la variabile di uscita è ritardata, l'effetto sul prodotto e quindi la passività non è prevedibile. In questa nuova forma, invece, se l'uscita è ritardata rispetto all'ingresso come ad es.

$$\mathbf{v}(t) = \mathbf{u}(t - T_d) \quad (5.45)$$

la condizione di passività si riscrive come

$$\int_0^{t-T_d} \frac{1}{2} \mathbf{u}^T \mathbf{u} d\tau \leq \int_0^t \frac{1}{2} \mathbf{u}^T \mathbf{u} d\tau + E(0) \quad (5.46)$$

che, assumendo $\mathbf{u} = 0 \quad \forall t < 0$ (allora $E(0) = 0$), diventa

$$\int_{t-T_d}^t \frac{1}{2} \mathbf{u}^T \mathbf{u} d\tau \geq 0 \quad (5.47)$$

L'Equazione 5.47 soddisfa la definizione di passività quindi nel dominio del tempo un ritardo temporale mantiene la passività e si dimostra che l'energia è temporaneamente immagazzinata durante in ritardo. Ciò significa che il ritardo è senza perdita (zero dissipazione).

Così tutti i sistemi che sono passivi nella notazione delle variabili di potenza rimangono passivi dopo la trasformazione in wave variables; ma in aggiunta ritardi temporali sono ancora elementi passivi.

Infine, una concatenazione semplice di elementi passivi wave-based è ancora passiva, di conseguenza il ritardo non inficia le dinamiche del sistema. Ciò però costa un prezzo perché sistemi a retroazione o paralleli che nel dominio della potenza rimangono passivi, non diventano tali nel dominio wave.

Interpretazione delle wave variables

Ci sono molte interpretazioni delle wave variables. La più intuitiva, da cui deriva il nome, è quella di considerarle delle onde che si riflettono su un muro e cambiano il loro comportamento, cioè l'onda $\mathbf{u}$ colpisce un muro e ritornando indietro muta le sue caratteristiche divenendo l'onda $\mathbf{v}$. Questa visione è possibile considerando che per soddisfare la proprietà di passività, l'onda risultante deve al più possedere lo stesso modulo di quella di partenza. In Figura 5.6 è rappresentato l'andamento dell'onda in uscita a seconda del tipo di muro virtuale considerato.

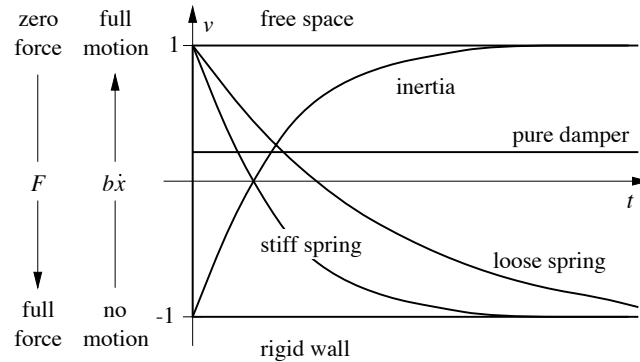


Figura 5.6: Risposte ad un gradino nel wave domain.[84]

Applicazione ai sistemi di teleoperazione

L'applicazione della wave theory ai sistemi di teleoperazione consiste nell'applicare le wave variables lungo il sistema di teleoperazione creando una catena di sistemi wave-based. Si otterranno quindi due trasformazioni per modellizzare un MSN nel wave domain, una applicata al lato master e una applicata al lato slave. Le due devono poi essere in connessione tra loro tramite quindi il canale di comunicazione. La Figura 5.7 riporta uno schema.

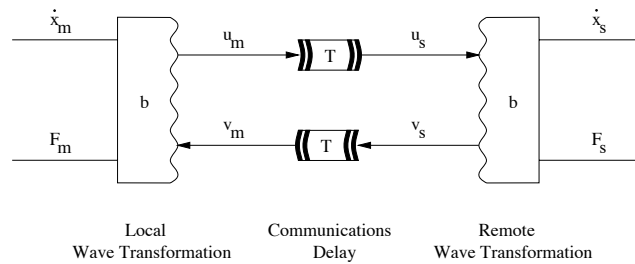


Figura 5.7: Comunicazioni wave-based che trasformano sia le informazioni locali che quelle remote in wave variables prima di trasmettere dall'altro lato del sistema di teleoperazione.[84]

Se la catena di elementi semplici wave-based è una catena di elementi passivi nel wave domain, allora la catena risulterà passiva in tale dominio anche in presenza di ritardi di comunicazione.

5.5.2 Communication Disturbance Observer (CDOB)

L'approccio del Communication Disturbance Observer (CDOB) è un metodo di compensazione di ritardi anche variabili nel tempo basato sul concetto di Network Disturbance (ND) [87, 88]. Con tale approccio il ritardo temporale in un sistema di teleoperazione è considerato come un disturbo che affligge il sistema dal lato dello slave.

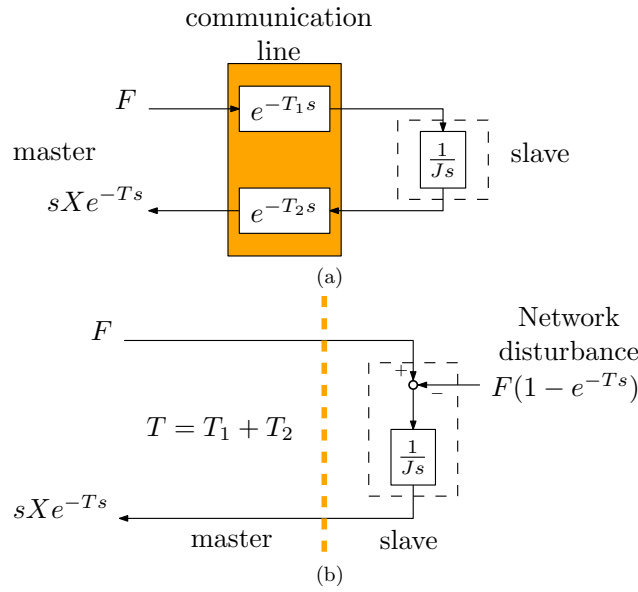


Figura 5.8: Rappresentazione del concetto di Network Disturbance (ND). Sistema bilaterale P-F con ritardo di comunicazione (a) e disturbo di rete (b).[89]

La Figura 5.8a mostra un esempio di rappresentazione del concetto di disturbo di rete in un sistema di teleoperazione bilaterale a due canali di tipo position-force (P-F). Nel caso riportato, l'input del controllo slave è una forza generalizzata F derivante dal master mentre l'output è una velocità/posizione sX che viene trasmessa come segnale di feedback al controllo master. Il canale di comunicazione da cui transitano i segnali comporta un delay diverso T_1 e T_2 (il delay totale è quindi $T = T_1 + T_2$) mentre il modello dello slave è rappresentato da una massa generalizzata J_s . Volendo considerare ora il ritardo di rete come un disturbo allo slave, eliminando quindi il canale di comunicazione ritardato, si

ottiene (Figura 5.8b) che il disturbo vale nel dominio di Laplace

$$D_{net} = F(1 - e^{-Ts}) \quad (5.48)$$

con l'ingresso allo slave la forza F non ritardata e quello al master il segnale ritardato sXe^{-Ts} .

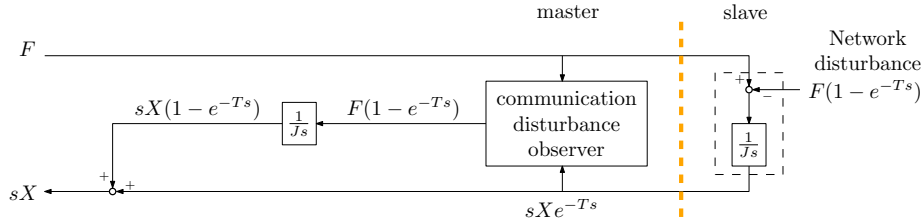


Figura 5.9: Compensazione del ritardo tramite CDOB in un sistema bilaterale.[89]

Il metodo del CDOB consiste allora nello stimare ND e utilizzarlo per compensare il time delay sul lato master, come in Figura 5.9. Se infatti si riesce a stimare ND e la caratteristica dello slave (massa in questo caso) si può calcolare $sX(1 - e^{-Ts})$ che sommato con il segnale di posizione ritardato produce esattamente sX .

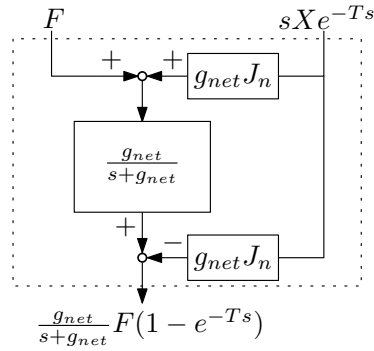


Figura 5.10: Struttura interna del CDOB.[90]

La struttura interna del CDOB (del primo ordine), necessario a stimare ND, è mostrata in Figura 5.10 dove si utilizza un osservatore dello stato con una funzione di trasferimento del primo ordine passa basso di frequenza di taglio g_{net} . Come si può notare, se $g_{net} \rightarrow \infty$ (stima ideale di ND), il ritardo temporale

di comunicazione non avrebbe effetto sul controllore di posizione del master, in quanto perfettamente compensato dal CDOB. L'uscita del CDOB è infatti data da

$$\begin{aligned} (F + g_{net}J_n s X e^{-Ts}) \frac{g_{net}}{s + g_{net}} - g_{net}J_n s X e^{-Ts} &= (F - J_n s^2 X e^{-Ts}) \frac{g_{net}}{s + g_{net}} \\ &= F \frac{g_{net}}{s + g_{net}} (1 - e^{-Ts}) \quad (5.49) \end{aligned}$$

cioè semplicemente da un confronto tra la forza e l'accelerazione ritardata moltiplicata per l'inerzia in ingresso al filtro passa basso.

Questo tipo di metodo lavora senza utilizzare un modello di ritardo della rete, contrariamente ad altri metodi basati su modello o approcci predittivi.

Capitolo 6

Televalutazione e teleriabilitazione della mano

Fin da subito, la riabilitazione da remoto ebbe come scopo quello di fornire servizi sanitari avanzati a quei pazienti con gravi difficoltà ad accedere al servizio comune. Non appena la tecnologia migliorò e si ridussero i costi di diffusione dell'infrastruttura di comunicazione, l'idea di portare l'assistenza medica a casa del paziente iniziò anche ad essere esplorata, con gli obiettivi di fornire un trattamento di alta qualità, riducendo contemporaneamente il tempo di ospedalizzazione [91, 92].

È stato largamente dimostrato che l'efficacia di un trattamento riabilitativo post-stroke è strettamente collegata alla possibilità di svolgere sessioni intense e “task-oriented, immediatamente dopo la fase acuta [93]. La tecnologia aptica costituisce un potente strumento per lo sviluppo di sistemi robotici attivi per il training motorio, per mezzo dei quali i pazienti sotto trattamento riabilitativo potrebbero essere stimolati con l'intensità desiderata e in molti modi diversi, andando da movimentazioni passive, semi-attive, assistite fino a sofisticate interazioni con la realtà virtuale, presentata su un display video [94, 95, 96].

La maggior parte delle applicazioni aptiche per la riabilitazione riportate in letteratura, tuttavia, presentano la necessità di un contatto diretto del terapeuta per capire il reale effetto dell'esercizio proposto al paziente. Infatti in un tipico scenario, il terapeuta avvia l'esercizio e nella fase iniziale interviene direttamente

sul paziente a modificare ciò che serve per massimizzare l'efficacia del trattamento, ad es. controllando la forza esercitata sul paziente per accertarsi che non sia troppo elevata. Per tali motivi i sistemi aptici per la riabilitazione sono stati usati finora in modo "offline, cioè l'apparecchiatura viene pre-programmata dal terapeuta, possibilmente sulla base dei dati collezionati nelle sessioni precedenti relativi ai progressi e/o alle necessità dei pazienti.

L'obiettivo di questo lavoro è stato quello di sviluppare un sistema preliminare di teleoperazione e presentare alcuni risultati sull'uso della tecnologia aptica nel campo della riabilitazione a distanza, che permetta l'interazione bilaterale tra terapeuta e paziente e, in aggiunta, la valutazione diretta del grado di recupero raggiunto (televalutazione). Il sistema in particolare è rivolto alla valutazione motoria e funzionale della mano a distanza nei pazienti con problemi neurologici ed è costituito da un'ortesi motorizzata in interazione bilaterale con un dispositivo master maneggiato da un terapeuta. L'uso di una interazione bilaterale nel campo della riabilitazione è stato recentemente riportato in [97, 98] per la valutazione dell'articolazione del gomito, ma l'uso di una semplice strategia di controllo non consente di affrontare le prestazioni della rete variabile, per cui la valutazione a distanza del grado di spasticità è eseguita utilizzando una strategia di "record and replay, cioè il test viene eseguito automaticamente dal lato del paziente (slave) e poi riprodotto al lato terapeuta (master).

Il lavoro ha necessitato dell'impiego di schemi di controllo avanzati per stabilizzare l'interazione bilaterale, anche in caso di prestazioni di rete variabile (come quelli di Internet), al fine di ottenere una reale interazione tra terapeuta e paziente e, a sua volta, una terapia più efficace .

Il sistema di teleoperazione sviluppato e qui presentato si inserisce nel concetto più classico di teleoperazione intesa come "telepresenza" ("sono lì senza essere lì"). Quando si manipolano oggetti, si ricorre prevalentemente ai sensi della vista e del tatto che mediano cinestesia e propriocezione. L'obiettivo della manipolazione remota dovrebbe essere quindi quello di una completa trasparenza dell'interfaccia. In realtà ci sono molte limitazioni imposte dall'ambiente (distanze, trasmissioni, etc.) e in parte ancora tecnologiche (ritardi, banda di trasmissione, risoluzione dei sensori, etc.). In ogni caso il termine "telepresenza" riflette proprio questo

concetto di trasportare l'operatore umano in una locazione remota ma non con il corpo bensì con i sensi, cioè rievocare le sensazioni nell'operatore.

In questo caso, il concetto però diviene molto più complesso ed evolve in “teleriabilitazione” e “televalutazione”. La differenza sostanziale con la telemanipolazione è che le unità master e slave sono in contatto entrambe con un operatore umano dove nel primo caso si tratta di un medico fisiatra e nel secondo di un paziente con disturbi neurologici. La “telepresenza” diviene quindi bilaterale per trasmettere feedback cinestetici ad entrambi i lati del sistema.

6.1 Descrizione del sistema

La principale idea dietro il sistema di teleriabilitazione sviluppato è quella di implementare un'interazione bilaterale tra il terapeuta e il paziente, utilizzando una coppia di dispositivi aptici, connessi attraverso a rete dati (es. Internet). Lo scopo del sistema è di fornire al medico l'interazione tattile con la mano del paziente remoto, al fine di valutare i progressi nel proprio percorso terapeutico.

6.1.1 Master

Descrizione del dispositivo

L'unità master, a differenza del sistema slave, maggiormente complesso e impiegabile anche come soluzione standalone per la riabilitazione locale della dita della mano (terapia ciclica), è stata progettata ad hoc per il sistema di teleoperazione realizzato dal Gruppo del prof. Oboe del DTG di Vicenza. La specifica prevalente è fornire al medico una sensazione psicofisica il più realistica possibile quando manipola a distanza la mano del paziente.

Il meccanismo terminale è costituito da una mano protesica forata a livello delle giunzioni tra falangi prossimali e ossa metacarpali. Il palmo e il pollice sono fisse a telaio, mentre le quattro dita ruotano insieme solidali ad un albero. L'albero a sua volta, sostenuto da due cuscinetti, è attuato da un motore brushless da $2.8Nm$, pilotato da un amplificatore di corrente PWM da 20A di corrente di picco, e la rotazione è misurata da un encoder incrementale con risoluzione di 20000ppr.

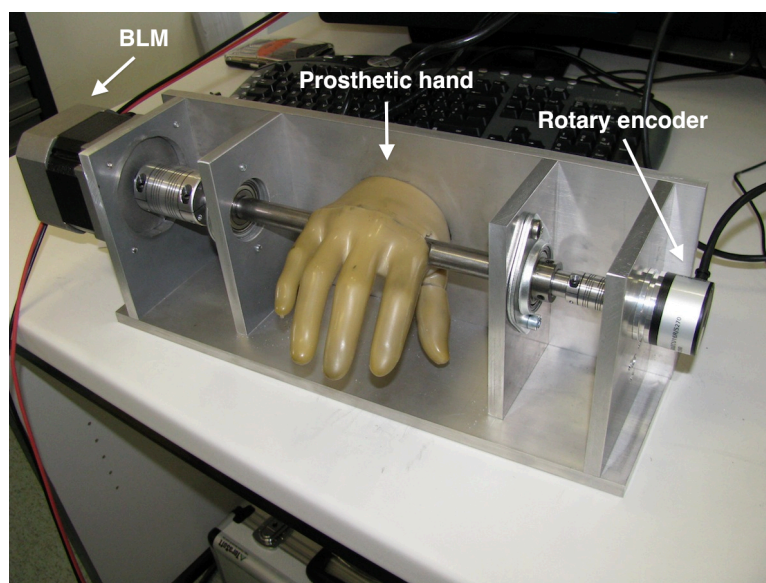


Figura 6.1: Dispositivo master usato per i test.

La forza massima alla punta delle dita è di circa $30N$, che è nel range della forza massima applicata dall'ortesi (il dispositivo slave) sulla mano del paziente. La Figura 6.1 mostra il meccanismo, in cui le dita possono muoversi in un range di circa 40° . Il master è controllato tramite PC e Matlab/Simulink, utilizzando una scheda di acquisizione dati Sensoray 626. Tutte le variabili sono campionate a $1kHz$. La Tabella 6.1 riassume le caratteristiche tecniche dei componenti.

Tabella 6.1: Caratteristiche tecniche dei componenti costituenti il master.

Componente	Tipologia	Caratteristica tecnica	Dato
Motore	Brushless	Coppia di picco	$2.8Nm$
Encoder	Incrementale	Risoluzione	$20000ppr$
Driver	PWM corrente	Corrente di picco	$20A$
Controllore	Simulink	Acquisizione	Sensoray 626

6.1.2 Slave

L'ortesi motorizzata, il cui primo prototipo è illustrato in Fig. ??, svolge il ruolo di unità slave del sistema di teleoperazione. Si tratta di un dispositivo progettato nei laboratori del DIMEG per la riabilitazione delle dita della mano in pazienti con esiti di stroke/ictus ischemico o emorragico e il cui design è stato presentato in [99].

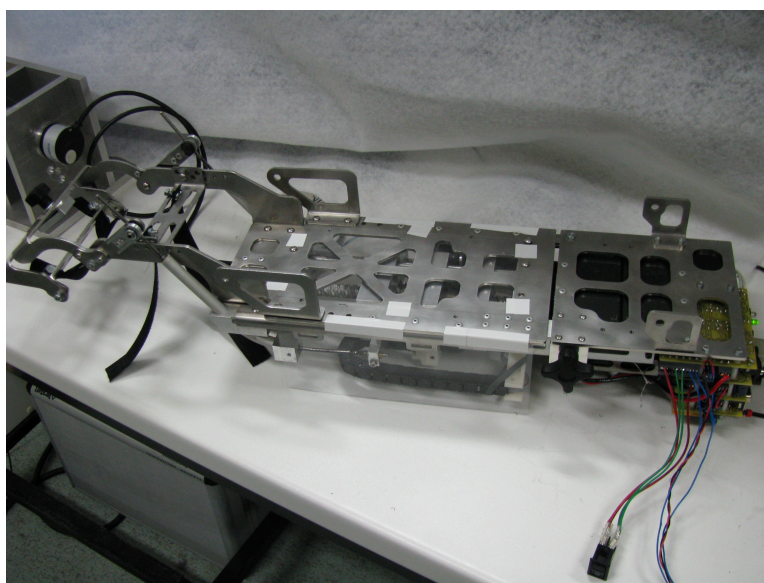


Figura 6.2: Immagine del primo prototipo di ortesi motorizzata ad un g.d.l. dei laboratori dei DIMEG.

Design cinematico

L'ortesi attiva qui descritta è basata sulla filosofia per la quale complessi dispositivi e multi-g.d.l. non siano necessari per la riabilitazione di pazienti con esito da severo a moderato. Un meccanismo a singolo grado di libertà (g.d.l.) è quindi impiegato per esercitare la flessione/estensione delle quattro dita insieme in corrispondenza delle articolazioni metacarpo-falangee (MCP). Il meccanismo è guidato per mezzo di cavi controllati da un attuatore lineare elastico (si veda successivamente).

Nel progetto del cinematismo si è considerato il moto delle dita come un movimento planare trascurando l'abduzione-adduzione. Ogni dito è costituito da tre link e tre giunti. Tuttavia, un essere umano può controllare facilmente solo le prime due rotazioni. Inoltre, se si considera la flessione/estensione durante un esercizio di presa/rilascio, le due rotazioni sono in qualche modo sincronizzate, per questo si è supposto che per questo tipo di esercizio le dita possano essere guidate da un meccanismo a singolo g.d.l.

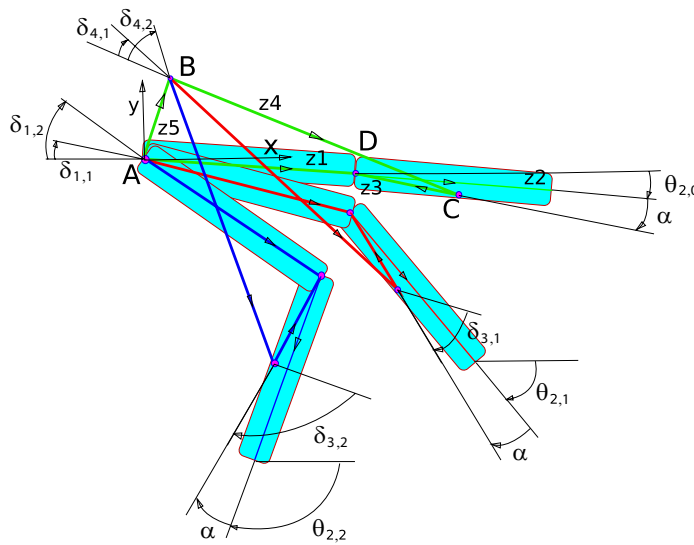


Figura 6.3: Schema cinematico del quadrilatero terminale per il movimento delle falangi. [99]

La Figura 7.4 mostra tre configurazioni naturali delle falangi prossimali e medie di un dito durante un movimento di presa. La sintesi del meccanismo è avvenuta tramite il metodo della sintesi analitica a tre punti di precisione [100] in modo che il meccanismo fosse in grado di guidare il dito durante la flessione-estensione attraverso quelle configurazioni.

Per raggiungere questo obiettivo, è stato considerato un quadrilatero articolato comprendente la leva di movimentazione principale e le falangi del dito medio della mano. Le falangi prossimale e media agiscono come due dei link ($\mathbf{z}_1$ e $\mathbf{z}_2$). Un terzo membro ($\mathbf{z}_5$) è rigidamente collegato al metacarpo (telaio del meccanismo). L'ultimo link ($\mathbf{z}_4$), è collegato al telaio e alla falange media. Dal momento

della piastra permette l'ancoraggio dell'ortesi ad un robot per la riabilitazione dell'arto superiore come il MaRiBot.

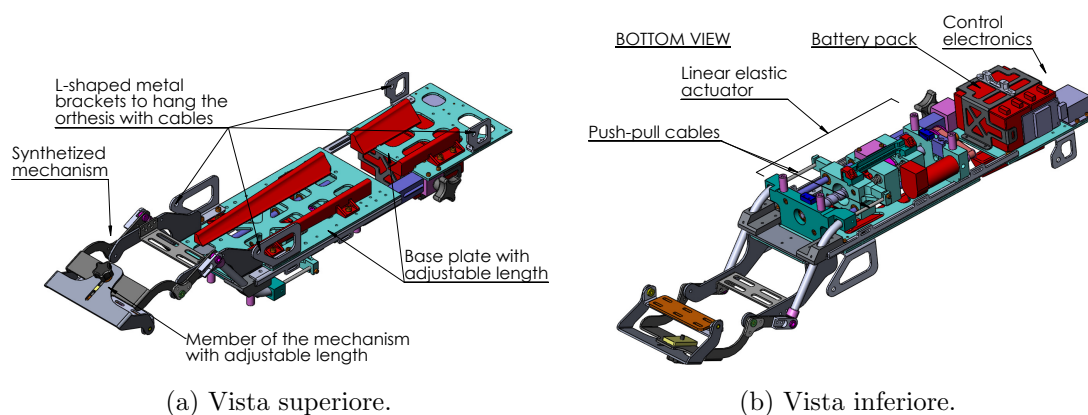


Figura 6.5: Modello CAD dell'ortesi motorizzata ad un g.d.l.

Il meccanismo che genera il movimento delle dita del paziente è realizzato con quattro parti in acciaio inox tagliate al laser. La lunghezza dell'ultimo membro del meccanismo, a cui le quattro dita sono fissate insieme, può essere regolato per adattarsi a dimensioni differenti della mano. L'attuatore è fissato sotto la piastra di base del dispositivo, e sono utilizzati due cavi push-pull per collegare l'attuatore al meccanismo. I cavi vengono indirizzati da due condotti flessibili (guaine) racchiusi in tubi di alluminio piegati. Con questa configurazione, può essere esercitata una forza massima sulle dita di $30N$ (in linea a quanto visto nel capitolo sull'anatomia umana) con una massima escursione di rotazione metacarpo-falangea (MCP) di quasi 60° . Il movimento di grasping può essere completato entro $1s$ o più.

Attuatore lineare elastico (SEA)

Tradizionalmente gli attuatori con controllo di forza sono progettati in base all'idea che "Rigido è meglio dall'inglese "Stiffer is better. Questo approccio fornisce un sistema con una ampia banda passante, incline ai problemi di instabilità di contatto, di rumore e di bassa densità di potenza. Gli attuatori elastici invece sono progettati in base al principio che "Stiffness isn't everything ovvero che la

rigidezza non è tutto. Infatti gli attuatori che incorporano elementi elastici riducono la banda passante guadagnando in termini di stabilità, controllo di forza a basso rumore, e di protezione dagli urti. Esistono in letteratura diverse tipologie di sistemi con attuazione elastica:

- Series Elastic Actuator (SEA)
- Parallel Elastic Actuator (PEA)
- Differential Elastic Actuator (DEA)
- Variable Stiffness Actuators (VSA)

I cavi che guidano il meccanismo sono attuati mediante un attuatore elastico lineare in serie alla trasmissione: esso rientra quindi nel concetto di Series Elastic Actuator (SEA).

La caratteristica principale di tale attuatore è quella di includere un elemento molla collegate in serie tra la trasmissione e l'uscita attuatore. Scegliendo una corretta rigidità della molla, può essere ottenuto un comportamento altamente compatibile con l'attuatore. La cedevolezza è da tempo riconosciuta come una caratteristica desiderabile per la terapia robotica, per promuovere una sicura interazione uomo-robot e preservare la relazione causa-effetto tra sforzo del paziente e movimento risultante del braccio, anche quando è fornita l'assistenza robotica [101].

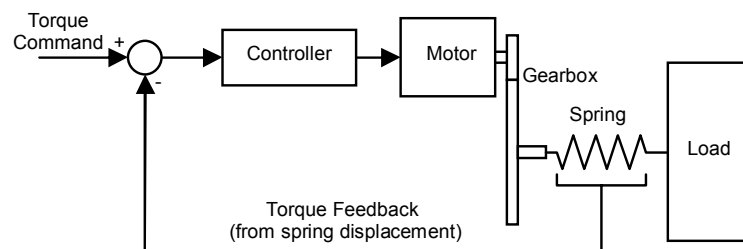


Figura 6.6: Schema di funzionamento di un “Series Elastic Actuator. [102]

Misurando lo spostamento della molla, la forza effettiva applicata al carico può essere stimata, realizzando così un buon controllo di forza e una impedenza

minima (schema di funzionamento riportato in Figura 6.6), anche se una trasmissione (che genera backlash e attrito) è presente tra il motore e la molla [103]. Inoltre, questo tipo di attuatori hanno una buona tolleranza agli urti (necessario per evitare lesioni al paziente) e possiedono un alto rapporto forza/massa. Lo svantaggio della presenza della molla è che la larghezza di banda dell'attuatore è ridotta (a causa delle limitazioni di velocità del motore) se si utilizza un normale controllo di coppia. Tuttavia, questo è un limite accettabile per un robot di riabilitazione, in quanto il sistema deve generare solo movimenti relativamente lenti e regolari. In realtà questo limite è eventualmente superabile introducendo un loop di velocità più interno a quello di coppia, come spiegato successivamente nella sottosezione sul controllo.

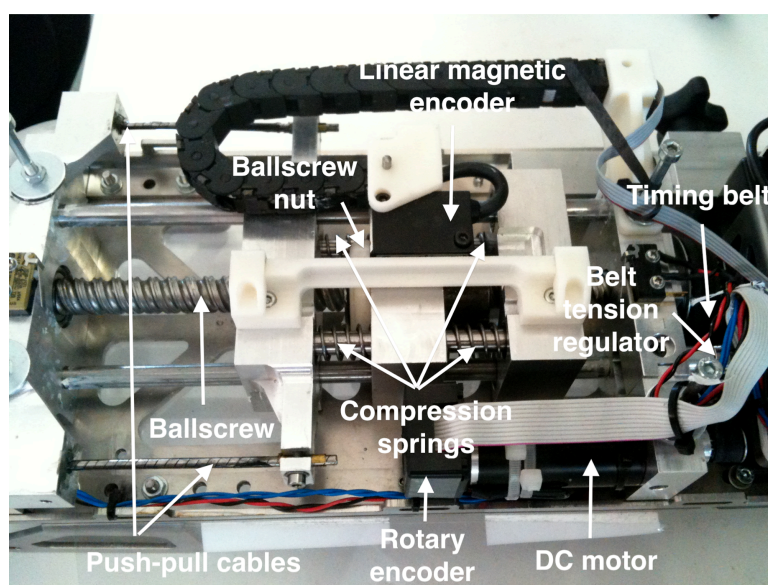


Figura 6.7: Dettaglio dell'attuatore elastico lineare impiegato nel prototipo dell'ortesi. [104]

Come mostrato in dettaglio nella Fig. 6.7, un motore DC a spazzole con encoder da 2000ppr aziona una vite a ricircolo di sfere, con un passo di 12mm, attraverso una cinghia di trasmissione a denti HTD. Il carrello della vite è collegato ad una estremità di un parallelo di molle (quattro molle in parallelo), la cui estremità opposta spinge i tendini che guidano il meccanismo. Un encoder lineare con una risoluzione di 200ppmm è utilizzato per misurare lo spostamento delle

molle come una misura indiretta della forza dei cavi. Il motore a corrente continua è controllato da un driver EPOS in modalità step-direction, mentre il controllo di alto livello del dispositivo è implementato in un microcontrollore Microchip dsPIC che esegue le routine di controllo ad una frequenza di $2kHz$. Il controller è interfacciato ad un PC tramite una porta seriale a $115.2kbps$. In Tabella 6.2 sono riportate le caratteristiche tecniche dei principali componenti dello slave.

Tabella 6.2: Caratteristiche tecniche dei componenti costituenti lo slave.

Componente	Tipologia	Caratteristica tecnica	Dato
Motore	Brushed DC	Coppia di picco	$0.131Nm$
Encoder rotativo	Incrementale	Risoluzione	$2000ppr$
Cinghia	HTD	Rapporto	$1 : 3.6$
Vite	A ricircolo di sfere	Passo	$12.7mm$
Molle	4 in parallelo	Rigidezza	$1290N/m$
Encoder lineare	Incrementale	Risoluzione	$200ppmm$
Driver	Step Direction	Corrente di picco	$2A$
Controllore	Microchip dsPIC	Frequenza	$2kHz$

Schema di controllo interno

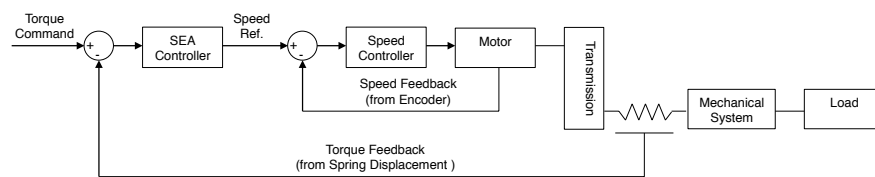


Figura 6.8: Velocity Sourced Series Elastic Actuator (VS-SEA). [102]

La causa principale che limita molto la banda passante di un sistema SEA è l'architettura di controllo generalmente utilizzata per governarlo, riportata in Figura 6.6 e già discussa precedentemente. Il motore è infatti tipicamente controllato tramite un loop di corrente con un riferimento di coppia come input al

motore, rendendo così il motore un generatore di coppia e quindi un sistema ad impedenza.

In [105] è suggerita l'idea di progettare un SEA trattando il motore come generatore di velocità piuttosto che di coppia. Chiudendo infatti un loop di velocità propriamente progettato attorno al motore è possibile trasformare il sistema in un dispositivo ad ammettenza invece che ad impedenza [69]. In [102] si è studiato il Velocity Sourced Series Elastic Actuator (VS-SEA), di cui la Figura 6.8 mostra uno schema, e si è verificato che un controllo di velocità sufficientemente rigido permette al sistema di superare gli effetti indesiderati del controllo di corrente, aumentarne le performance e favorire la sicurezza.

Il controllo di forza è implementato nel dsPIC. Il driver EPOS è impostato in modalità “Step direction che richiede un numero di step da compiere nell'istante di tempo. La funzione di trasferimento tra riferimento di velocità ed errore di forza implementata (SEA Controller) è data da un guadagno proporzionale e un filtro passa basso

$$\frac{v_{rif}}{e_F} = \frac{G}{1 + \tau s} \quad (6.1)$$

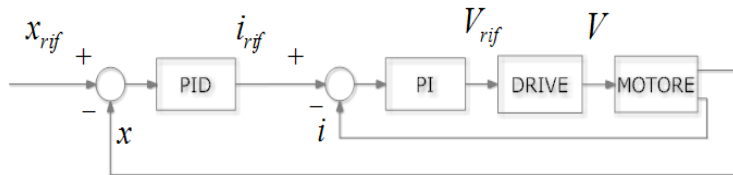


Figura 6.9: Anelli di controllo nell'EPOS.

L'EPOS permette il controllo in posizione dato un riferimento imposto dall'esterno. Il riferimento di posizione viene ottenuto con un registro incrementale avente in ingresso un segnale in onda quadra con frequenza proporzionale al riferimento di velocità. Quindi sostanzialmente questa parte funge da integratore. Dal riferimento di posizione si ottiene il segnale di errore di posizione il quale viene poi dato in ingresso ad un controllore PID che in uscita fornisce il riferimento di corrente. L'errore di corrente a sua volta è ingresso di un controllore PI che fornisce in definitiva il riferimento di tensione da fornire al motore (Figura 6.9).

Tramite prove sperimentale si è verificato che la funzione di trasferimento a catena chiusa del loop di velocità così realizzato può essere modellizzata da una funzione del primo ordine di tipo passa-basso:

$$\frac{v}{v_{rif}} = \frac{1}{1 + As} \quad (6.2)$$

6.2 Progettazione e implementazione dell'architettura

6.2.1 Specifiche del sistema

Lo scopo del sistema di teleoperazione sviluppato, come già accennato, è quello di permettere la valutazione da remoto dello stato della mano del paziente ma anche la teleriabilitazione intesa come riabilitazione della mano del paziente con eventuale monitoraggio remoto dei miglioramenti e/o impostazione della terapia da remoto.

Per quanto concerne prevalentemente la televalutazione real-time della mano, che è la parte più innovativa e complessa dal punto di vista implementativo, sono stati presi in esame, insieme al team del Dott. Masiero dell'Ospedale di Padova, alcuni test basilari che possono essere performati a distanza compatibilmente alle caratteristiche dei dispositivi in particolare dell'ortesi slave. Con riferimento alle scale di valutazione motoria descritte nella sottosezione 1.3.3, si è convenuto che nel complesso i test di flessione-estensione delle dita della mano, in accordo alla descrizione precedente dell'ortesi motorizzata, adatti per l'utilizzo di questo sistema di teleoperazione sono i seguenti:

- Test ROM passivo: all'inizio della sessione di valutazione il medico muove lentamente la mano del paziente (per minimizzare la potenziale risposta di riflesso).
- Test di spasticità con valutazione dell'angolo di catch: la spasticità coinvolge la resistenza dipendente dalla velocità ad un movimento imposto e l'angolo di catch è definito come l'angolo sopra il quale la resistenza al movimento cresce bruscamente.

- Test ROM attivo: si richiede ai soggetti di muovere la mano fino al limite di movimento.
- Test di resistenza muscolare: si richiede ai soggetti di mantenere ferma la mano mentre il medico tenta di fletterla o estenderla.
- Test di forza muscolare: si richiede ai soggetti di flettere o estendere la mano mentre il medico tenta di tenerla ferma.

Per raggiungere tali obiettivi, le specifiche del sistema di teleoperazione possono essere così sintetizzate:

- massima trasparenza del sistema da entrambi i lati;
- riproduzione bilaterale fedele della forza per la valutazione della forza muscolare e della resistenza muscolare del paziente;
- posizione della mano del paziente inviata al master per verificare il ROM;
- stabilità anche in presenza di piccoli ritardi di rete (ADSL standard a limitata distanza);
- massima performance sullo slave che deve poter essere impiegato anche in soluzione standalone con eventuale controllo remoto dei miglioramenti e/o impostazione della terapia da remoto.

6.2.2 Definizione del tipo di architettura di controllo

Come visto nella sezione 5.4, l'architettura di un sistema di teleoperazione può, in generale, essere ricondotta ad uno schema a quattro canali di comunicazione, in cui cioè posizione e forza vengono inviate e ricevute a/da entrambi i lati.

Il dispositivo slave, d'altro canto, deve poter lavorare con la massima performance possibile al lato del paziente per garantire le specifiche definite sopra. Affinché ciò possa essere soddisfatto, è necessario mantenere, date le caratteristiche hardware dell'ortesi, un controllo che realizzi un VS-SEA (Velocity Sourced Series Elastic Actuator) in quanto la chiusura sul motoriduttore di un loop di velocità interno allo controllo di forza massimizza, come visto precedentemente, le prestazioni di

un sistema dotato di un attuatore elastico. Un VS-SEA così come un SEA prevede in ogni caso un riferimento di forza che viene poi confrontato con la stima della forza stimata misurando il displacement della molla equivalente. Supponendo di ricondurre il sistema di teleoperazione ad uno degli schemi della sezione 5.4 presentati da Zaad et al, dalla considerazione su il VS-SEA ne deriva che sarebbe naturale impiegare uno schema di teleoperazione in cui la forza sia un segnale in ingresso allo slave e dunque inviato dal master.

A fronte di queste osservazioni e per ridurre la complessità del sistema di controllo in modo da snellire anche la comunicazione si è optato per una architettura a due canali. Le architetture a due canali sono in genere più diffuse in quanto richiedono un minor numero di sensori, sono meno complicate e più facilmente analizzabili.

Sono possibili quattro tipi di architetture a due canali, denominate a seconda della variabile misurata e inviata al sito remoto¹: force-force (F-F), position-position (P-P), force-position (F-P) e position-force (P-F). Dalle considerazioni precedenti l'architettura di controllo a due canali è limitata ai tipi force-force o position-force.

In [105] è suggerita l'idea di progettare un SEA trattando il motore come generatore di velocità piuttosto che di coppia. Chiudendo infatti un loop di velocità propriamente progettato attorno al motore è possibile trasformare il sistema in un dispositivo ad ammettenza invece che ad impedenza [69]. Se quindi si considera lo slave come un sistema ad ammettenza mentre il master come un classico sistema ad impedenza, ragionevole visto che si tratta di una mano protesica che agisce da leva meccanica controllata, si può supporre di ricondurre il sistema ad uno schema impedenza-ammettenza (Figura 5.3b).

Analisi teoriche e sperimentali di stabilità e performance (intesa come range di impedenza trasmissibile) in studi come quello riportato in [69] hanno dimostrato che per un sistema impedenza-ammettenza l'architettura di controllo raccomandata, secondo considerazioni basate sulla stabilità, è di tipo position-force e in particolare che, con un'architettura di questo tipo, si possono regolare i parametri di controllo di retroazione locale della posizione sul master (C_m) e della forza

¹In ordine, prima la variabile misurata allo slave e inviata al master e poi quella misurata al master e inviata allo slave

sullo slave (E_s^{-1}) per favorire performance e trasparenza con i minimi effetti sulla stabilità assoluta (nomenclatura riferita alla Figura 5.3b).

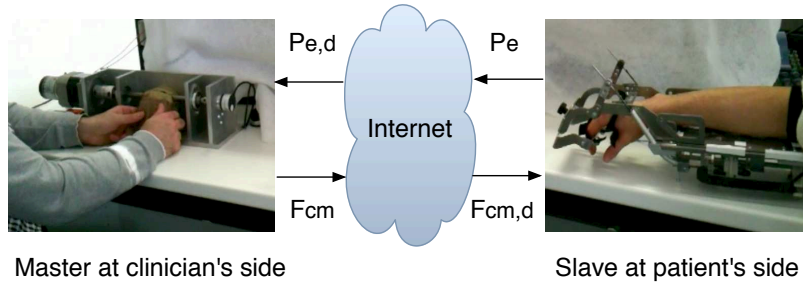


Figura 6.10: Schema d'interazione del controllo bilaterale a due canali di tipo P-F.

In Figura 6.10 è riportato lo schema di controllo P-F semplificato definito per il sistema di teleoperazione. Il dispositivo master, a contatto con il medico, è un dispositivo ad impedenza controllato da un regolatore di posizione. Come sarà spiegato successivamente, il suo riferimento $P_{e,d}$ è la posizione ritardata dello slave P_e . Lo slave, invece, a contatto con il paziente, è un Velocity Sourced Series Elastic Actuator (VS-SEA) che utilizza come riferimento, un segnale di coppia² F_{cm} ritardato ($F_{cm,d}$) inviato dal master.

6.2.3 Schema ad impedenza-ammettenza con modello della mano ad input di posizione

La maggior parte delle architetture di controllo proposte in letteratura sono esplicitate per sistemi di teleoperazione con dispositivi master e slave di tipo ad impedenza che sono cioè guidati da attuatori “generatori di forza”. Tali architetture, in generale, sono riconducibili al diagramma a blocchi di un generico sistema bilaterale di teleoperazione a quattro canali presentato da [72], in cui l'operatore e l'ambiente vengono schematizzati come un'impedenza passiva e una forza esogena. Solo successivamente lo schema è stato esteso a sistemi misti impedenza-

²Nel seguito si parlerà indistintamente di coppia o forza, intendendo con quest'ultima “forza generalizzata”.

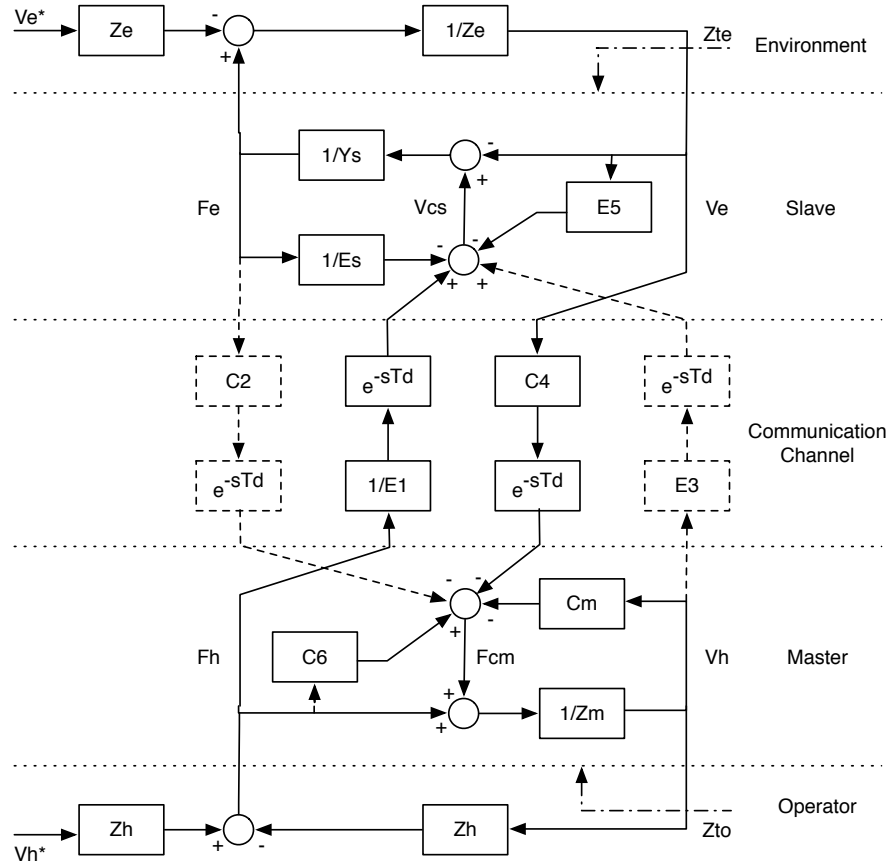


Figura 6.11: Diagramma a blocchi di un sistema di teleoperazione impedenza-ammettenza a quattro canali con modello di operatore e ambiente ad input di posizione. In linea tratteggiata i canali non utilizzati in un'architettura di controllo position-force (P-F).

ammettenza e ammettenza-impedenza o sistemi ammettenza-ammettenza, come illustrato in [69].

La fig. 6.11 fa riferimento ad un sistema impedenza-ammettenza in generale a quattro canali con operatore e ambiente modellizzati con impedenza passiva e input di posizione. T_d denota il ritardo del canale di comunicazione mentre i blocchi C ed E rappresentano le funzioni di trasferimento delle azioni di controllo; V e F velocità e forza con i pedici che distinguono tra le componenti con la stessa nomenclatura riportata nel capitolo precedente.

Nel complesso ci sono due tipologie di comandi di controllo applicati agli attuatori master e slave. Una tipologia corrisponde ai segnali provenienti dai controllori lo-

cali, cioè dai blocchi C_6 (master local force controller), C_m (master local position controller) e E_5 (slave local position controller), E_s^{-1} (slave local force controller), costruiti attorno al master e allo slave. L'altra deriva dalle azioni in avanti (feedforward controllers), cioè dai blocchi C_2 , C_4 e E_1^{-1} , E_3 , che inviano i segnali al sito remoto. Le azioni in avanti applicate al master o allo slave possono essere originate sia da una lettura di posizione che da una di forza o solo da una di queste, ciò dipende dal tipo di architettura scelta per il manipolatore utilizzato. Applicando i comandi di controllo F_{cm} e V_{cs} al sistema impedenza-ammettenza di figura 6.11, le dinamiche a catena chiusa al master e allo slave sono esplicitate dalle seguenti equazioni:

$$Z_{cm}V_h + C_4e^{-sT_d}V_e = (1 + C_6)F_h - C_2e^{-sT_d}F_e \quad (6.3)$$

$$E_3e^{-sT_d}V_h - (1 + E_5)V_e = -E_1^{-1}e^{-sT_d}F_h + Y_{es}F_e \quad (6.4)$$

dove $Z_{cm} = Z_m + C_m$ e $Y_{es} = Y_s + E_s^{-1}$ con Y_s ammettenza dello slave.

L'architettura di controllo presentata si semplifica se solo un segnale, posizione o forza, è trasmesso dal master o dallo slave. Utilizzando nuovamente il diagramma, le equazioni complete del modello LTI dinamico ad impedenza del master e ad ammettenza dello slave sono rispettivamente:

$$Z_mV_h = F_h + F_{cm} = (1 + C_6)F_h - C_mV_h - C_4e^{-sT_d}V_e \quad (6.5)$$

$$Y_sF_e = -V_e + V_{cs} = -(1 + E_5)V_e + E_1^{-1}e^{-sT_d}F_h - E_s^{-1}F_e \quad (6.6)$$

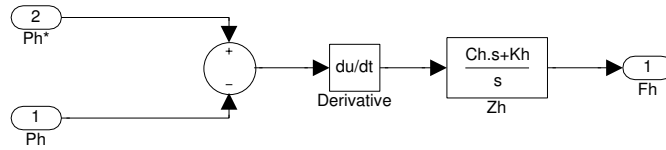
che esplicitano le Equazioni 5.33, 5.36 introdotte nel capitolo precedente.

Giustificazione del modello della mano con input di posizione

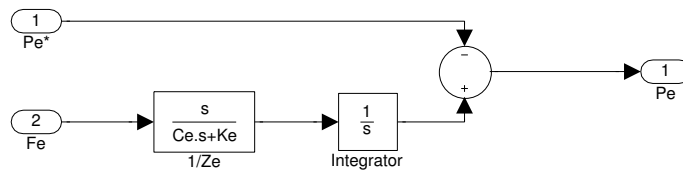
Nella sottosezione 5.2.1 si sono presi in considerazione due modelli dinamici passivi d'interazione dell'operatore: l'uno basato su controllo di forza e l'altro di posizione. In [79] si afferma che l'approccio di modellizzare l'interazione di forza come disturbo e la posizione come feedback è più appropriato per movimenti liberi dove è più naturale concentrarsi sulla posizione o sulla velocità piuttosto che sulla forza. È anche vero però che in moto controllato non è chiaro se il comportamento dell'arto è comandato da un input di forza o di posizione o ancora di velocità, di conseguenza non è sempre da scartare l'approccio del modello di arto

“come generatore di posizione” ed è maggiormente corretto ricorrerne in alcuni casi [106, 107]. Oltre a ciò il disturbo che agisce sulla mano dell'operatore dipende in realtà dal tipo di controllo effettuato sul sistema meccanico.

Quindi, se l'architettura di controllo come quella qui descritta è utilizzata per teleriabilitazione (riabilitazione a distanza) e televalutazione (valutazione a distanza dello stato della mano del paziente), come in [108, 109], si può ipotizzare che la manipolazione dell'operatore lato master e lato slave siano riconducibili al modello di arto controllato in posizione (P_h^* , P_e^*) dove però il disturbo per la mano del medico è la posizione imposta dal master (P_h) mentre per il paziente è la forza controllata dallo slave (F_e), come si può osservare dallo figura 6.12.



(a) Terapeuta.



(b) Paziente.

Figura 6.12: Schema a blocchi di medico e paziente.

Dunque, con riferimento alla Figura 6.12 e utilizzando la nomenclatura di Figura 6.11, l'equazione 5.8, aggiungendo a F e P il pedice $_h$ o $_e$ e corretti opportunamente i segni, rappresenta il modello scelto rispettivamente di medico

(operator) e paziente (environment) che in termini di forza e velocità diventa:

$$F_h = Z_h (V_h^* - V_h) \quad (6.7)$$

$$V_e = F_e / Z_e - V_e^* \quad (6.8)$$

dove, trascurando il feedback neurale, le impedenze della mano Z_h , Z_e rappresentano solo le dinamiche della contrazione muscolare e dei tessuti passivi che in un modello di arto “come generatore di posizione” possono essere definite da un sistema molla-smorzatore con rigidità k e viscosità c [106, 107]:

$$Z_h = c_h + k_h/s \quad (6.9)$$

$$Z_e = c_e + k_e/s \quad (6.10)$$

6.2.4 Modello di rete a quadripolo con modello della mano ad input di posizione

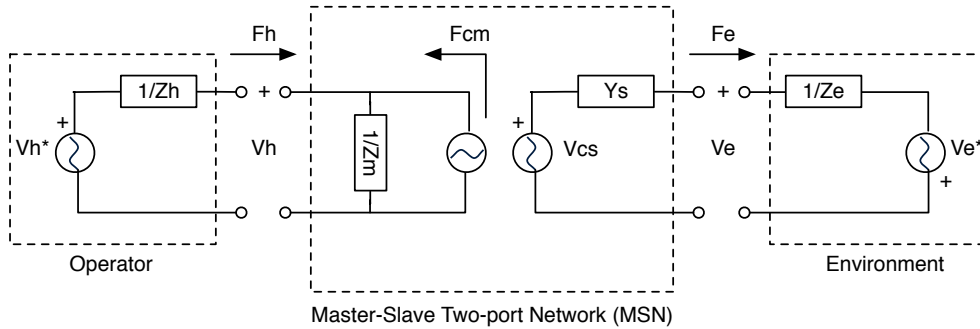


Figura 6.13: Modello a quadripolo di un sistema di teleoperazione ad impedenza-ammettenza (MSN) con convenzione di velocità come variabile di sforzo e modelli di operatore e ambiente con input di posizione.

Il manipolatore master-slave può essere modellizzato come un sistema meccanico a quadripolo, adottando l'analogia con il quadripolo delle reti elettriche [76, 71, 72] e come mostrato nella sezione 5.2. Alla porta d'ingresso o primario o porta master, il blocco Master-Slave Two-port Network (MSN) interagisce con l'operatore; alla porta d'uscita o secondario o porta slave interagisce con l'ambiente, come illustrato in figura 6.13 nella quale si è utilizzata la convenzione forza-corrente e velocità-tensione meno diffusa ma in genere più intuitiva.

Operatore e ambiente sono rappresentati tramite generatore equivalente di Thevenin per coerenza con il modello di medico e paziente scelto in precedenza. La scelta di rappresentazione come generatore equivalente di Norton, così come la scelta di un modello di operatore umano modellizzato come impedenza passiva e forza esogena, non influenza ovviamente il comportamento di un circuito in contatto con un altro, cioè l'analisi di un MSN è indipendente dal modello di operatore e ambiente impiegati. MSN è invece rappresentabile come un ramo costituito da un generatore reale di forza (lato master) interagente con un secondo ramo comprendente un generatore reale di velocità (lato slave).

In corrispondenza di ciascuna porta le variabili di interesse sono le variabili di flusso F_h , F_e e quelle di sforzo V_h , V_e . Se si considerano come input le variabili F_h e $-V_e$, MSN può essere rappresentato dalla matrice ibrida inversa $\mathbf{G}$ definita nella sezione 5.2 (Eq. 5.6). Si fa riferimento ad una matrice ibrida e non alle matrici omogenee (matrice delle impedenze $\mathbf{Z}$ o delle ammettenze $\mathbf{Y}$) in quanto per analizzare la trasparenza, la stabilità e le performance del sistema è necessario conoscere i parametri ibridi del MSN. In particolare poi la matrice ibrida inversa $\mathbf{G}$ permette, in questo caso, conclusioni più immediate rispetto alla matrice ibrida $\mathbf{H}$. Utilizzando le equazioni 6.3 e 6.4, relative al sistema completo a quattro canali, i parametri della matrice ibrida inversa risultano pari a

$$\begin{aligned} g_{11} &= \frac{h_{22}}{\Delta h} = \frac{(1 + C_6) Y_{es} - E_1^{-1} C_2 e^{-2sT_d}}{C_2 E_3 e^{-2sT_d} + Y_{es} Z_{cm}} \\ g_{12} &= \frac{-h_{12}}{\Delta h} = \frac{C_4 Y_{es} e^{-sT_d} - C_2 (1 + E_5) e^{-sT_d}}{C_2 E_3 e^{-2sT_d} + Y_{es} Z_{cm}} \\ g_{21} &= \frac{-h_{21}}{\Delta h} = \frac{E_1^{-1} Z_{cm} e^{-sT_d} + E_3 (1 + C_6) e^{-sT_d}}{C_2 E_3 e^{-2sT_d} + Y_{es} Z_{cm}} \\ g_{22} &= \frac{h_{11}}{\Delta h} = \frac{(1 + E_5) Z_{cm} + E_3 C_4 e^{-2sT_d}}{C_2 E_3 e^{-2sT_d} + Y_{es} Z_{cm}} \end{aligned} \quad (6.11)$$

con $\Delta h = h_{11}h_{22} - h_{12}h_{21}$. Gli elementi si riducono ai seguenti valori per l'architettura a due canali position-force (P-F) sostituendo $C_2 = E_3 = 0$:

$$\begin{aligned} g_{11} &= \frac{1 + C_6}{Z_{cm}} & g_{12} &= \frac{C_4 e^{-sT_d}}{Z_{cm}} \\ g_{21} &= \frac{E_1^{-1} e^{-sT_d}}{Y_{es}} & g_{22} &= \frac{1 + E_5}{Y_{es}} \end{aligned} \quad (6.12)$$

6.2.5 Scelta della legge controllo

Per soddisfare le specifiche prima definite, si è scelto una legge di controllo in grado di garantire buone performance e stabilità al tempo stesso. Considerando la necessità di trasparenza del sistema da entrambi i lati e ricordando che le analisi di stabilità (sottosezione 5.3.2) riportano che un sistema a quattro canali perfettamente trasparente garantisce comunque l'assoluta stabilità, si è optato per una legge che massimizza la trasparenza di un sistema a due canali.

A partire dalle Equazioni 6.11 e imponendo la condizione di perfetta trasparenza (sottosezione 5.3.2 ed esplicitata per la matrice $\mathbf{G}$ successivamente nell'Equazione 6.34), si può dimostrare che, se il ritardo di comunicazione T_d è sufficientemente ridotto, la seguente legge di controllo [72, 69]

$$\begin{cases} E_1^{-1} &= Y_{es} \\ C_2 &= 1 + C_6 \neq 0 \\ E_3 &= 1 + E_5 \neq 0 \\ C_4 &= -Z_{cm} \end{cases} \quad (6.13)$$

è la legge ottimizzata per la perfetta trasparenza di un sistema di teleoperazione impedenza-ammettenza come quello in fig. 6.11, cioè soddisfa le condizioni 6.34. L'interpretazione fisica di 6.13 è che, per raggiungere la trasparenza, devono essere cancellate le dinamiche di master e slave e confrontate senza scalature forze e velocità.

In un'architettura a due canali position-force (P-F) la legge ottimale per la trasparenza diventa quindi semplicemente

$$\begin{cases} E_1^{-1} &= Y_{es} \\ C_4 &= -Z_{cm} \end{cases} \quad (6.14)$$

Essendo poi i segnali di accelerazione difficilmente misurabili precisamente, i canali E_1^{-1} e C_4 non compensano le dinamiche di slave e master ma solo il controllo, ciò significa che la legge realmente applicata è data da

$$\begin{cases} E_1^{-1} &= E_s^{-1} \\ C_4 &= -C_m \end{cases} \quad (6.15)$$

In Figura 6.14 è illustrato lo schema di teleoperazione.

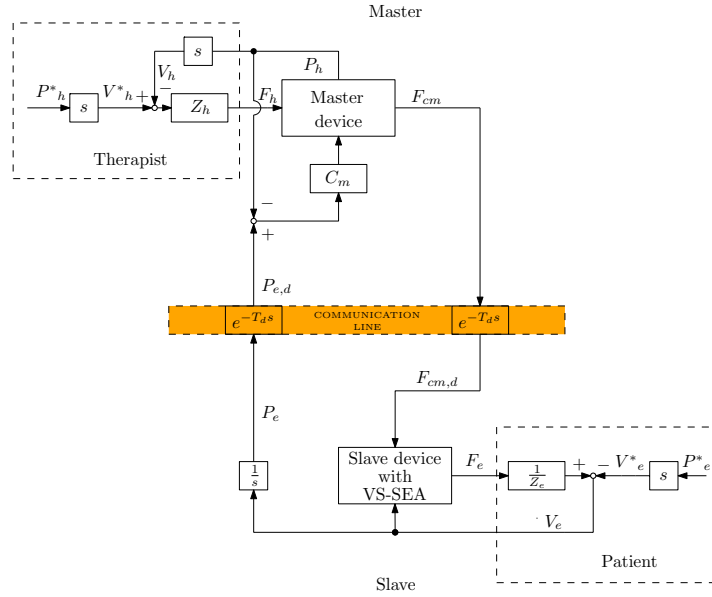


Figura 6.14: Schema di controllo a due canali di tipo P-F.

Nelle due successive sottosezioni vengono descritti nel dettaglio i regolatori, compresi quelli non considerati dalla legge di controllo per massimizzare la trasparenza, salvo prima ricondurre i modelli di master e slave a modelli rispettivamente ad impedenza e ad ammettenza compatibili con lo schema di Figura 6.11.

6.2.6 Controllo del master ricondotto ad un modello ad impedenza

In generale, i manipolatori possono essere distinti in dispositivi ad ammettenza o ad impedenza, a seconda che si comportino come sorgenti di velocità o forza rispettivamente. Tale comportamento deriva dal design del sistema e dal tipo di attuazione impiegata. La mano protesica controllata descritta in precedenza (master) può essere modellizzata come un sistema ad impedenza cioè, per definizione, un sistema che riceve un comando di forza e applica forza all'ambiente in cui è in contatto in risposta alla posizione misurata [70], coerentemente allo schema in Figura 6.11. Assumendo che operatore e master siano in contatto tra loro, il sistema al lato master può essere modellizzato nell'intorno del punto di lavoro nel dominio della trasformata di Laplace da un sistema lineare tempo-invariante a

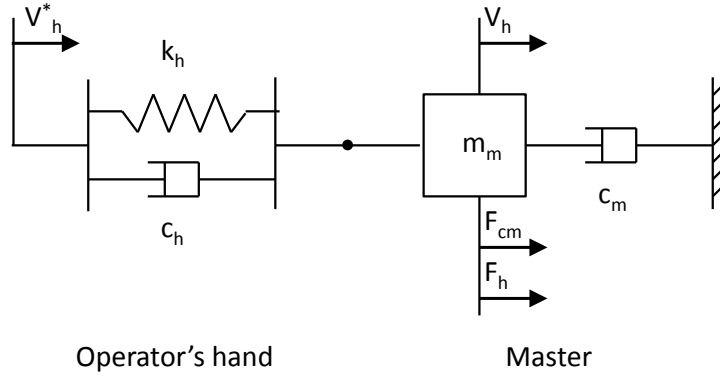


Figura 6.15: Modello a parametri concentrati del sistema mano-master.

parametri concentrati rappresentato dall'Equazione 5.33 e 6.5 che qui si riporta per chiarezza:

$$Z_m V_h = F_h + F_{cm} \quad (6.16)$$

Utilizzando il modello della mano dell'operatore come quello descritto nel precedente paragrafo e supponendo che il sistema master sia un sistema ad impedenza caratterizzato da una massa m_m e uno smorzamento c_m (Figura 6.15), l'equazione 6.16 diviene esplicitamente:

$$(m_m s + c_m) V_h = (c_h + k_h/s) (V_h^* - V_h) + F_{cm} \quad (6.17)$$

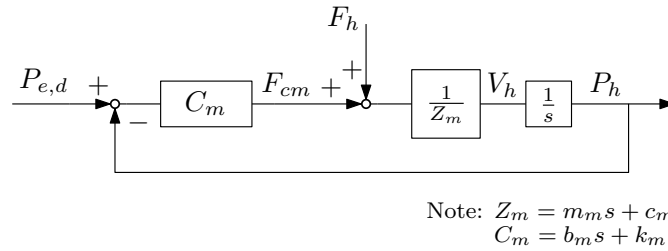


Figura 6.16: Schema a blocchi del dispositivo master.

Il diagramma a blocchi del controllo del sistema master è mostrato in Figura 6.16. Il dispositivo master, la cui impedenza è Z_m , segue la posizione in ritardo dello slave $P_{e,d}$ per mezzo di un comando di coppia F_{cm} che viene generato da un regolatore di posizione PD (C_m); in aggiunta viene esercitata una coppia F_h

dovuta all'interazione con l'operatore che è in contatto, in risposta alla posizione misurata P_h . Questa modalità di controllo è nota in letteratura come “admittance mode haptic interface” [73]. In assenza di una misura della forza di interazione con il terapeuta F_h e considerando masse e attriti ridotti del dispositivo master (Z_m trascurabile), movimenti lenti del sistema oltre che un'ampiezza di banda sufficiente del sistema di controllo, la forza F_h inviata a lato slave può essere approssimata dalla forza di comando del dispositivo master F_{cm} , cioè

$$F_h \simeq F_{cm} \quad (6.18)$$

6.2.7 Controllo dello slave ricondotto ad un modello ad ammettenza

Se lo slave è attuato da un VS-SEA e a valle dell'elemento cedevole è costituito da un meccanismo il cui organo terminale è in contatto con l'ambiente, come dallo schema in figura 6.8, l'uscita del SEA Controller, invece di governare direttamente il motore in corrente, diviene il riferimento di velocità di un loop di velocità attorno al motore con l'encoder che fornisce il feedback di velocità per chiudere l'anello; l'uscita del motore, tramite la trasmissione, sposta un'estremità dell'elemento cedevole con l'altra collegata al meccanismo in contatto con l'ambiente. In questo modo il motore può essere effettivamente trattato come un generatore di velocità, semplificando la progettazione del SEA Controller del loop esterno di coppia.

Il tipo di architettura scelta comporta che il riferimento di coppia per il SEA Controller arrivi direttamente dal master (Figura 6.11). Il segnale che arriva dal master in ritardo $F_{h,d}$ si riferisce ad una coppia desiderata al lato slave in corrispondenza della mano del paziente, essendo che la leva master funge da mano protesica. L'elemento elastico del SEA è però disposto tra il motoriduttore (motore con trasmissione a cinghia e vite a ricircolo di sfere) e il meccanismo della mano (trasmissione a cavi e leva). Perciò è necessario immaginare di lavorare con un sistema che sia applicato direttamente alla mano del paziente. Ciò comporta l'inserimento della dinamica e della cinematica semplificate dell'ortesi nell'implementazione del controllo, inglobabile nel modello dello slave e in particolare

nell'ammettenza Y_s , una volta ricondotto allo schema di Figura 6.11. I segnali nel seguito saranno quindi considerati sempre riportati dinamicamente per le forze generalizzate e cinematicamente per le posizioni generalizzate in corrispondenza della coordinata della mano del paziente (P_e). Ciò è necessario per favorire la bilateralità con un master direttamente in contatto con l'operatore e uno slave costituito da un meccanismo il cui solo organo terminale è in contatto con l'ambiente.

Il riferimento di coppia del master dovrebbe essere confrontato con la misura della coppia di contatto con il paziente. Dalla misura tramite encoder dello scostamento dell'elemento elastico del SEA, riportata alla mano del paziente, è possibile ottenere una stima di tale coppia ($F_{e,e}$ dove e sta per "evaluated"). Il segnale $F_{e,e}$ differisce dalla forza F_e effettiva scambiata con la mano, a causa del meccanismo (trasmissione a cavi e leva) interposti tra la molla equivalente e il paziente. Se però l'attrito e la massa equivalente ridotta all'organo terminale sono molto piccoli oltre ad essere il movimento lento, la forza scambiata con l'ambiente F_e eguaglia la forza generata dalla molla riportata al punto di contatto $F_{e,e}$, cioè:

$$F_e \simeq F_{e,e} \quad (6.19)$$

L'errore di forza, con riferimento alla Figura 6.8, entra nel SEA Controller che invia il riferimento di velocità $\hat{V}_{cs}$ al motoriduttore controllato in velocità, la cui funzione di trasferimento, con un controllo di velocità sufficientemente rigido e un motore DC, può essere espressa nella forma [102]:

$$\frac{V_s}{\hat{V}_{cs}} = \frac{B_s}{s^2 + A_s s + B_s} \quad (6.20)$$

dove V_s è la velocità dell'estremità della molla equivalente collegata al motoriduttore. Se si suppone un inseguimento del sistema sufficientemente preciso e movimenti richiesti ridotti e lenti, com'è nel caso della riabilitazione, si può semplificare tale espressione con una funzione di trasferimento del primo ordine del tipo:

$$\frac{V_s}{\hat{V}_{cs}} = \frac{1}{A_s s + 1} \quad (6.21)$$

La posizione P_s derivante dalla velocità V_s è l'ingresso di posizione della molla (lato motoriduttore) insieme alla posizione della mano P_e ; a causa della differenza

di posizione $P_s - P_e$ la molla di rigidezza k_s genera la forza che, nelle condizioni semplifcative prima citate, corrisponde a quella scambiata con l'ambiente

$$F_e = k_s (P_s - P_e) = \frac{k_s}{s} (V_s - V_e) \quad (6.22)$$

Il modello a blocchi dello schema è riportato in figura 6.17. Introducendo il

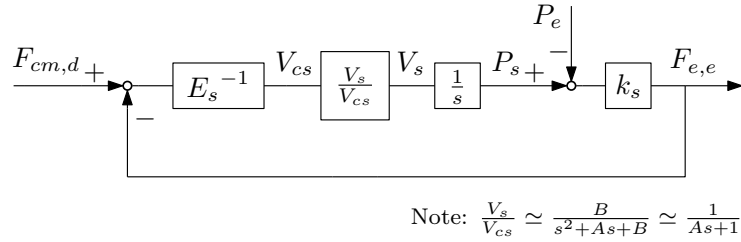


Figura 6.17: Schema a blocchi del dispositivo slave.

modello molla-smorzatore descritto in precedenza per la mano del paziente che svolge il ruolo di ambiente si possono riscrivere le equazioni precedenti:

$$\frac{V_s}{\hat{V}_{cs}} = \frac{B}{s^2 + As + B} \simeq \frac{1}{As + 1} \quad (6.23)$$

$$F_{e,e} = \frac{k_s}{s} (V_s - V_e) \simeq (c_e + k_e/s) (V_e^* + V_e) = F_e \quad (6.24)$$

Assumendo che operatore e master siano in contatto tra loro, uno slave ad ammettenza può essere modellizzato nell'intorno del punto di lavoro nel dominio della trasformata di Laplace da un sistema lineare tempo-invariante a parametri concentrati rappresentato dall'Equazione 5.36 e 6.6

$$Y_s F_e = -V_e + V_{cs} \quad (6.25)$$

che differisce dalle 6.23, 6.24. Se però è possibile in molti casi una rappresentazione ad impedenza di un sistema ad ammettenza [69], è anche possibile riarrangiare le equazioni 6.23, 6.24 per arrivare alla forma 6.25. Sostituendo infatti l'espressione 6.23 nella 6.24 si ottiene

$$F_e = \frac{k_s}{s} \cdot \left(\frac{1}{As + 1} \hat{V}_{cs} - V_e \right) = \frac{k_s}{s(As + 1)} \cdot \left[\left(\hat{V}_{cs} - As \cdot V_e \right) - V_e \right] = \frac{1}{Y_s} \cdot (V_{cs} - V_e) \quad (6.26)$$

che, con $Y_s = \frac{s(As+1)}{k_s}$ e $V_{cs} = \hat{V}_{cs} - As \cdot V_e = \hat{V}_{cs} - \hat{E}_5 V_e$, corrisponde all'equazione cercata. La Figura 6.18 riporta il modello a parametri concentrati semplificato descritto dall'equazione 6.25.

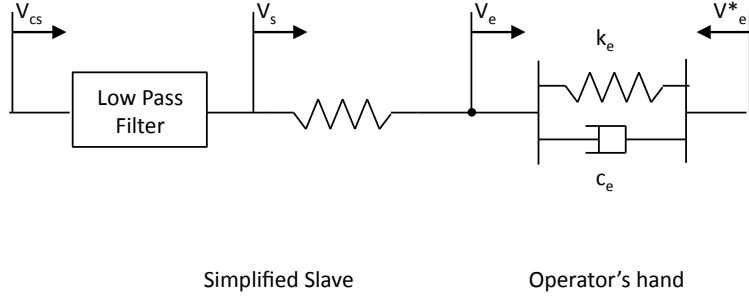


Figura 6.18: Modello a parametri concentrati del sistema mano-slave semplificato.

6.2.8 Implementazione, parametri di sistema e taratura

Dall'applicazione della legge di controllo scelta che massimizza la trasparenza, dalla modellizzazione dello slave ricondotto ad un sistema ad ammettenza e dal controllo interno dell'ortesi descritto nella sezione dedicata, deriva che i parametri di controllo (regolatori) e l'ammettenza sono dati da

$$Y_s = \frac{s(As + 1)}{k_s} \quad (6.27)$$

$$E_5 = As \quad (6.28)$$

$$E_s^{-1} = E_1^{-1} = \frac{G_s}{1 + \tau_s s} \quad (6.29)$$

Si noti come il regolatore E_5 non è una vera azione di controllo bensì è dovuta al filtro passa basso.

Analogamente per il master risulta

$$C_4 = -C_m = -b_m - \frac{k_m}{s} \quad (6.30)$$

$$C_6 = 0 \quad (6.31)$$

L'algoritmo di controllo è implementato quasi completamente in Simulink, salvo per il rate-to-force control dello slave. Il rate-to-force control, inteso come il controllo slave presentato in [107], è composto da due anelli che accoppiati al SEA realizzano un VS-SEA, come spiegato in ???. L'anello esterno è la parte di architettura in cui è generato il riferimento di velocità, proporzionale in moto libero alla forza esercitata dall'operatore e ridotto proporzionalmente alla forza

esterna di contatto stimata misurando lo scostamento della molla in moto forzato, e che realizza il NTRFC (Naturally Transitioning Rate to Force Control) [110, 107]. Tale anello è stato implementato nel microcontrollore dsPIC (nell'ambiente di sviluppo MikroC in linguaggio C, vedi Figura ??) che riceve tramite comunicazione seriale il riferimento di forza dal controllo principale in Simulink. Per il loop interno di velocità è invece impiegato il driver EPOS del motore che riceve il riferimento di velocità dal PIC e invia la corretta alimentazione al motore DC. La Tabella 6.3 riporta i valori numerici dei parametri in unità del SI.

Tabella 6.3: Valori dei parametri di controllo di master e slave.

(a) Parametri del master.			(b) Parametri dello slave.		
Par.	Unità	Valori	Par.	Unità	Valori
C_6		0	k_s	Nm/rad	22.93
k_m	Nm/rad	17.38	A	s	0.2000
b_m	$Nm/(rad/s)$	0.0178	τ	s	0.0083
m_m	$Nm/(rad/s^2)$	0.00015	G	$(rad/s)/Nm$	2.18

Per la messa a punto dei parametri di sistema, è stata seguita la strategia di massimizzare la rigidità bilaterale trasmessa, aumentando soprattutto il guadagno proporzionale del controllore master locale in una posizione fissa del sistema fino all'instabilità. Poi, si è cercato di recuperare la stabilità, sia agendo sul guadagno derivativo o eventualmente riducendo il guadagno proporzionale. Inoltre, sono stati tarati i parametri E_s , E_1 allo stesso valore come definito dall'equazione sopra.

6.2.9 Gestione della comunicazione

Un'efficace interazione bilaterale per la riabilitazione a distanza richiede prestazioni in tempo reale della rete, che deve fornire uno scambio di dati ad alta frequenza. Al fine di impostare la comunicazione tra il medico e del terapeuta, è necessaria una stima della larghezza di banda e la gestione del flusso di dati tra

stazioni master e slave. Questo problema è stato affrontato in [111] e la stessa procedura è stata utilizzata qui per stimare la velocità massima consentita dei dati tra master e slave. I pacchetti di dati possono essere rilevati utilizzando una semplice numerazione sequenziale per ogni pacchetto inviato, mentre i ritardi di andata e ritorno si ottengono confrontando il timestamp con l'ora dell'orologio locale. Tutte le misure e le caratteristiche di rilevazione sono supportate all'interno di un Enhanced-protocollo UDP, come descritto in [111].

L'applicazione proposta è stata concepita inizialmente solo per una distanza limitata tra la stazione slave (il sito del paziente) e il centro diagnostico, da dove il medico può controllare diversi pazienti. Misure nei collegamenti a breve raggio (entro $100km$) condotte in Italia dimostrano che anche una connessione ADSL standard raggiunge $25ms$ di round trip delay (RTT), con $400kbps$ di upload sostenuto, che permette dati di campionamento a diverse centinaia di hertz. Una tale frequenza, tuttavia, non è davvero necessario nel sistema sviluppato. Infatti, questo sistema è utilizzato per valutare le caratteristiche della mano del paziente, che è percepibile a bassa frequenza. Ciò di fatto rilassa i requisiti per la connessione di rete, in termini di throughput e jitter.

Nel sistema sviluppato, i dati vengono inviati tramite la connessione IP ogni $10ms$, mentre il jitter³ effettivo osservato è di circa $3ms$. Considerando un data-payload di dati fino a 6 byte (dati di posizionamento, ora e numero di pacchetti), la velocità dati per il dispositivo è di circa $24kbps$. Per quanto riguarda il ritardo variabile, è stato gestito con una procedura semplice di buffering, e integrato nel controllo rate-to-force. Esso fornisce un end-to-end delay costante, con un piccolo inconveniente a causa del leggero aumento del ritardo di comunicazione. Infine, la presenza inevitabile di pacchetti di dati mancanti è stata gestita sostituendo i dati persi con pacchetti nulli. Questa soluzione è stata scelta per il bene della sicurezza del paziente.

³Nelle reti, ed in particolare in quelle IP come Internet, il jitter si riferisce alla variazione statistica nel ritardo dei pacchetti, causata dalle code interne ai router congestionati. Una rete con ritardo costante non ha jitter.

6.3 Analisi del sistema

6.3.1 Trasparenza

La trasparenza definita in termini di impedenza trasmessa ai lati del sistema (Equazioni 5.21, 5.22) può essere riscritta nel caso di modello di operatore e ambiente con input di posizione. Il sistema è allora perfettamente trasparente se

$$Z_{to} = \left. \frac{F_h}{V_h} \right|_{V_e^*=0} = \left. \frac{F_e}{V_e} \right|_{V_e^*=0} = Z_e \quad (6.32)$$

$$Z_{te} = \left. \frac{F_e}{-V_e} \right|_{V_h^*=0} = \left. \frac{F_h}{-V_h} \right|_{V_h^*=0} = Z_h \quad (6.33)$$

dove Z_{to} e Z_{te} sono le impedenze trasmesse rispettivamente all'operatore e all'ambiente in assenza di input esterni o, sfruttando l'analogia elettrica (figura ??), l'impedenza vista dai morsetti d'ingresso o primaria e l'impedenza vista dai morsetti d'uscita o secondaria in assenza di generatori.

In termini di matrice ibrida inversa, la condizione si riscrive come

$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} Y_{in} & \text{Reverse Velocity Scale} \\ \text{Force Scale} & Z_{out} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (6.34)$$

L'Equazione 6.13 riporta la legge di trasparenza ideale, raggiunta in assenza di ritardi di rete e con quattro canali. Essa dimostra che sono necessari tutti e quattro i canali per raggiungere la trasparenza ideale. Nel caso infatti di un sistema a due canali di tipo P-F (Equazione 6.15), essa non permette l'eliminazione delle dinamiche di master e slave, come si può notare dalla matrice ibrida inversa risultante

$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} \frac{1+C_6}{Z_{cm}} & -1 \\ 1 & \frac{1+E_5}{Y_{es}} \end{bmatrix} \quad (6.35)$$

Essendo poi i segnali di accelerazione difficilmente misurabili precisamente, i canali E_1^{-1} e C_4 non compensano le dinamiche di slave e master ma solo il controllo con ulteriore allontanamento dalla trasparenza ideale soprattutto alle alte frequenze.

6.3.2 Performance

Si può valutare la performance di un sistema di teleoperazione in termini di impedenza trasmessa all'operatore e all'ambiente. Utilizzando le equazioni 6.7, 6.8, 5.6 e sostituendo poi le espressioni 6.11 le impedenze trasmesse nell'architettura a quattro canali risultano

$$Z_{to} = \left. \frac{F_h}{V_h} \right|_{V_e^*=0} = \frac{Z_e + g_{22}}{g_{11}(Z_e + g_{22}) - g_{12}g_{21}} = \quad (6.36)$$

$$= \frac{[(1 + E_5) Z_{cm} + E_3 C_4 e^{-2sT_d}] + [Z_{cm} Y_{es} + C_2 E_3 e^{-2sT_d}] Z_e}{[(1 + E_5)(1 + C_6) - E_1^{-1} C_4 e^{-2sT_d}] + [(1 + C_6) Y_{es} - E_1^{-1} C_2 e^{-2sT_d}] Z_e} \quad (6.37)$$

$$Z_{te} = \left. \frac{F_e}{-V_e} \right|_{V_h^*=0} = g_{22} - \frac{g_{21}g_{12}}{1 + g_{11}Z_h} Z_h = \quad (6.38)$$

$$= \frac{[(1 + E_5) Z_{cm} + E_3 C_4 e^{-2sT_d}] + [(1 + E_5)(1 + C_6) - E_1^{-1} C_4 e^{-2sT_d}] Z_h}{[Z_{cm} Y_{es} + C_2 E_3 e^{-2sT_d}] + [(1 + C_6) Y_{es} - E_1^{-1} C_2 e^{-2sT_d}] Z_h} \quad (6.39)$$

Nel caso dell'architettura position-force (P-F) le espressioni si semplificano ottenendo:

$$Z_{to} = \left. \frac{F_h}{V_h} \right|_{V_e^*=0} = \frac{Z_e + g_{22}}{g_{11}(Z_e + g_{22}) - g_{12}g_{21}} =$$

$$= \frac{[(1 + E_5) Z_{cm}] + [Z_{cm} Y_{es}] Z_e}{[(1 + E_5)(1 + C_6) - E_1^{-1} C_4 e^{-2sT_d}] + [(1 + C_6) Y_{es}] Z_e} \quad (6.40)$$

$$Z_{te} = \left. \frac{F_e}{-V_e} \right|_{V_h^*=0} = g_{22} - \frac{g_{21}g_{12}}{1 + g_{11}Z_h} Z_h =$$

$$= \frac{[(1 + E_5) Z_{cm}] + [(1 + E_5)(1 + C_6) - E_1^{-1} C_4 e^{-2sT_d}] Z_h}{[Z_{cm} Y_{es}] + [(1 + C_6) Y_{es}] Z_h} \quad (6.41)$$

Per analizzare le performance del sistema si dovrebbe esaminare l'andamento delle impedenze per un'infinito spettro dell'impedenza rispettivamente dell'ambiente e dell'operatore. Per semplificarne lo studio e quantificare la trasparenza, si esaminano Z_{to} e Z_{te} per valori estremi di Z_e e Z_h , cioè quando lo slave o il master

è in free motion ($Z_e = 0$ o $Z_h = 0$) o bloccato ($Z_e \rightarrow \infty$ o $Z_h \rightarrow \infty$). Dalle equazioni precedenti si ottengono i limiti dell'ampiezza dell'impedenza percepita per l'architettura generale e P-F:

$$Z_{to,min} = Z_{to} \Big|_{Z_e=0} = \frac{g_{22}}{g_{11}g_{22} - g_{12}g_{21}} = \frac{(1 + E_5) Z_{cm} + E_3 C_4 e^{-2sT_d}}{(1 + E_5)(1 + C_6) - E_1^{-1} C_4 e^{-2sT_d}} = \quad (6.42)$$

$$= \frac{(1 + E_5) Z_{cm}}{(1 + E_5)(1 + C_6) - E_1^{-1} C_4 e^{-2sT_d}} \quad (6.43)$$

$$Z_{to,max} = Z_{to} \Big|_{Z_e \rightarrow \infty} = \frac{1}{g_{11}} = \frac{Z_{cm} Y_{es} + C_2 E_3 e^{-2sT_d}}{(1 + C_6) Y_{es} - E_1^{-1} C_2 e^{-2sT_d}} = \frac{Z_{cm}}{1 + C_6} \quad (6.44)$$

$$Z_{te,min} = Z_{te} \Big|_{Z_h=0} = g_{22} = \frac{(1 + E_5) Z_{cm} + E_3 C_4 e^{-2sT_d}}{Z_{cm} Y_{es} + C_2 E_3 e^{-2sT_d}} = \frac{(1 + E_5)}{Y_{es}} \quad (6.45)$$

$$Z_{te,max} = Z_{te} \Big|_{Z_h \rightarrow \infty} = g_{22} - \frac{g_{21}g_{12}}{g_{11}} = \frac{(1 + E_5)(1 + C_6) - E_1^{-1} C_4 e^{-2sT_d}}{(1 + C_6) Y_{es} - E_1^{-1} C_2 e^{-2sT_d}} = \quad (6.46)$$

$$= \frac{(1 + E_5)(1 + C_6) - E_1^{-1} C_4 e^{-2sT_d}}{(1 + C_6) Y_{es}} \quad (6.47)$$

La performance ottima è ovviamente caratterizzata da $|Z_{tx,min}| \rightarrow 0$ e $|Z_{tx,max}| \rightarrow \infty$.

Nell'architettura P-F il range di impedenza percepita al lato master dipende molto dalla rigidità del controllo di posizione locale C_m , che all'aumentare della rigidità migliora le performance per operazioni di contatto hard a scapito di un degrado in moto libero o in contatto soft, dal local force feedback C_6 (che in questo caso è 0), il cui aumento potrebbe diminuire sia l'impedenza minima che massima, e i parametri di controllo delle azioni in avanti, i quali influiscono solamente sulla sensibilità. Al lato slave il local force feedback E_s^{-1} migliora la sensibilità riducendo l'impedenza massima percepibile mentre i parametri delle azioni in avanti al contrario del master favoriscono i contatti rigidi; il local position feed-

back E_5 invece migliorerebbe l'impedenza massima percepita ma peggiorerebbe la minima.

Essendo un sistema di televalutazione, i movimenti sono eseguiti a bassissime velocità quindi conviene riferirsi alle massime rigidità trasmesse piuttosto che alle impedenze. Dalle espressioni 6.44, 6.47, sostituendo la legge di controllo 6.15 utilizzata con $C_6 = 0$, $E_5 = \hat{E}_5 = As$, e utilizzando le equazioni 6.17, 6.26, si ottengono

$$Z_{to,max} = Z_{to} \Big|_{Z_e \rightarrow \infty} = \frac{Z_{cm}}{1 + C_6} = Z_{cm} = (b_m + k_m/s) + (m_ms + c_m) \quad (6.48)$$

$$Z_{te,max} = Z_{te} \Big|_{Z_h \rightarrow \infty} = \frac{(1 + E_5)(1 + C_6) - E_1^{-1} C_4 e^{-2sT_d}}{(1 + C_6) Y_{es}} = \frac{(1 + As) + E_1^{-1} (b_m + k_m/s)}{\frac{s(As+1)}{k_s} + E_s^{-1}} \quad (6.49)$$

che in termini di rigidità diventano

$$k_{to,max} = k_{to} \Big|_{k_e \rightarrow \infty} = (b_ms + k_m) + (m_ms^2 + c_ms) \quad (6.50)$$

$$k_{te,max} = k_{te} \Big|_{k_h \rightarrow \infty} = \frac{(s + As^2) + E_1^{-1} (b_ms + k_m)}{\frac{s(As+1)}{k_s} + E_s^{-1}} \quad (6.51)$$

Le rigidità massime percepite in condizioni statiche, cioè per $s \rightarrow 0$, risultano quindi le seguenti:

$$k_{to,max} \Big|_{s \rightarrow 0} = k_m \qquad k_{te,max} \Big|_{s \rightarrow 0} = k_m \quad (6.52)$$

La rigidità massima percepibile da medico e paziente non è dunque infinita ma limitata dal guadagno proporzionale del controllo. Questo risultato appare intuitivo al lato master ma non lo è al lato slave perché significa che in condizioni statiche l'elemento elastico del SEA non viene per nulla percepito.

6.3.3 Stabilità

Con riferimento alla sottosezione 5.3.1, per un sistema a due canali di tipo P-F il parametro della stabilità della rete η_{pf} può essere valutato, utilizzando la

condizione di assoluta stabilità con la matrice ibrida inversa, e assume la seguente espressione:

$$\eta_{pf}(\omega) = \eta_{pf1} + \eta_{pf2} = -\cos(\angle g_{12}g_{21}) + 2 \frac{\operatorname{Re}(g_{11}) \operatorname{Re}(g_{22})}{|g_{12}g_{21}|} = \quad (6.53)$$

$$= -\cos\left(\angle \frac{E_1^{-1}C_4 e^{-2\omega j T_d}}{Y_{es}Z_{cm}}\right) + 2 \frac{\operatorname{Re}\left(\frac{1+C_6}{Z_{cm}}\right) \operatorname{Re}\left(\frac{1+E_5}{Y_{es}}\right)}{\left|\frac{E_1^{-1}C_4 e^{-2\omega j T_d}}{Y_{es}Z_{cm}}\right|} \quad (6.54)$$

Il primo termine η_{pf1} , essendo costituito da una funzione coseno cambiata di segno, può assumere il valore minimo -1 . Affinché siano soddisfatte le condizioni di assoluta stabilità è necessario perciò che il secondo termine η_{pf2} sia maggiore o uguale a 2, cioè $\operatorname{Re}\left(\frac{1+C_6}{Z_{cm}}\right) \operatorname{Re}\left(\frac{1+E_5}{Y_{es}}\right) \geq \left|\frac{E_1^{-1}C_4}{Y_{es}Z_{cm}}\right|$. Se si impiega la legge di controllo ottimale per la trasparenza (equazione 6.15), η_{pf} si semplifica

$$\eta_{pf}(\omega) = \cos(\angle e^{-2\omega j T_d}) + 2 \operatorname{Re}\left(\frac{1+C_6}{Z_{cm}}\right) \operatorname{Re}\left(\frac{1+E_5}{Y_{es}}\right) \quad (6.55)$$

Per garantire la stabilità assoluta, deve essere $\operatorname{Re}\left(\frac{1+C_6}{Z_{cm}}\right) \operatorname{Re}\left(\frac{1+E_5}{Y_{es}}\right) \geq 1$. Ne caso in questione la stabilità assoluta è ottenibile per lo più in un certo range di frequenze. Questo succede perché alle basse e alle alte frequenze $\operatorname{Re}\left(\frac{1}{Z_{cm}}\right) \rightarrow 0$, sostituendo Z_m come nell'equazione 6.17 e supponendo un PD di posizione per C_m , a seconda però del valore di $\operatorname{Re}\left(\frac{1}{Y_{es}}\right)$ che, utilizzando l'ammittenza slave Y_s trovata in 6.26, potrebbe contrastare il fattore precedente per mezzo di E_s .

Dall'equazione si nota anche come maggiore è il ritardo e maggiore è la difficoltà di progettare i controllori, da quando la frequenza di cambio di segno del primo termine aumenta.

In particolare con i parametri definiti nella Tabella 6.3 si può verificare che se il ritardo di comunicazione è trascurabile (intorni di zero), allora il sistema è sempre assolutamente stabile essendo $\eta_{pf1} = 1$, $\forall \omega \geq 0$ e quindi $\eta_{pf} \geq 1$, $\forall \omega \geq 0$. Tuttavia, è stato trovato sperimentalmente che fino a $30ms$ è possibile ottenere un controllo stabile per il sistema considerato. Ovviamente sarebbe possibile estendere la regione di stabilità assoluta se per es. il guadagno proporzionale del master fosse ridotto. Ciò d'altro canto ridurrebbe drasticamente la massima rigidità trasmissibile. Nel nostro caso la rigidità trasmissibile alle basse frequenze

è il requisito principale purché sia soddisfatta la stabilità, per questa ragione si è optato per un guadagno il più rigido possibile.

6.4 Test e risultati sperimentali

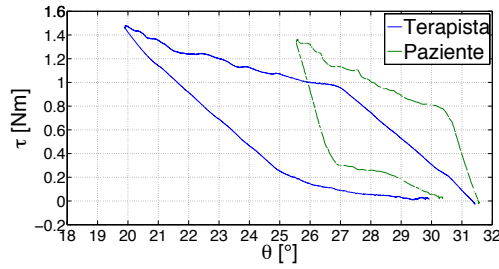
Con il sistema di teleoperazione sviluppato sono stati eseguiti dei test sperimentali di diverso tipo e con soggetti sani. I test hanno uno scopo qualitativo o esplorativo, quindi sono stati ripetuti molte volte ma su poche persone differenti. Per questa ragione non si riportano dati statistici ma solo alcuni grafici ritenuti esemplificativi del buon funzionamento del prototipo.

6.4.1 Test di flesso-estensione

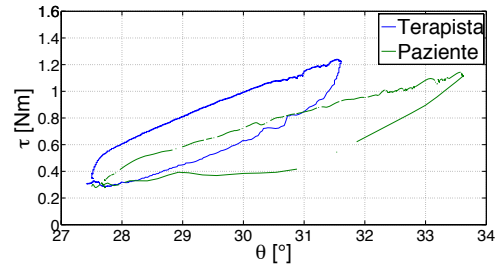
Coloro che hanno sofferto di disordini neurologici possiedono generalmente un ridotto raggio di azione (ROM, Range Of Motion) del movimento, debolezza muscolare e la comparsa di spasmi muscolari, tutte situazioni che vanno valutate dal medico per stabilire il grado di recupero e la migliore terapia a cui sottoporli. I test sperimentali suggeriti dal medico fisiatra e condotti con il sistema di teleoperazione qui presentato su soggetti sani hanno avuto come scopo principale quello di verificare il comportamento della macchina durante simulazioni di prove di valutazione clinica remota oltre che la taratura dei guadagni del controllo e della rigidità delle molle anche in rapporto eventualmente al tipo di paziente (acuto, sub-acuto o cronico), tutt'ora oggetto di ricerca. Di conseguenza i test sperimentali hanno consistito in movimenti di flesso-estensione della mano per valutare lo stato di flaccidità/rigidità della stessa. Negli articoli [108, 109] viene già trattata un'interfaccia aptica con test molto simili ma per la riabilitazione del gomito. I test adatti per l'utilizzo di questo sistema di teleoperazione sono già stati elencati nella sottosezione 6.2.1.

Nel seguito si riportano alcuni test sperimentali ottenuti in operazioni sia locali che in remoto limitandosi alle ultime due tipologie di prove.

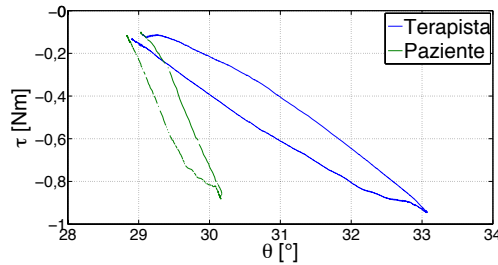
Nelle valutazioni cliniche delle condizioni della mano di soggetti con esiti di stroke/ictus ischemico o emorragico, il paziente è disposto in modo comodo e il medico fisiatra si posiziona frontalmente afferrando l'arto con due mani alle



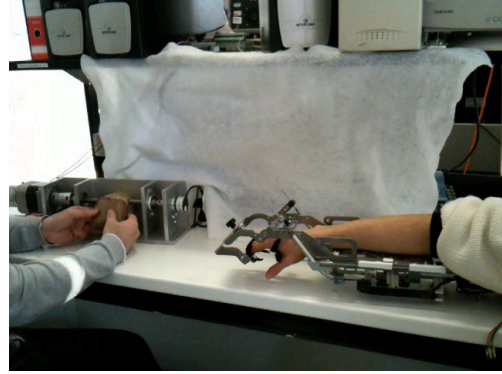
(a) Terapeuta estende la mano del paziente.



(b) Paziente in flessione contro la resistenza.



(c) Terapeuta flette la mano del paziente.



(d) Terapeuta estende la mano del paziente.

Figura 6.19: Modalità e risultati dei test di flesso-estensione da parte di medico e paziente. $\tau[Nm]$ è la coppia positiva in estensione del medico o in flessione del paziente e $\theta[^\circ]$ la rotazione che aumenta in flessione.

estremità laterali per svolgere test diagnostici. Nei test di resistenza muscolare il clinico prova ad aprire o chiudere la mano del paziente premendo verso l'alto o il basso e cercando di vincere la resistenza del paziente a cui è richiesto di mantenere in posizione la mano. Nelle prove di tonicità muscolare, viceversa, il medico mantiene la mano in posizione contrastando la forza impressa dal paziente che tenta di flettere o estendere le dita della propria mano.

Con il sistema di teleoperazione qui presentato si possono riprodurre tali esercizi sostituendo il master al paziente dal lato del medico, e l'ortesi al medico dal lato del paziente. Una possibile valutazione remota della resistenza muscolare del paziente o della rigidità della mano nonché della forza muscolare si può perciò svolgere con l'operatore master che afferra la protesi della mano come fosse la mano reale e l'operatore slave che distende l'avambraccio sul telaio superiore del-

l'ortesi e inserisce le dita e la mano nel supporto adattabile dove poter esercitare i movimenti richiesti, in modo simile a quanto illustrato nel fermo immagine 6.19d. In figura 6.19 sono riportati i risultati di alcuni campioni rappresentativi delle prove di flessione-estensione in forma di grafico "coppia-rotazione", in cui sono sovrapposte le curve al lato master e al lato slave⁴.

Nel primo esercizio, figura 6.19a, il medico prova ad aprire la mano del paziente afferrando con due mani la mano protesica e premendo verso l'alto mentre al paziente è richiesto di mantenere la posizione. Questo esercizio simula una possibile valutazione remota della resistenza muscolare del paziente o della rigidità della mano. Ciò significa che il medico, mentre forza l'estensione della mano del paziente (curva superiore) e poi la rilascia (curva inferiore), abbisogna di una riproduzione fedele e bilaterale della forza che il sistema master-slave è in grado di offrire, come si può osservare dal grafico. Le curve di spinta e rilascio differiscono tra loro (isteresi) in quanto al lato slave il paziente non riesce a rimanere perfettamente fermo con la mano ma si sposta durante l'estensione forzata del medico (cambiando leggermente l'impedenza della propria mano), comportando così una curva di rilascio con punti a forza minore in corrispondenza dello stesso angolo. Infatti, con riferimento allo schema 6.11, la forza generata da master e slave sulla mano di medico e paziente, e, trascurando le impedenze, circa uguale a quella scambiata con l'operatore stesso, è proporzionale alla differenza di posizione tra slave e master, quindi maggiore è lo scostamento orizzontale tra le curve "Patient" e "Clinician" e maggiore è la forza percepita.

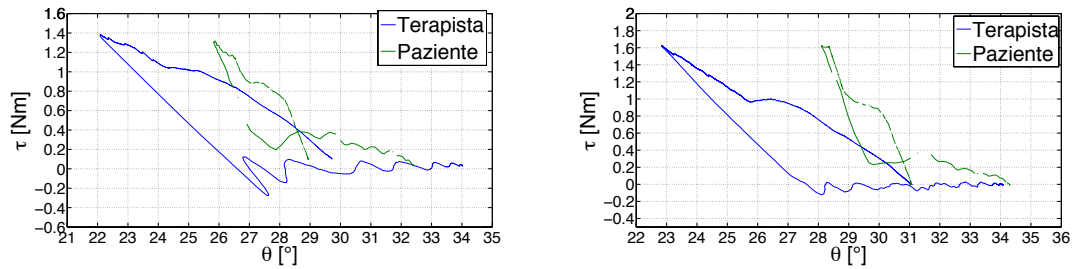
La figura 6.19c mostra una prova analoga in cui il clinico esegue però il movimento opposto, cioè forza la mano del paziente a flettersi. Si nota prima di tutto che è ancora visibile un'impedenza, o più precisamente una rigidità, diversa al lato master e al lato slave, l'una scalata rispetto all'altra, imputabile al fatto che gli operatori svolgono un task diverso ai due lati del sistema di teleoperazione. Il paziente infatti, con riferimento ancora allo schema 6.11, irrigidisce la mano per mantenerla ferma il più possibile aumentando la propria impedenza e tenendo

⁴Al lato slave la rotazione e la coppia sono misurate a livello della prima falange per poter essere confrontate con le grandezze al lato master riferite alla mano protesica, coerentemente allo schema e alla cinematica riportata nella descrizione dell'ortesi.

costante l'ingresso di posizione mentre il medico ammorbidisce i muscoli (impedenza minore) ma cerca di creare uno scostamento sempre maggiore tra l'input di posizione e la posizione effettiva del master o equivalentemente esercita una forza maggiore per generare la stessa forza trasmessa sia al master che allo slave. Infine il paziente presenta un comportamento diverso nel resistere al movimento rispetto al caso precedente, osservabile dal fatto che la propria rigidezza è cambiata nelle due prove.

La figura 6.19b mostra invece un movimento attivo del paziente a cui, viceversa, è chiesto di provare a flettere le dita della mano cercando di vincere la resistenza del medico che mantiene la posizione.

6.4.2 Test di sicurezza



(a) Test di sicurezza senza ritardo di rete.

(b) Test di sicurezza con ritardo di rete.

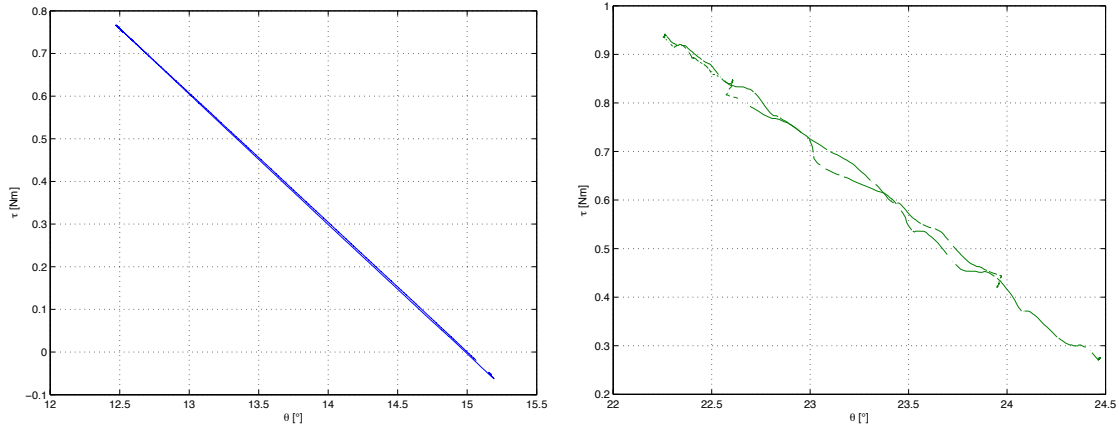
Figura 6.20: Test di sicurezza in cui il paziente rilascia improvvisamente la mano protesica durante un prova di flessione-estensione. $\tau[Nm]$ è la coppia positiva in estensione del medico o in flessione del paziente e $\theta[^\circ]$ la rotazione che aumenta in flessione.

Le ultime due prove riguardano la sicurezza. Durante una prova di estensione comandata dal medico, il medico rilascia improvvisamente il master mentre il paziente sta esercitando forza, rispettivamente senza (figura 6.20a) e in presenza (figura 6.20b) di un ritardo random di comunicazione dell'ordine di 20 – 30ms. Si nota come nel sistema si inneschi una vibrazione di ampiezza molto ridotta che si esaurisce rapidamente. Inoltre la stabilità e la performance è praticamente la stessa nei due test, il che conferma la correttezza della taratura del controllo.

6.4.3 Massima rigidità percepita

Per valutare le performance del sistema di teleoperazione si sono svolte delle prove di registrazione dell'impedenza trasmessa in condizione statiche, cioè in assenza di movimento. In particolare, interessava la stima della massima rigidità trasmissibile al medico ($k_{to,max}$) e al paziente ($k_{te,max}$), che corrisponde alla rigidità trasmessa in condizioni rispettivamente di rigidità $k_e \rightarrow \infty$ e $k_h \rightarrow \infty$ (si veda la sottosezione 6.3.2). I risultati di tali prove sono riportati nei grafici in figura 6.21.

Nella prima prova, figura 6.21a, l'operatore sposta la mano protesica e la rilascia



(a) Massima rigidità trasmessa all'operatore master. (b) Massima rigidità trasmessa all'operatore slave.

Figura 6.21: Massima rigidità percepita ai due lati del sistema.

subito dopo con lo slave non alimentato in modo da mantenere l'organo terminale dello slave completamente fermo e simulare un'impedenza infinita. Dal grafico, la massima rigidità vista dall'operatore è pari a $k_{to,max} = \frac{\Delta\tau}{\Delta\theta} = 0.3Nm/^\circ \simeq 17Nm/rad$.

Nella seconda prova, figura 6.21b, l'operatore slave sposta l'organo terminale dell'ortesi rilasciandolo subito dopo con il master non alimentato in modo da simulare questa volta un'impedenza infinita al lato master. Dal grafico, la massima rigidità vista dall'ambiente è pari a $k_{te,max} = \frac{\Delta\tau}{\Delta\theta} \simeq 0.3Nm/^\circ \simeq 17Nm/rad$.

Si può confrontare tale valore trovato sperimentalmente con quello ottenuto sviluppando le equazioni della sottosezione 6.3.2. Infatti il guadagno proporzionale del controllo vale $k_m = 0.0195 \left[\frac{V}{pulse} \right] \cdot 20 \cdot 10^3 [ppr] \cdot \frac{1}{2\pi} \left[\frac{rev}{rad} \right] \cdot 0.28 \left[\frac{Nm}{V} \right] \simeq 17 \frac{Nm}{rad}$.

6.5 Estensione per la compensazioni di ritardi elevati

Per garantire la stabilità per ritardi di rete di entità maggiore ai 30ms dell'architettura di controllo a due canali di tipo P-F sviluppata, è stato necessario implementare un algoritmo di compensazione dei ritardi. La tipologia scelta è ricaduta sullo sviluppo di un algoritmo basato sul CDOB (vedi sottosezione 5.5.2).

L'introduzione dello schema basato sul CDOB ha permesso di compensare i ritardi di rete garantendo la stabilità ma a scapito di un feedback aptico (e quindi di un guadagno del controllo) ridotto.

Per ovviare a tale inconveniente, si è provveduto a implementare anche i due canali mancanti del sistema di teleoperazione realizzando un sistema a quattro canali tramite RTOB (Reaction Torque Observer) e SDCV (Scaling Down Compensation Value).

6.5.1 Schema di controllo a quattro canali

Per implementare quattro canali per il sistema di teleoperazione visto in precedenza, che è privo di sensori di coppia, è stato necessario prima di tutto introdurre degli stimatori di coppia sensorless basati sulla tecnica del RTOB, derivante dal concetto di DOB.

Le dinamiche di un sistema attuato possono essere infatti descritte dall'equazione

$$J \frac{d\omega}{dt} + T_l = T_m \quad (6.56)$$

dove J è l'inerzia del sistema, ω la velocità angolare, T_l il carico di coppia e T_m la coppia motrice. Supponendo un convertitore di potenza sufficientemente veloce, è possibile utilizzare il riferimento di corrente in luogo della corrente istantanea

ottenendo

$$T_m = K_t I_a^{ref} \quad (6.57)$$

dove K_t è la costante di coppia e I_a^{ref} il riferimento di corrente. Il carico può essere sempre esplicitato in tutte le tipiche componenti

$$T_l = T_{int} + T_{ext} + (F_c + D\omega) \quad (6.58)$$

che sono in ordine la coppia di interazione interna (termine di Coriolis, centrifugo e di gravità), la coppia esterna agente sul sistem e gli attriti (Coloumbiano e viscoso).

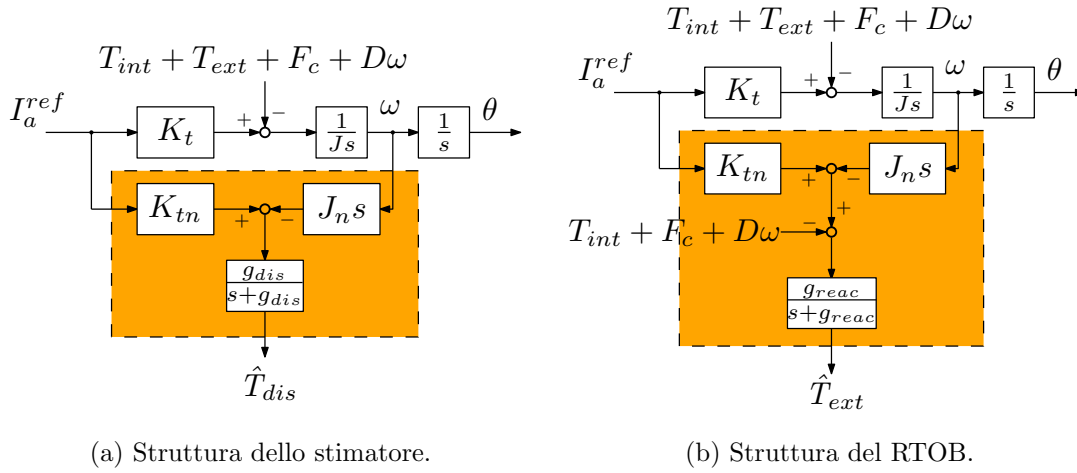


Figura 6.22: Struttura dello stimatore della coppia di contatto. [89]

Durante il moto l'inerzia, in generale ridotta al motore, e la costante di coppia variano, semplificatamente rispetto ad un valore nominale per effetto rispettivamente della configurazione meccanica e all'irregolarità della superficie del motore (che provoca ripple di coppia)

$$J = J_n + \Delta J \quad (6.59)$$

$$K_t = K_{tn} + \Delta K_t \quad (6.60)$$

$$(6.61)$$

Sulla base delle considerazioni fatte nella sottosezione 5.5.2, si può stimare la coppia di carico T_l , considerandola come un disturbo, ottenendo la struttura

riportata in Figura 6.22a. Il parametro g_{dis} è la frequenza di taglio del filtro passa basso, se tendesse all'infinito la coppia stimata sarebbe quella reale.

Se dal confronto dei segnali, nella struttura dello stimatore, si rimuovono tutti i contributi di coppia tranne quella esterna, si potrebbe stimare la coppia esterna o coppia di reazione, da cui RTOB (Figura 6.22b). Per farlo però è necessario conoscere K_{tn} e l'inerzia J_n ed altri eventuali contributi. Come si può notare dalla Figura 6.22, uno dei due input del RTOB è l'accelerazione moltiplicata per l'inerzia che viene confrontata con l'altro input. Ciò significa che si può leggere la differenza di segnali come un confronto tra accelerazioni e il riferimento I_a^{ref} si può quindi riscrivere come

$$I_a^{ref} = \ddot{x}^{ref} \frac{J_n}{K_{tn}} \quad (6.62)$$

Si parla infatti di sistema di controllo robusto ad accelerazione tramite DOB.

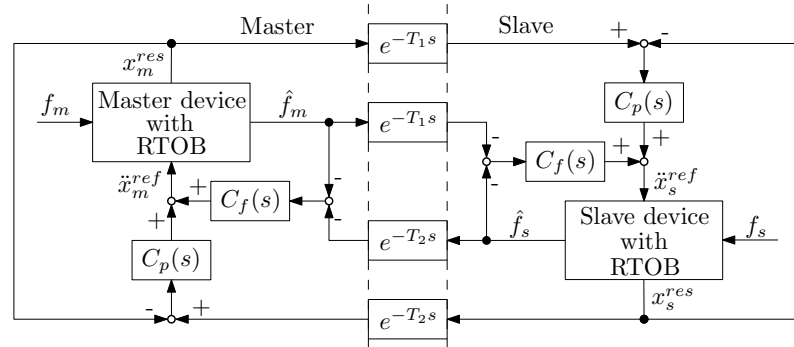


Figura 6.23: Schema del sistema di teleoperazione a quattro canali con RTOB. [90]

Nel sistema di teleoperazione (Figura 6.23) si sono quindi implementati due blocchi RTOB, rispettivamente per stimare la forza di contatto con il terapeuta al lato master ($\hat{f}_s \equiv F_h$) e la forza dell'operatore al lato slave ($\hat{f}_s \equiv F_e$). Ciò ha richiesto la caratterizzazione in particolare del sistema slave. I riferimenti di accelerazione del controllo robusto ad accelerazione, in presenza di ritardi, è calcolato mantenendo i regolatori dello schema a due canali ($C_p \equiv C_m = C_4$ ma anche $E_s = E_1$ che qui sono interni al blocco del RTOB dello slave) e aggiungendo il

regolatore del canale aggiuntivo ad entrambi i lati (C_f):

$$\ddot{x}_m^{ref} = -C_p(s) (x_m - x_s e^{-T_2 s}) - C_f(s) (\hat{f}_m + \hat{f}_s e^{-T_2 s}) \quad (6.63)$$

$$\ddot{x}_s^{ref} = C_p(s) (x_m e^{-T_1 s} - x_s) - C_f(s) (\hat{f}_m e^{-T_1 s} + \hat{f}_s) \quad (6.64)$$

6.5.2 Schema di controllo a quattro canali con compensazione dei ritardi

La compensazione dei ritardi implementata è basata sul concetto di ND (Network Disturbance) ed è quindi implementato un CDOB per compensarlo, come spiegato in 5.5.2.

Implementando il CDOB dal lato master nel sistema di Figura 6.23, si ottiene lo schema di Figura 6.24. I riferimenti di accelerazione cambiano quindi come segue:

$$\ddot{x}_m^{ref} = -C_p(s) (x_m - x_s e^{-T_2 s} - \hat{x}_{cdob}) - C_f(s) (\hat{f}_m + \hat{f}_s e^{-T_2 s}) \quad (6.65)$$

$$\ddot{x}_s^{ref} = C_p(s) (x_m e^{-T_1 s} - x_s) - C_f(s) (\hat{f}_m e^{-T_1 s} + \hat{f}_s) \quad (6.66)$$

La compensazione del ritardo $\hat{x}_{cdob}$ è una stima del ND valutata tramite il CDOB che, considerando il percorso dei segnali, vale

$$\hat{x}_{cdob} = \frac{g_{net}}{s + g_{net}} x_s e^{T_1 s} (1 - e^{-T s}) \quad (6.67)$$

Allora se $g_{net} \rightarrow \infty$, considerando che $T_1 = T - T_2$, la 6.65 diviene

$$\ddot{x}_m^{ref} = -C_p(s) (x_m - x_s e^{T_1 s}) - C_f(s) (\hat{f}_m + \hat{f}_s e^{-T_2 s}) \quad (6.68)$$

che è come dire che la posizione master ha un ritardo T_1 rispetto a quella slave. Di conseguenza la legge del riferimento per quanto riguarda la parte in posizione diviene identica a quella del sistema slave, il che dimostra la compensazione del ritardo da parte del CDOB nel controllo di posizione. Come si può vedere dalla figura 6.24, l'implementazione ha richiesto anche in questa parte dello schema della caratterizzazione dello slave.

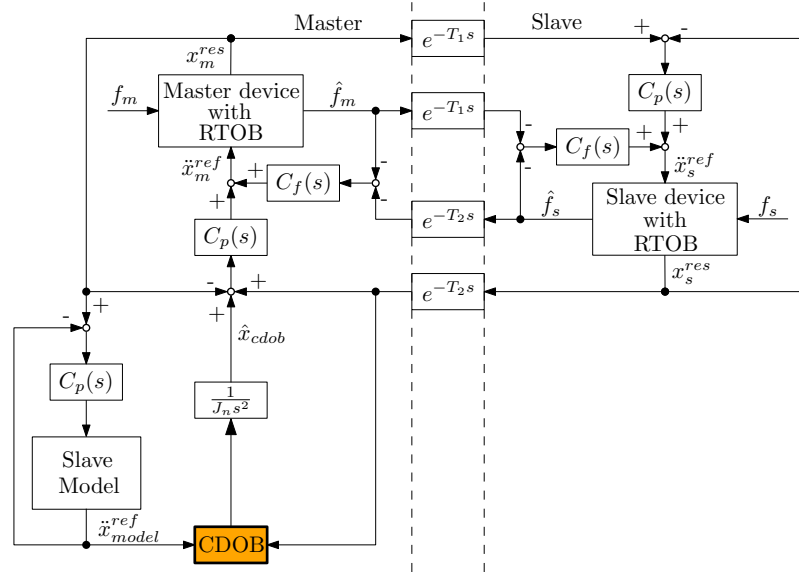


Figura 6.24: Schema del sistema di teleoperazione a quattro canali con RTOB e CDOB. [90]

6.5.3 Schema di controllo a quattro canali con compensazione dei ritardi e SCV

Per garantire sia una buona operazionabilità e riproducibilità, è stato implementato un Scaling Down Compensation Value (SDCV) per il CDOB quando il sistema è in contatto con l'ambiente (paziente). Di conseguenza il fattore di scalatura α dipende dalla coppia di reazione stimata del dispositivo slave $\hat{f}_s$ [Nm] con la seguente funzione

$$\alpha(\hat{f}_s) = \begin{cases} 1 & 0 \leq |\hat{f}_s| \leq f_1 \\ -\frac{1}{f_2-f_1}\hat{f}_s + \frac{f_2}{f_2-f_1} & f_1 < |\hat{f}_s| < f_2 \\ 0 & f_2 \leq |\hat{f}_s| \end{cases} \quad (6.69)$$

Il valore di f_1 è il più alto valore di attrito nel dispositivo slave in moto libero, mentre il valore di f_2 è determinato dall'impedenza dell'ambiente, cioè in questo caso dalle condizioni del singolo paziente.

Il nuovo controllo bilaterale con l'implementazione del SDCV è riportato in Figura 6.25.

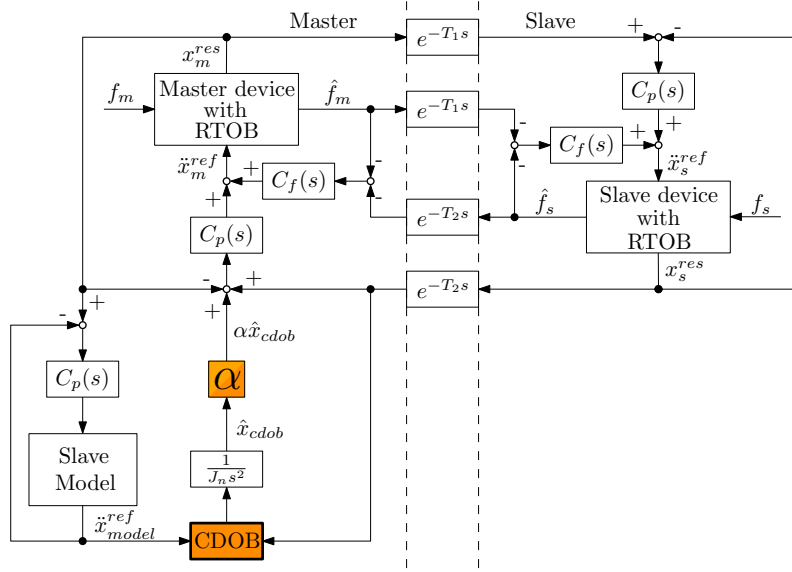


Figura 6.25: Schema del sistema di teleoperazione a quattro canali con RTOB, CDOB e SDCV. [90]

6.5.4 Test e risultati sperimentali con ritardi elevati

I test sperimentali svolti sono stati eseguiti dopo la corretta taratura dei nuovi parametri introdotti. I valori di tali parametri sono riportati in Tabella 6.4.

Tabella 6.4: Valori dei parametri di CDOB, RTOB (g_{net} è la frequenza di taglio del RTOB) e SDCV. t è il tempo di campionamento.

Par.	Unità	Valori
T	ms	100
g_{dis}	rad/s	1000
g_{net}	rad/s	1000
f_1	Nm	0.35
f_2	Nm	0.75
t	ms	1

I test svolti sono test di free motion, di contatto e di flesso-estensione come quelli nella sezione 6.4, mettendo a confronto lo schema di teleoperazione con e

senza SDCV. La Figura 6.26 riporta i risultati sperimentali in moto libero. Si può osservare un buon inseguimento tra master e slave anche in presenza di fenomeni di attrito e di ritardo di rete nella linea di comunicazione, dimostrando l'efficacia del CDOB. La compensazione dell'attrito ovviamente sarebbe un fattore chiave

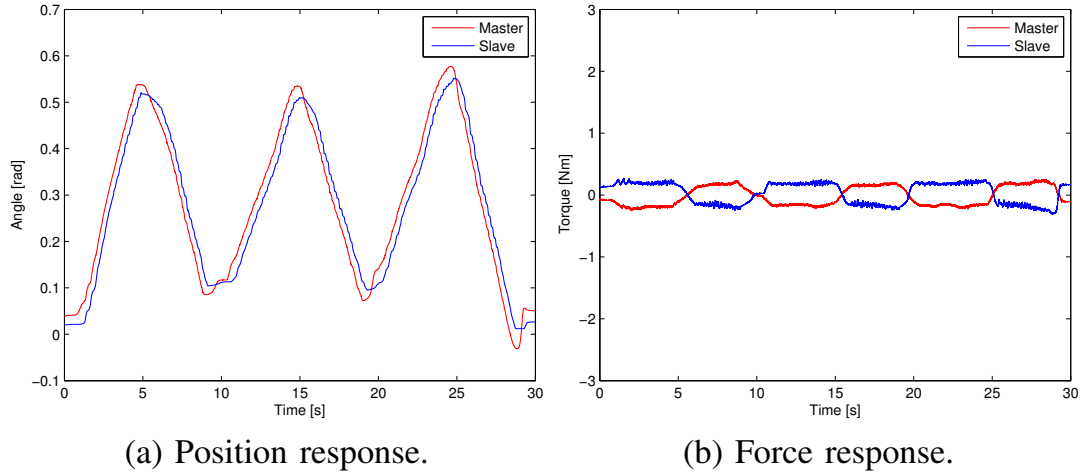


Figura 6.26: Posizione e forza in free motion. [90]

nella teleoperazione per migliorare l'esperienza aptica, ma in questo contesto non è stata implementata a causa della difficoltà di cancellare l'attrito altamente non lineare dovuto al contatto dei cavi dell'ortesi all'interno delle guaine. Ciò conduce a fenomeni di isteresi che possono essere visibili nelle Figure 6.27 e 6.28 durante prove di flesso-estensione, analogamente ai risultati presentati nella sezione 6.4.

In Figura 6.29 e 6.30 vengono mostrati i tracciati di master e slave con i due diversi schemi di controllo mentre il terapeuta prova ad estendere la mano del paziente che resiste, analogamente in Figura 6.31 e 6.32 viene mostrata la flessione. L'implementazione del SDCV migliora la performance dell'interazione bilaterale, soprattutto il feedback aptico al lato master. Infatti comparando le figure, si vede come la trasparenza sia notevolmente aumentata, essendo la riproduzione di forza fedele da entrambi i lati del sistema solo con il SDCV. L'impedenza è una versione scalata dell'altra ma questo a causa della diversa azione degli operatori.

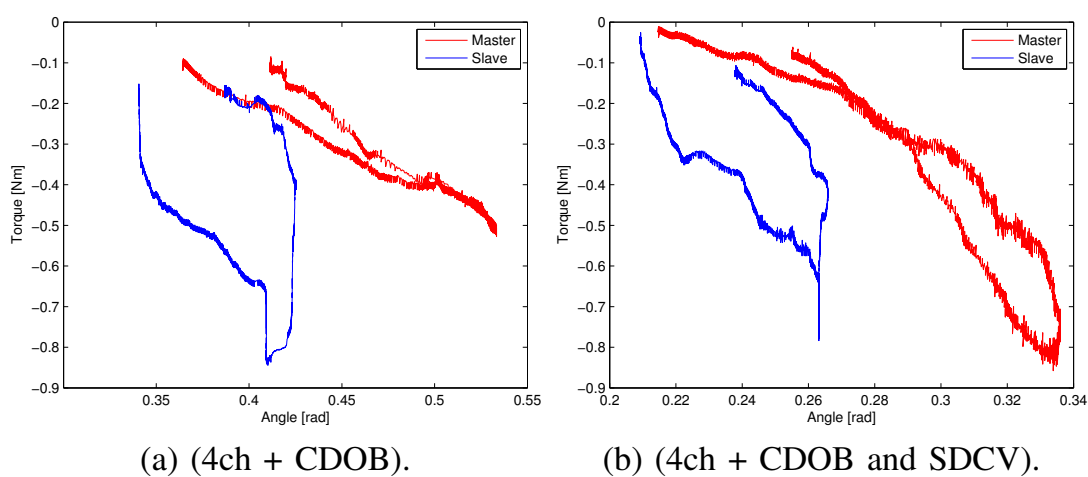


Figura 6.27: Il terapeuta prova a flettere la mano del paziente con i due diversi schemi di controllo. [90]

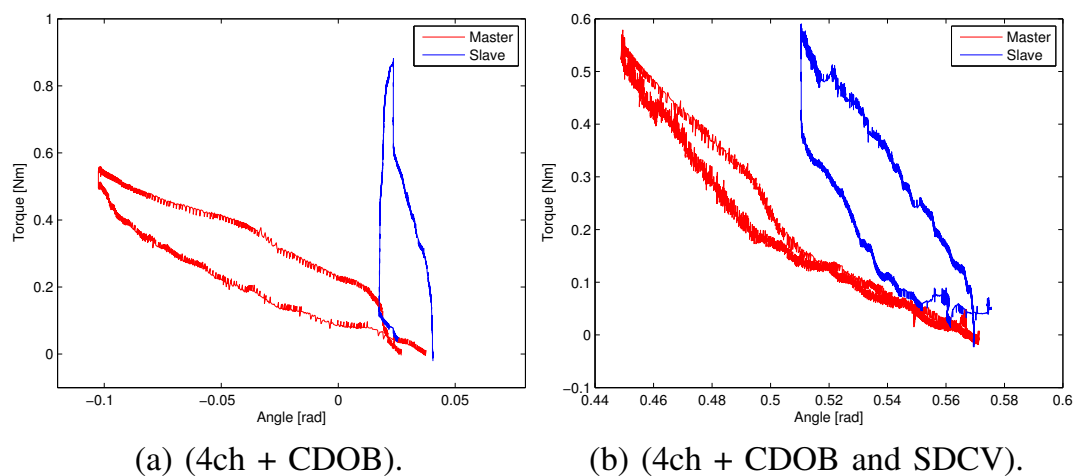


Figura 6.28: Il terapeuta prova ad estendere la mano del paziente con i due diversi schemi di controllo. [90]

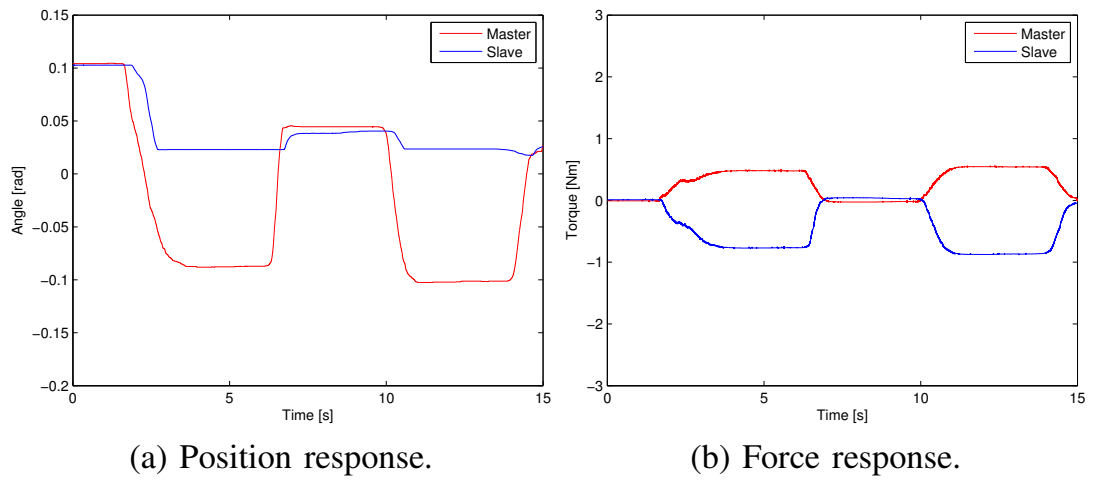


Figura 6.29: Posizione e forza mentre il terapeuta prova ad estendere la mano del paziente con lo schema di controllo senza SDCV. [90]

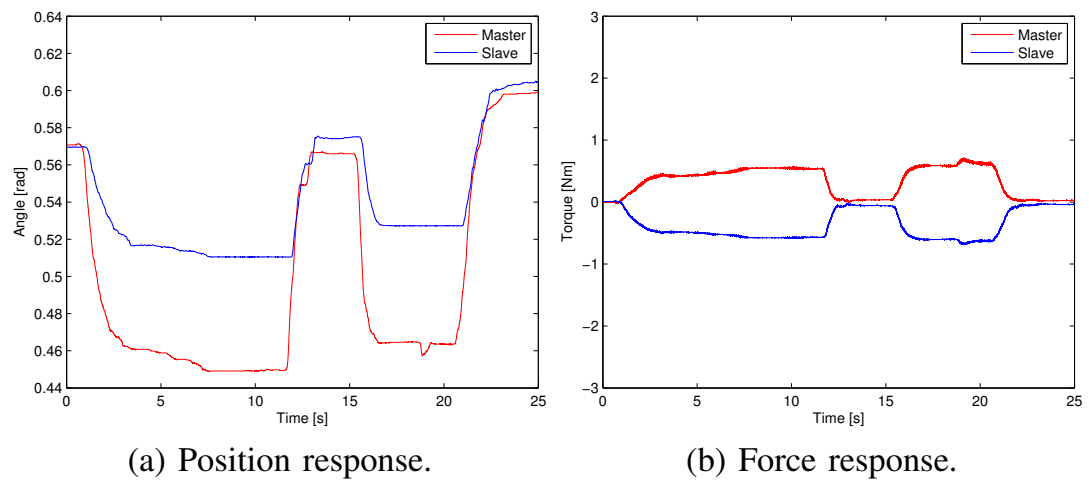


Figura 6.30: Posizione e forza mentre il terapeuta prova ad estendere la mano del paziente con lo schema di controllo con SDCV. [90]

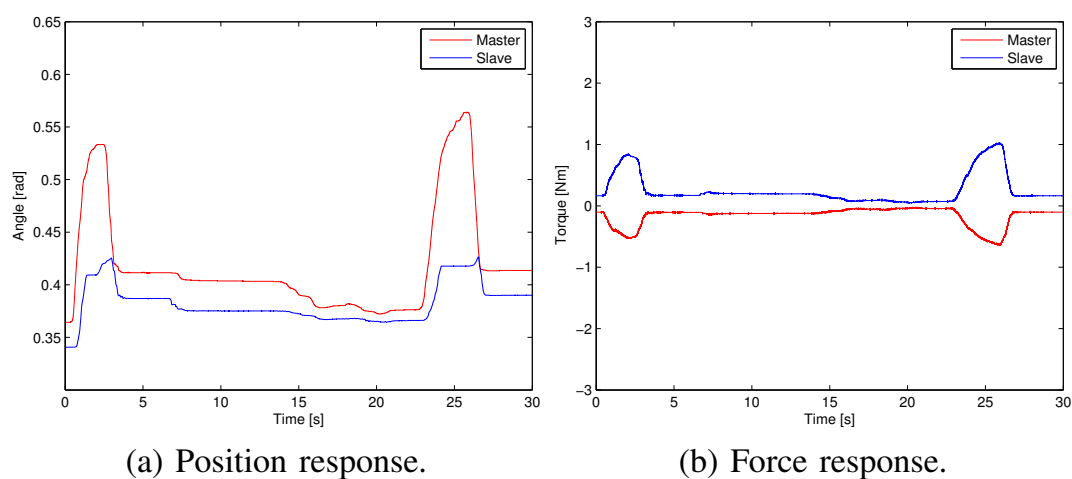


Figura 6.31: Posizione e forza mentre il terapeuta prova a flettere la mano del paziente con lo schema di controllo senza SDCV. [90]

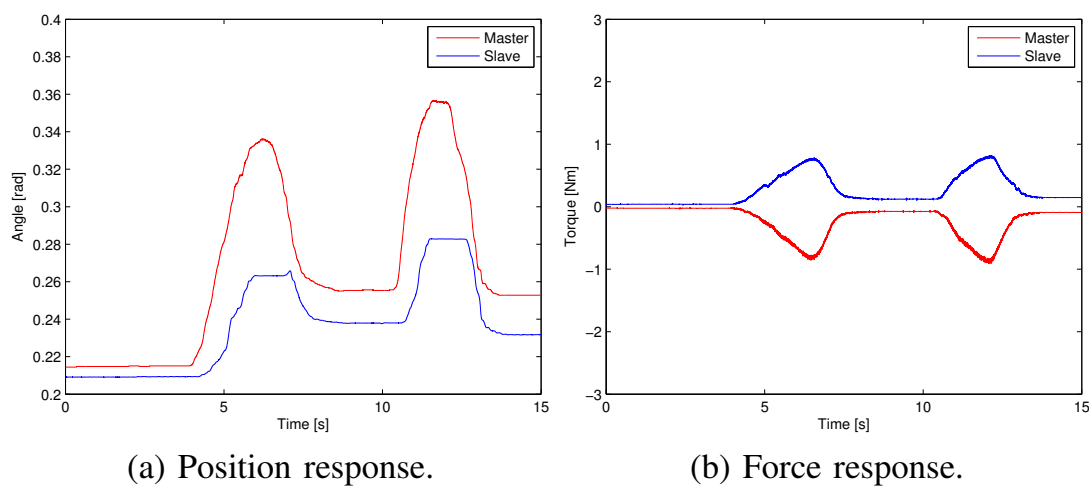


Figura 6.32: Posizione e forza mentre il terapeuta prova a flettere la mano del paziente con lo schema di controllo con SDCV. [90]

Parte III

Progetto di nuova ortesi motorizzata

Capitolo 7

Sintesi cinematica del meccanismo della mano

7.1 Specifiche funzionali

Il prototipo preesistente di ortesi motorizzata, descritta dettagliatamente in 6.1.2, possiede dei problemi sostanziali principalmente funzionali e meccanici che si sono poi messi in evidenza durante i test di televalutazione (6.4 e 6.5.4). I principali problemi funzionali sono:

- range di movimentazione delle dita ridotto rispetto al massimo possibile di un soggetto sano (3.2.4, 3.2.3), inoltre i cavi e la struttura tendono a ridurlo ulteriormente;
- movimento della mano affaticante a causa di una rotazione attorno ad un'unico asse per le articolazioni metacarpo-falangee ma soprattutto parallelo all'asse di flesso-estensione del polso (Figura 3.12 in 3.2.1), compensabile parzialmente adducendo il polso;
- movimento di flesso-estensione poco naturale a causa della limitazione della flesso-estensione sinergica del polso (3.1.4) causata dalla struttura.

Per superare tali problematiche e aggiungere nuove funzionalità all'ortesi, si è deciso di progettare una nuova ortesi motorizzata mantenendo alcune caratteri-

stiche della precedente e aggiungendone altre. Le specifiche di progetto funzionali sono individuabili nei seguenti punti:

- nuovo meccanismo funzionale ad 1 g.d.l. attivo per la flessione-estensione delle falangi prossimali e medie;
- accorgimenti funzionali per rendere più naturali i movimenti di flessione-estensione di tutte le falangi coordinate assieme;
- nuovo meccanismo funzionale ad 1 g.d.l. passivo che permetta la flessione-estensione (per lo più sinergica) del polso;

7.2 Definizione del tipo di meccanismo

Lo studio funzionale e successivamente meccanico del prototipo di nuova ortesi è focalizzato sulla movimentazione delle 4 dita lunghe della mano, la riabilitazione del pollice è stata solo considerata per un concept design e verrà rimandata ad un'evoluzione successiva del prototipo.

Il capitolo 4 descrive prima di tutto cosa sia un'ortesi e la normativa ad essa connessa per poi presentare diversi esempi presenti nello stato dell'arte attuale. Molti autori concordano sul fatto che dispositivi per la mano complessi e multi-gradi di libertà, come la maggior parte risulta essere come rivela la ricerca riportata in 4.4, non sono necessari per la riabilitazione di gravi e moderati attacchi ischemici o emorragici. Per esempio, il modulo mano del Gentle-G (4.4.4) include un attuatore per il pollice e due per le quattro dita, l'Howard (4.4.15) ha un attuatore per il pollice, uno per le quattro dita e una per il polso, l'IntelArm (4.4.8) con un solo grado di libertà per tutte le dita. Altri sistemi robotici utilizzano maggiori gradi di libertà, uno per ogni dito, ma mantengono semplicità ed immediatezza nei meccanismi come l'Artromot®-F (4.4.16) o l'Amadeo® (4.4.18).

Si è scelto di mantenere lo stesso principio di semplicità anche in questo progetto di ortesi. Per questa ragione nel nuovo prototipo di ortesi si è mantenuto lo stesso tipo di meccanismo dell'ortesi precedente, riconducibile ad un quadrilatero articolato (6.1.2), in quanto considerato comunque efficace per una riabilitazione

ad 1 g.d.l. Il meccanismo per la flessione-estensione delle falangi muove le prime due falangi di angoli prefissati e 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.

Per il meccanismo del polso, pensato invece da zero perché non presente nel prototipo preesistente, si è optato per ridurre al minimo la complessità e permettere la riabilitazione attiva¹ delle dita mantenendo costante l'angolo di flessione-estensione passiva del polso. Queste esigenze hanno portato ad un meccanismo molto semplice che può essere ricondotta ad un altro quadrilatero articolato.

La Figura 7.1 mostra lo schema cinematico sottoforma di poligono vettoriale del meccanismo complessivo, evidenziando i due quadrilateri.

Il meccanismo delle falangi è composto dal quadrilatero $ABCD$ che contiene la prima falange $\mathbf{z}_2$, l'attacco $\mathbf{z}_8$ e la leva motrice $\mathbf{z}_6$ ($\mathbf{z}_7$ 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 $OBCO_pO$ (supponendo la mano bloccata in una certa configurazione), dove la leva $\mathbf{z}_{11}$ è il membro motore mentre $\mathbf{z}_9$ quello legato alla configurazione della mano. In particolare poi $\mathbf{z}_1$ rappresenta la mano e O_p l'articolazione del polso.

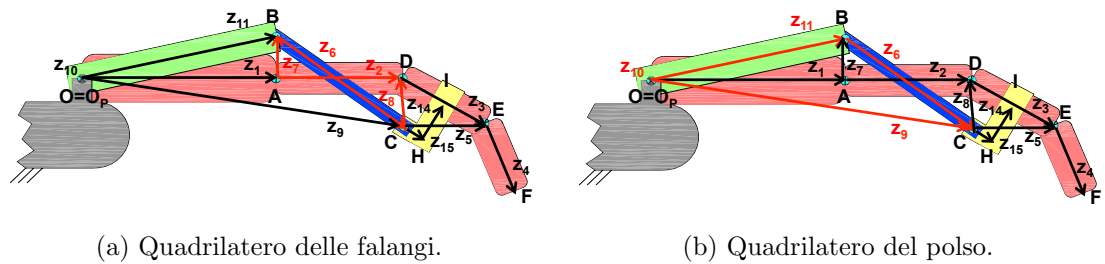


Figura 7.1: Schema cinematico (schematizzazione laterale) del meccanismo complessivo (nero) con evidenziato in rosso il quadrilatero articolato rispettivamente delle falangi e del polso.

¹“Attiva” nel senso di attuata e “passiva” nel senso di non attuata. Il significato è usato in modo contrario qui a quello inteso in riabilitazione.

7.3 Metodo dei punti di precisione con diadi canoniche

Per la sintesi analitica a punti di precisione si è impiegato il metodo delle diadi canoniche, le cui basi e nomenclatura vengono qui illustrate per rendere più chiara la trattazione successiva.

La maggior parte dei meccanismi piani può essere pensata come combinazione di coppie di vettori chiamate “diadi”. Nella sintesi sono individuate delle diadi diverse da quelle utilizzate per l’analisi, in quanto in quest’ultima le diadi servono per suddividere il meccanismo in membri motore e condotti (appunto diadi) mentre qui sono intese come suddivisioni geometriche utili a semplificare la determinazione dei membri non noti. Il metodo consiste quindi nel suddividere un meccanismo in diadi, applicare le condizioni di passaggio in determinati punti di precisione a ciascuna diade, ottenendo così un procedimento parzialmente “standardizzato” ed infine applicare condizioni di chiusura dell’intero meccanismo per ricavare i membri mancanti. Si utilizza la rappresentazione complessa per i vettori rotanti.

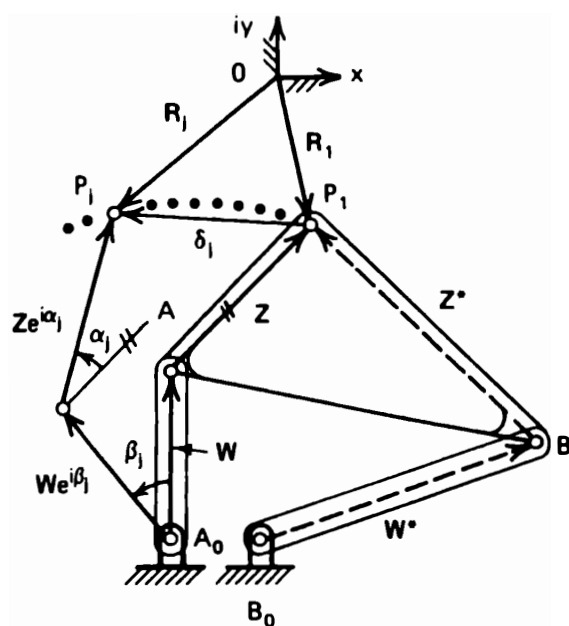


Figura 7.2: Esempio di quadrilatero scomposto in due diadi canoniche. [100]

Un esempio classico di meccanismo è il quadrilatero articolato. In Figura 7.2 viene mostrato un quadrilatero diviso in due diadi: la prima in linea continua data da $\mathbf{W}$, $\mathbf{Z}$ e la seconda in linea tratteggiata da $\mathbf{W}^*$, $\mathbf{Z}^*$. A queste si aggiunge il membro telaio $\mathbf{A}_0\mathbf{B}_0$.

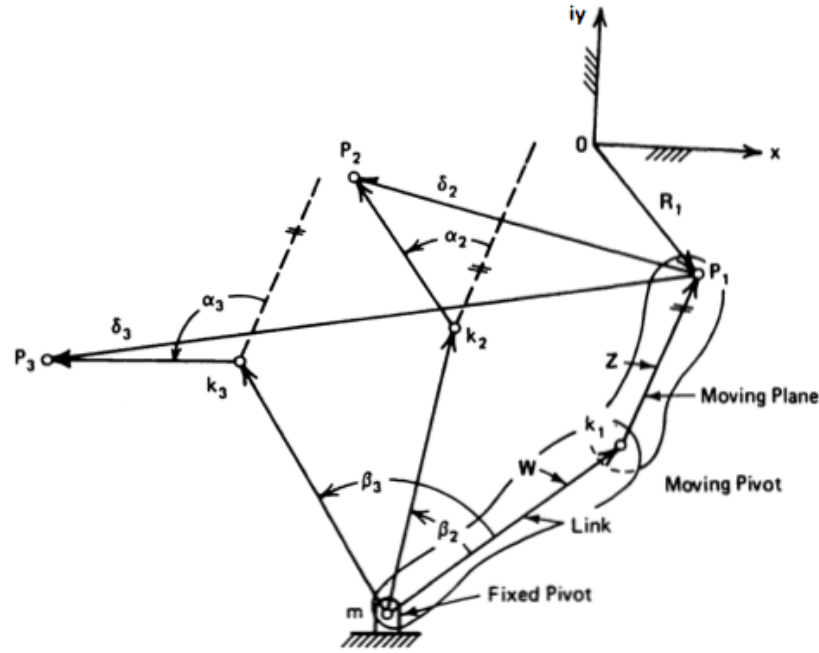


Figura 7.3: Diade canonica o in forma standard e nomenclatura. [100]

Si analizzi una singola diade (Figura 7.3) e si supponga di prescrivere dei punti di passaggio P_1, P_j ($j > 1$) imponendo i vettori delle posizioni del punto terminale $\mathbf{R}_1, \mathbf{R}_j$ (rispetto ad un generico sistema di riferimento), gli angoli di rotazione β_1, β_j del vettore $\mathbf{W}$ rispetto alla prima posizione chiamata configurazione iniziale e gli angoli di rotazione α_1, α_j del vettore $\mathbf{Z}$ sempre rispetto alla posizione iniziale. Per trovare la posizione iniziale dei vettori della diade e le lunghezze, si può applicare una condizione di chiusura per ogni punto prescritto chiudendo un poligono costituito in senso orario dai vettori $\mathbf{W}e^{i\beta_j}, \mathbf{Z}e^{i\alpha_j}, \mathbf{R}_j, \mathbf{R}_1, \mathbf{Z}$ e $\mathbf{W}$:

$$\mathbf{W}e^{i\beta_j} + \mathbf{Z}e^{i\alpha_j} - \mathbf{R}_j + \mathbf{R}_1 - \mathbf{Z} - \mathbf{W} = 0 \quad (7.1)$$

che si può riscrivere come [100]:

$$\mathbf{W}(e^{i\beta_j} - 1) + \mathbf{Z}(e^{i\alpha_j} - 1) = \delta_j \quad j = 2, \dots, N \quad (7.2)$$

con $\delta_j = \mathbf{R}_j - \mathbf{R}_1$ vettore dello spostamento dalla posizione iniziale. L'Equazione 7.2 è l'equazione di una *diade in forma standard o canonica* ed è così chiamata se sono prescritti o noti δ_j e β_j e/o α_j . Questa condizione è coerente con le tipologie di problemi che tipicamente la sintesi cinematica deve risolvere che sono [112]:

1. generazione di funzioni, nel quale si richiede che il moto del membro condotto sia una funzione di quello motore;
2. generazione di traiettorie, nel quale si richiede che un punto prefissato di un membro passi per determinati punti prefissati in generale con tempo prescritto;
3. generazione di moto o guida di un corpo rigido nel quale si chiede che un corpo rigido compia un determinato movimento, cioè passi per determinati punti e con prefissate orientazioni.

Con riferimento alla Figura 7.1, in entrambi i casi il meccanismo ha come scopo quello di muovere un corpo rigido, nel caso delle falangi l'attacco solidale ad esse, nel caso del polso tutta la mano e la parte del meccanismo solidale collegata, ricadendo nel problema 3) del “motion generation”.

7.4 Sintesi cinematica del meccanismo delle falangi

Per poter attuare con un solo g.d.l. tutte e quattro le dita lunghe della mano si devono porre alcune ipotesi semplificative relativamente al movimento. L'ipotesi prese in considerazione sono le seguenti:

- si considera il movimento di pura flessione-estensione;
- si suppone il moto delle dita come una rotazione su un piano antero-posteriore della mano;
- si limita il movimento alle prime due falangi che sono le più importanti e mobili ad es. per la presa di oggetti;

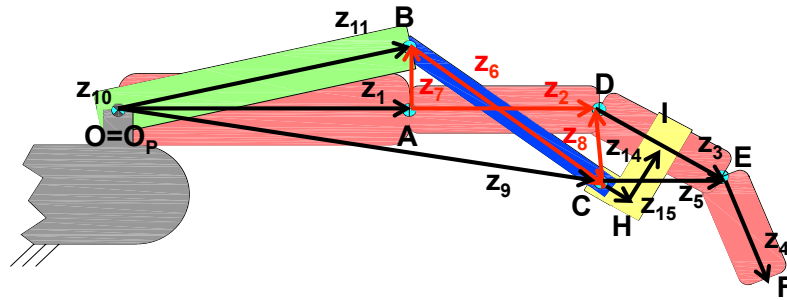


Figura 7.4: Schema cinematico del meccanismo complessivo (nero) con evidenziato in rosso il quadrilatero articolato per la movimentazione delle falangi. I membri z_{12} e z_{13} , assenti, sono rispettivamente la componente normale del vettore z_8 e quella parallela di $-z_8$ sul vettore z_3 .

- si prende a riferimento un dito medio di una mano media;
- si considera il palmo della mano come riferimento in modo che il movimento di flessione-estensione possa essere eseguito nello stesso modo per ogni posizione del polso.

Per ridurre i problemi dell'ortesi precedente, soprattutto legati al fatto che le dita tendono a convergere verso l'eminanza thenar, cioè hanno assi di rotazione inclinati diversamente (3.2.1), si è pensato, come si vedrà successivamente nello sviluppo 3D del meccanismo, di aprire un grado di libertà non controllato per permettere alle dita/polso una leggera adduzione. Inoltre è stato simulato anche il comportamento del meccanismo sviluppato in 3D applicandolo a più di una falange per meglio comprenderne possibili evoluzioni.

Anche l'aspetto invece della variabilità dei pazienti e quindi delle mani è stato affrontato successivamente.

Considerando la Figura 7.4, il meccanismo complessivo delle falangi che deve essere sintetizzato è 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.

Per un conteggio rapido delle equazioni a disposizione conviene considerare per ogni punto compresa quella di partenza la condizione vettoriale (2 equazioni scalari) di chiusura di ogni maglia chiusa. Essendo 2 le maglie si hanno perciò 4 equazioni scalari per ogni punto. I dati geometrici noti riguardano invece solamente le falangi medie delle dita quindi le lunghezze dei vettori $\mathbf{z}_2$ e $\mathbf{z}_3$. Il numero dei membri totali, come detto, è 6 che si traduce in $6 - 2 = 4$ lunghezze incognite. Gli angoli incogniti sarebbero invece 6 per la prima posizione e 5 (6 meno il telaio $\mathbf{z}_7$) per quelle successive. In totale quindi si ottiene

$$5 + 5 \times N \quad \text{Incognite scalari} \quad (7.3)$$

$$4 \times N \quad \text{Equazioni scalari} \quad (7.4)$$

dove N è il numero di posizioni compresa quella iniziale.

Se si considera il movimento di rotazione delle falangi un dato in ingresso, cioè si impongono gli angoli di rotazioni per ogni posizione compresa quella iniziale allora si hanno 2 angoli per ogni posizione e il conteggio totale diventa

$$5 + 3 \times N \quad \text{Incognite scalari} \quad (7.5)$$

$$4 \times N \quad \text{Equazioni scalari} \quad (7.6)$$

La maglia *CEDC* in realtà è nota applicando l'equazione di chiusura solo nella posizione iniziale in quanto si sono supposte le lunghezze dei membri fisse, ciò significa che tutti i suoi membri ruotano rispetto alla prima posizione della stessa quantità. Si ottiene quindi infine:

$$7 + 1 \times N \quad \text{Incognite scalari} \quad (7.7)$$

$$2 + 2 \times N \quad \text{Equazioni scalari} \quad (7.8)$$

In termini di diadi canoniche, si è già visto come un quadrilatero sia scomponibile in due diadi standard. Allora, con riferimento alla Figura 7.2, assegnare le lunghezze delle falangi e i rispettivi angoli significa prescrivere la diade di destra per tutte le posizioni, cioè $\mathbf{W}^*$, $\mathbf{Z}^*$, β_j^* , α_j^* , con ovvia corrispondenza tra il meccanismo in figura e quello qui trattato. Queste prescrizioni dimostrano di essere coerenti con il caso della guida di un corpo rigido, come si era accennato all'inizio del capitolo, perché si stanno definendo di fatto gli spostamenti δ_j e gli angoli

$\alpha_j = \alpha_j^*$. In aggiunta in questo caso si forniscono altre informazioni che riducono di fatto il problema alla seguente procedura:

1. risoluzione di una singola diade canonica, cioè quella di sinistra che corrisponde al tratto BCE per trovare $\mathbf{W}$, $\mathbf{Z}$, β_j ;
2. applicazione dell'equazione di chiusura alla maglia $CEDC$ ad es. nella posizione iniziale per determinare $\mathbf{AB}$;
3. applicazione dell'equazione di chiusura all'intero quadrilatero $ABCD$ ad es. nella posizione iniziale per trovare il membro telaio $\mathbf{A_0B_0}$.

Si fa notare che non stati considerati in queste valutazioni i link $\mathbf{z_{14}}$ e $\mathbf{z_{15}}$. Essi sono stati disegnati per rappresentare fisicamente l'attacco che sta ad una certa distanza dalla seconda falange data dal punto C (z_{14}) e per scelta arbitraria tale da arrivare a metà lunghezza della seconda falange (z_{15}). Questi due vettori sono di immediata determinazione nota la posizione della seconda falange, che si è scelto essere un dato in ingresso, e il punto C , che è calcolato dalla risoluzione della diade $\mathbf{W}$, $\mathbf{Z}$.

La Tabella 7.1 riepiloga quanto detto.

Tabella 7.1: Numero di soluzioni per il meccanismo delle falangi in funzione del numero di punti di precisione.

N. pos.	N. eq. scalari	N. incognite scalari	N. param. arbitrari	N. Sol.
2	6	9 ($\mathbf{z_7}$, $\mathbf{z_6}$, $\mathbf{z_5}$, $\mathbf{z_8}$, β_2)	$9 - 6 = 3$	∞^3
3	8	10 (come sopra, β_3)	$10 - 8 = 2$	∞^2
4	10	11 (come sopra, β_4)	$11 - 10 = 1$	∞^1
5	12	12 (come sopra, β_5)	$12 - 12 = 0$	Finito

7.4.1 Sintesi a tre punti di precisione di tipo “ground-pivot specification”

Come riportato nella Tabella 7.1, con 3 punti di precisione ci sono 2 parametri liberi. Una possibilità potrebbe essere definire arbitrariamente gli angoli del membro motore rispetto alla posizione iniziale, cioè i β_j con $j = 2, 3$. Si otterrebbe in questo modo un sistema lineare.

Per vincolare meno il meccanismo da sintetizzare, l'opzione migliore in questo caso è tuttavia quella di scegliere arbitrariamente il membro telaio $\mathbf{z}_7$. La Tabella 7.2 riporta dati, parametri arbitrari e incognite per la sintesi a 3 punti.

Tabella 7.2: Dati, parametri liberi e incognite nella sintesi a 3 punti di tipo “ground-pivot specification”. z_k , φ_k sono i moduli e gli angoli dei vettori $\mathbf{z}_k$.

Dati noti (8)	Param. arbitrari (2)	Incognite (8)
Lunghezze falangi z_2, z_3	Telaio z_7, φ_7	Lunghezze mecc. z_6, z_5, z_8
Ang. assoluti falangi iniziali φ_2, φ_3		Ang. assoluti mecc. iniziali $\varphi_6, \varphi_5, \varphi_8$
Ang. relativi falangi $\beta_2^*, \beta_3^*, \alpha_2, \alpha_3$		Ang. relativi mecc. β_2, β_3

Con riferimento alla Figura 7.5, questa scelta di fatto si traduce nel poter utilizzare l'equazione di chiusura del quadrilatero per calcolare il vettore $\mathbf{R}_1$, il quale definisce la posizione iniziale della diade canonica incognita rispetto alla propria coppia rotoidale a telaio (“ground pivot”). Le equazioni di sintesi per la diade possono quindi essere riscritte come

$$\mathbf{W} + \mathbf{Z} = \mathbf{R}_1 \quad (7.9)$$

$$\mathbf{W}e^{i\beta_2} + \mathbf{Z}e^{i\alpha_2} = \mathbf{R}_2 \quad (7.10)$$

$$\mathbf{W}e^{i\beta_3} + \mathbf{Z}e^{i\alpha_3} = \mathbf{R}_3 \quad (7.11)$$

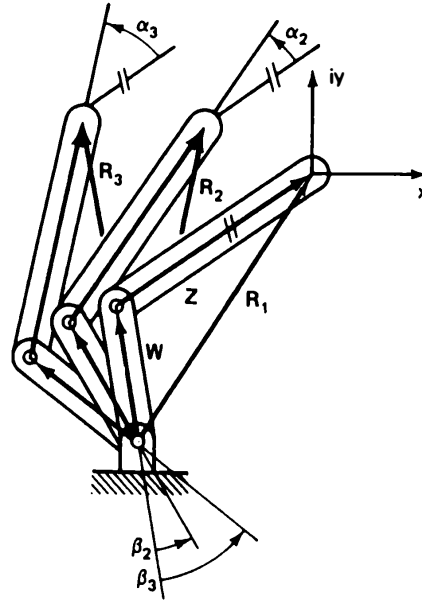


Figura 7.5: Metodo “ground-pivot specification” applicato ad una diade.

che corrispondono a

$$\mathbf{z}_6 + \mathbf{z}_5 = -\mathbf{z}_7 + \mathbf{z}_2 + \mathbf{z}_3 \quad (7.12)$$

$$\mathbf{z}_6 e^{i\beta_2} + \mathbf{z}_5 e^{i\alpha_2} = -\mathbf{z}_7 + \mathbf{z}_2 e^{i\beta_2^*} + \mathbf{z}_3 e^{i\alpha_2} \quad (7.13)$$

$$\mathbf{z}_6 e^{i\beta_3} + \mathbf{z}_5 e^{i\alpha_3} = -\mathbf{z}_7 + \mathbf{z}_2 e^{i\beta_3^*} + \mathbf{z}_3 e^{i\alpha_3} \quad (7.14)$$

Si tratta di un sistema complesso non lineare nelle incognite $\mathbf{z}_6$, $\mathbf{z}_5$ e β_j ($j = 2, 3$).

Se si immagina però di considerare il sistema come un sistema lineare non omogeneo a 3 equazioni complesse nelle 2 incognite $\mathbf{z}_6$, $\mathbf{z}_5$, allora per il teorema di Rouché-Capelli il sistema ha soluzione per $\mathbf{z}_6$, $\mathbf{z}_5$ solo se il determinante della matrice completa del sistema ha lo stesso rango della matrice incompleta e cioè quindi se il determinante della matrice completa è identicamente zero:

$$\begin{vmatrix} 1 & 1 & \mathbf{R}_1 \\ e^{i\beta_2} & e^{i\alpha_2} & \mathbf{R}_2 \\ e^{i\beta_3} & e^{i\alpha_3} & \mathbf{R}_3 \end{vmatrix} = 0 \quad (7.15)$$

L'equazione rappresenta un'equazione complessa nelle 2 incognite β_2 , β_3 . Poiché esse sono nelle prima colonna, espandendo il determinante rispetto a tale colonna

si ottiene l'equazione esplicita:

$$(\mathbf{R}_3 e^{i\alpha_2} - \mathbf{R}_2 e^{i\alpha_3}) + e^{i\beta_2} (\mathbf{R}_1 e^{i\alpha_3} - \mathbf{R}_3) + e^{i\beta_3} (\mathbf{R}_2 - \mathbf{R}_1 e^{i\alpha_2}) = 0 \quad (7.16)$$

che si può riscrivere come [100]

$$\mathbf{D}_1 + \mathbf{D}_2 e^{i\beta_2} + \mathbf{D}_3 e^{i\beta_3} = 0 \quad (7.17)$$

e rappresenta un'equazione trascendentale nelle 2 incognite β_2, β_3 , dove

$$\mathbf{D}_1 = \mathbf{R}_3 e^{i\alpha_2} - \mathbf{R}_2 e^{i\alpha_3} \quad (7.18)$$

$$\mathbf{D}_2 = \mathbf{R}_1 e^{i\alpha_3} - \mathbf{R}_3 \quad (7.19)$$

$$\mathbf{D}_3 = \mathbf{R}_2 - \mathbf{R}_1 e^{i\alpha_2} \quad (7.20)$$

sono noti e calcolabili dai dati assegnati.

L'Equazione 7.17, chiamata “equazione di compatibilità”, si può interpretare come un'equazione di chiusura di una diade in forma complessa formata dal vettore $\mathbf{D}_1$, dal vettore $\mathbf{D}_2$ ruotato di β_2 e dal vettore $\mathbf{D}_3$ ruotato di β_3 (rotazioni rispetto alla posizione iniziale). La diade da risolvere è analogamente chiamata *meccanismo di compatibilità*. La Figura 7.6 mostra l'interpretazione geometrica. Dal disegno si può notare come ci siano due coppie di soluzioni per il triangolo: β_2, β_3 e $\tilde{\beta}_2, \tilde{\beta}_3$. Tuttavia un set di soluzioni sarà sicuramente triviale e dall'Equazione 7.17 la soluzione triviale è $\beta_2 = \alpha_2, \beta_3 = \alpha_3$.

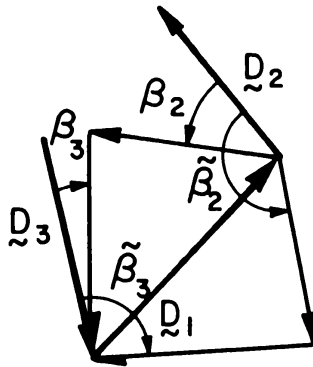


Figura 7.6: Meccanismo di compatibilità della sintesi a 3 punti di precisione. [100]

Si può risolvere la catena chiusa in modo analitico (geometrico) oppure tramite metodo numerico. Per brevità è stato implementato il secondo, definendo come

valori iniziali per i β_j due volte gli angoli delle soluzioni triviali e incrementando fino a trovare la soluzione con l'algoritmo di risoluzione di sistemi non lineari di MatLab (fsolve).

Una volta trovata la soluzione non banale per i β_j , si possono sostituire i valori all'interno delle Equazioni 7.13, 7.14 che rendono il sistema da 7.12 a 7.14 compatibile. Il sistema

$$\begin{bmatrix} e^{i\beta_2} & e^{i\alpha_2} \\ e^{i\beta_3} & e^{i\alpha_3} \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \mathbf{z}_6 \\ \mathbf{z}_5 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{R}_2 \\ \mathbf{R}_3 \end{Bmatrix} \quad (7.21)$$

è un sistema lineare per cui invertendo la matrice o con la regola di Cramer si ottengono i due vettori $\mathbf{z}_6$ e $\mathbf{z}_5$, il cui modulo e fase forniscono rispettivamente il modulo e l'angolo dei vettori cercati.

Applicando ora l'equazione di chiusura della maglia *CEDC* si calcola il vettore $\mathbf{z}_8$ che risulta:

$$\mathbf{z}_8 = \mathbf{z}_5 - \mathbf{z}_3 \quad (7.22)$$

I vettori rimasti, ossia $\mathbf{z}_{14}$, $\mathbf{z}_{12}$ e $\mathbf{z}_{15}$, $\mathbf{z}_{13}$, si calcolano considerando la loro definizione iniziale. Perciò il modulo di $\mathbf{z}_{13}$ è dato dalla proiezione di $\mathbf{z}_8$ su $\mathbf{z}_3$ mentre il verso è misurato a partire dal punto D , cioè

$$\mathbf{z}_{13} = -\frac{\mathbf{z}_8 \cdot \mathbf{z}_3}{|\mathbf{z}_3|} e^{i\varphi_3} \quad (7.23)$$

mentre $\mathbf{z}_{12}$, $\mathbf{z}_{14}$ si calcolano da somma di vettori così

$$\mathbf{z}_{12} = \mathbf{z}_{14} = \mathbf{z}_8 + \mathbf{z}_{13} \quad (7.24)$$

Infine $\mathbf{z}_{15}$ è il vettore che parallelo a $\mathbf{z}_3$ va da C a metà della seconda falange, quindi

$$\mathbf{z}_{15} = \frac{1}{2}\mathbf{z}_3 - \mathbf{z}_{13} \quad (7.25)$$

7.4.2 Sintesi a quattro punti di precisione

Come riportato nella Tabella 7.1, con 4 punti di precisione rimane solamente 1 parametro libero, mantenendo le stesse assegnazione (dati noti). La sintesi a 4 punti di precisione è stata in questo caso studiata e implementata con lo scopo

di tracciare le *curve di Burmester* e verificare la sintesi a 5 punti con il metodo della sintesi ridotta a 4 punti di cui successivamente.

Con riferimento ad una diade canonica, le curve di Burmester sono i luoghi dei punti della coppia rotoidale a telaio (ground pivot o center point m) e i corrispondenti luoghi dei punti della coppia rotoidale mobile (moving pivot o circle point k) formanti ∞^1 possibili diadi. Burmester ha dimostrato che in una sintesi a 4 punti, considerando come parametro libero l'angolo β_2 e variandolo tra $0 \div 2\pi$ (purché siano rispettate le condizioni di compatibilità), si ottengono per ogni valore di β_2 2 set di coppie di Burmester (Burmester Point Pairs, BPPs), ognuna costituita da un circle point k e un center point m . Una rappresentazione sul piano $x - y$ di questi punti per ogni valore di β_2 forma appunto le curve di Burmester.

Tabella 7.3: Dati, parametri liberi e incognite nella sintesi a 4 punti. z_k , φ_k sono i moduli e gli angoli dei vettori $\mathbf{z}_k$.

Dati noti (10)	Param. arbitrari (1)	Incognite (10)
Lunghezze falangi z_2, z_3	Ang. relativo mecc. β_2	Lunghezze mecc. z_6, z_5, z_8, z_7
Ang. assoluti falangi iniziali φ_2, φ_3		Ang. assoluti mecc. iniziali $\varphi_6, \varphi_5, \varphi_8, \varphi_7$
Ang. relativi falangi $\beta_2^*, \beta_3^*, \beta_4^*, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4$		Ang. relativi mecc. β_3, β_4

Si supponga allora di prendere come parametro arbitrario l'angolo β_2 (Tabella 7.3). Utilizzando l'Equazione 7.2 per la risoluzione della diade canonica BCE e applicandolo per ogni punto di precisione oltre alla posizione iniziale, in questo caso 3, si ottiene il sistema seguente:

$$\begin{bmatrix} e^{i\beta_2} - 1 & e^{i\alpha_2} - 1 \\ e^{i\beta_3} - 1 & e^{i\alpha_3} - 1 \\ e^{i\beta_4} - 1 & e^{i\alpha_4} - 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \mathbf{z}_6 \\ \mathbf{z}_5 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \delta_2 \\ \delta_3 \\ \delta_4 \end{Bmatrix} \quad (7.26)$$

che è un sistema non lineare complesso e non omogeneo nelle incognite β_3, β_4 oltre a $\mathbf{z}_6, \mathbf{z}_5$.

Se si suppone il sistema lineare nelle incognite complesse $\mathbf{z}_6, \mathbf{z}_5$, come già successo per la sintesi a 3 punti, per il teorema di Roché-Capelli il rango della matrice completa del sistema deve essere 2, cioè un'equazione deve dimostrarsi una combinazione lineare dipendente delle altre 2. Da ciò ne deriva la condizione di compatibilità:

$$\begin{vmatrix} e^{i\beta_2} - 1 & e^{i\alpha_2} - 1 & \delta_2 \\ e^{i\beta_3} - 1 & e^{i\alpha_3} - 1 & \delta_3 \\ e^{i\beta_4} - 1 & e^{i\alpha_4} - 1 & \delta_4 \end{vmatrix} = 0 \quad (7.27)$$

L'equazione è un'equazione complessa (contenente quindi due equazioni scalari) e può essere risolta per trovare le due incognite scalari β_3, β_4 .

Osservando che le 2 incognite appaiono solo nella prima colonna, espandendo il determinante rispetto ad essa si può scrivere [100]:

$$\Delta_2 e^{i\beta_2} + \Delta_3 e^{i\beta_3} + \Delta_4 e^{i\beta_4} + \Delta_1 = 0 \quad (7.28)$$

dove

$$\Delta_1 = -\Delta_2 - \Delta_3 - \Delta_4 \quad (7.29)$$

e Δ_j con $j = 2, 3, 4$ sono i cofattori degli elementi della prima colonna:

$$\Delta_2 = \begin{vmatrix} e^{i\alpha_3} - 1 & \delta_3 \\ e^{i\alpha_4} - 1 & \delta_4 \end{vmatrix} \quad (7.30)$$

$$\Delta_3 = \begin{vmatrix} e^{i\alpha_2} - 1 & \delta_2 \\ e^{i\alpha_4} - 1 & \delta_4 \end{vmatrix} \quad (7.31)$$

$$\Delta_4 = \begin{vmatrix} e^{i\alpha_2} - 1 & \delta_2 \\ e^{i\alpha_3} - 1 & \delta_3 \end{vmatrix} \quad (7.32)$$

I Δ_j sono noti in quanto contenenti solo dati noti di input. Gli angoli incogniti tuttavia sono gli esponenti di esponenziali perciò si tratta di un'equazione trascendente.

Per semplificarne la risoluzione si può interpretare l'Equazione 7.28, analogamente alla 7.17, come l'equazione di chiusura di un meccanismo di vettori i

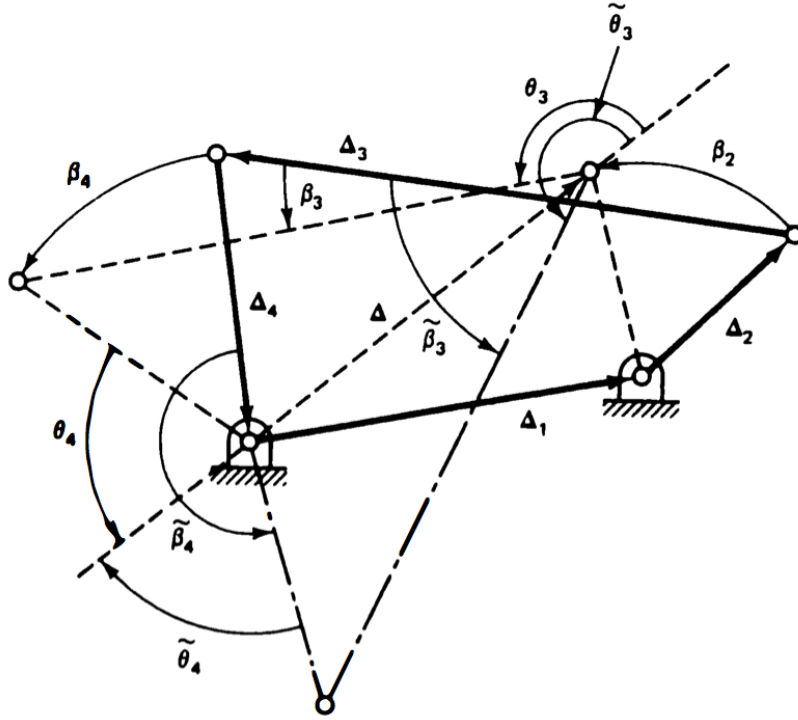


Figura 7.7: Meccanismo di compatibilità della sintesi a 4 punti di precisione. In linea continua è mostrata la posizione iniziale; in linea tratteggiata quella dovuta alle rotazioni. [100]

cofattori ruotati di un certo angolo dalla loro posizione iniziale. Si tratta in questo caso di un quadrilatero di compatibilità, mostrato in Figura 7.7, che in quanto tale presenta due configurazioni quindi due coppie di soluzioni.

Prima di risolvere il meccanismo è necessario controllare se il meccanismo è di mobilità (rotazione della manovella) illimitata o meno. Considerando Δ_2 il membro motore, se una delle seguenti 2 condizioni non è verificata si tratterà allora di quadrilatero a mobilità limitata e perciò non potrà essere assegnato qualsiasi valore arbitrario per β_2 :

$$\Delta_2 + \Delta_1 \leq \Delta_3 + \Delta_4 \quad (7.33)$$

$$|\Delta_2 - \Delta_1| \geq |\Delta_4 - \Delta_3| \quad (7.34)$$

A seconda di quale condizione non sarà soddisfatta e se una o entrambe, si avrà un range limitato di rotazione per la manovella che si definisce interno, esterno o misto.

In modo da individuare tutte le possibili soluzioni si è optato in questo caso per una soluzione analitica. La soluzione analitica [100] parte dalla seguente semplificazione di notazione:

$$\Delta_3 e^{i\beta_3} + \Delta_4 e^{i\beta_4} = -\Delta \quad \text{dove } -\Delta = -\Delta_1 - \Delta_2 e^{i\beta_2} \quad (7.35)$$

per separare in due diadi cinematiche il quadrilatero e per riunire due termini che sono noti se si assegna un valore di β_2 . Con riferimento alla Figura 7.7, si può applicare il teorema di Carnot al triangolo di vettori Δ_4 , Δ_3 , Δ per determinare il coseno dell'angolo ϑ_3 :

$$\cos \vartheta_3 = \frac{\Delta_4^2 - \Delta_3^2 - \Delta^2}{2\Delta_3\Delta} \quad (7.36)$$

dove ϑ_3 è l'angolo relativo del vettore di modulo Δ_3 ruotato di β_3 rispetto all'angolo del vettore Δ_4 . Il seno di conseguenza vale

$$\sin \vartheta_3 = \sqrt{1 - \cos^2 \vartheta_3} \quad (7.37)$$

dove si prende il segno positivo per le scelte effettuate ($0 \leq \vartheta_3 \leq \pi$), da cui

$$\vartheta_3 = \text{atan2}(\sin \vartheta_3, \cos \vartheta_3) \quad (7.38)$$

Da un'analisi degli angoli, si può quindi calcolare il primo angolo incognito come

$$\beta_3 = \angle \Delta + \vartheta_3 - \angle \Delta_3 \quad (7.39)$$

Analogamente si potrebbe procedere considerando la configurazione opposta del meccanismo che porta a determinare un angolo $\tilde{\vartheta}_3$, che in modo più rapido riferendosi al ϑ_3 già trovato, vale

$$\tilde{\vartheta}_3 = 2\pi - \vartheta_3 \quad (7.40)$$

e di conseguenza si trova la seconda soluzione $\tilde{\beta}_3$:

$$\tilde{\beta}_3 = \angle \Delta + \tilde{\vartheta}_3 - \angle \Delta_3 \quad (7.41)$$

La seconda soluzione è determinata applicando il teorema di Carnot allo stesso triangolo ma questa volta per determinare il coseno dell'angolo ϑ_4 :

$$\cos \vartheta_4 = \frac{\Delta_3^2 - \Delta_4^2 - \Delta^2}{2\Delta_4\Delta} \quad (7.42)$$

In modo del tutto equivalente agli angoli del vettore 3, si trovano le due soluzioni dell'ultima incognita:

$$\beta_4 = \angle \Delta - \vartheta_4 - \angle \Delta_4 \quad (7.43)$$

$$\tilde{\beta}_4 = \angle \Delta + \vartheta_4 - \angle \Delta_4 \quad (7.44)$$

dove questa volta vale $\tilde{\vartheta}_4 = -\vartheta_4$ con $0 \leq \vartheta_4 \leq \pi$.

Una volta calcolati i 2 angoli incogniti con le 2 massime possibili soluzioni, per trovare al più le 2 diade corrispondenti, è sufficiente sostituire i valori all'interno di 2 delle 3 equazioni in forma standard del sistema 7.52. Il sistema è lineare ed è dato ad es. da:

$$\begin{bmatrix} e^{i\beta_2} - 1 & e^{i\alpha_2} - 1 \\ e^{i\beta_3} - 1 & e^{i\alpha_3} - 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \mathbf{z}_6 \\ \mathbf{z}_5 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \delta_2 \\ \delta_3 \end{Bmatrix} \quad (7.45)$$

risolvibile con il metodo di Cramer o invertendo la matrice.

Per i vettori rimanenti che completano l'intero meccanismo delle falangi si può procedere applicando le Equazioni 7.22, 7.23, 7.24, 7.25. In questo caso rimane però anche il membro telaio da calcolare sfruttando l'unica equazione non ancora utilizzata, cioè l'equazione di chiusura del quadrilatero delle falangi $ABCD$, ottenendo

$$\mathbf{z}_7 = \mathbf{z}_2 - \mathbf{z}_8 - \mathbf{z}_6 \quad (7.46)$$

Come detto all'inizio, l'intento dell'implementazione di questo metodo è però quello di tracciare le curve di Burmester (es. in Figura 7.8). Dalla definizione ne deriva che, trovati i vettori delle 2 diadi possibili soluzioni per ogni valore di β_2 compatibile con i limiti di mobilità del quadrilatero di compatibilità, circle point e center point sono dati da

$$\mathbf{k} = \mathbf{R}_1 - \mathbf{z}_5 \quad (7.47)$$

$$\mathbf{m} = \mathbf{k} - \mathbf{z}_6 \quad (7.48)$$

dove se il sistema di riferimento si suppone centrato in A

$$\mathbf{R}_1 = \mathbf{z}_2 + \mathbf{z}_3 = \mathbf{z}_7 + \mathbf{z}_6 + \mathbf{z}_5 \quad (7.49)$$

Si può dimostrare che le curve di Burmester sono delle curve cubiche. In matematica le curve piane cubiche sono curve piane definite dalla funzione

$$F(x, y, z) = 0 \quad (7.50)$$

contenente una combinazione lineare non nulla di monomi del terzo ordine che sono i seguenti 10

$$x^3 \quad y^3 \quad z^3 \quad x^2y \quad x^2z \quad y^2x \quad y^2z \quad z^2x \quad z^2y \quad xyz \quad (7.51)$$

Si dimostra che i due diversi tratti di curve legate rispettivamente alle soluzioni β_3, β_4 e $\tilde{\beta}_3, \tilde{\beta}_4$ si incontrano se la mobilità della manovella del meccanismo è illimitata (completa rotazione di β_2).

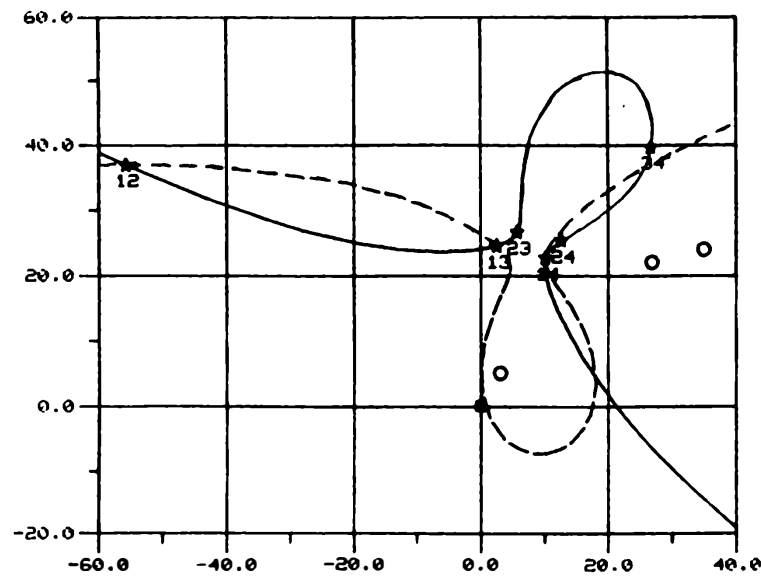


Figura 7.8: Esempio di curve di Burmester, In linea continua la center-point curve; in linea tratteggiata la circle-point curve.. [100]

In questo caso le curve sono state impiegate per verificare graficamente la sintesi a 5 punti (vedi sintesi a 5 punti), ma la sintesi a 4 punti può essere impiegata anche per una sintesi diretta del meccanismo se si impone una condizione aggiuntiva. Ad es. se è vero che ci sono ∞^1 meccanismi che possono passare per 4 punti prescritti, non è altrettanto vero che questo succeda sempre, per ogni meccanismo, nell'ordine dei punti desiderato. Affinché ciò succeda è necessaria una

condizione sulle BPP. Ancora, ogni meccanismo ha in genere caratteristiche diverse come ad. es. ridotto angolo di trasmissione o posizioni delle coppie rotoidali non desiderate. Esistono allora alcune tecniche per controllare ad es. l'angolo di trasmissione. In conclusione la sintesi a 4 punti può essere sfruttata dal punto di vista grafico con le curve di Burmester e, impiegando una condizione aggiuntiva, per trovare il meccanismo con il miglior compromesso. [100]

7.4.3 Sintesi a cinque punti di precisione

Anche se la Tabella 7.1 riporta che non ci sono parametri liberi per la sintesi a cinque punti,, il numero delle equazioni reali e il numero delle incognite reali è uguale, ciò indica che le equazioni possono essere risolte. La Tabella 7.4 riporta dati, parametri arbitrari e incognite per la sintesi a 5 punti.

Tabella 7.4: Dati, parametri liberi e incognite nella sintesi a 5 punti. z_k , φ_k sono i moduli e gli angoli dei vettori $\mathbf{z}_k$.

Dati noti (12)	Param. arbitrari (0)	Incognite (12)
Lunghezze falangi z_2, z_3	/	Lunghezze mecc. z_6, z_5, z_8, z_7
Ang. assoluti falangi iniziali φ_2, φ_3		Ang. assoluti mecc. iniziali $\varphi_6, \varphi_5, \varphi_8, \varphi_7$
Ang. relativi falangi $\beta_2^*, \beta_3^*, \beta_4^*, \beta_5^*, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5$		Ang. relativi mecc. $\beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5$

Utilizzando l'Equazione 7.2 per la risoluzione della diade canonica BCE e applicandolo per ogni punto di precisione oltre alla posizione iniziale, in questo caso 4, si ottiene il sistema seguente:

$$\begin{bmatrix} e^{i\beta_2} - 1 & e^{i\alpha_2} - 1 \\ e^{i\beta_3} - 1 & e^{i\alpha_3} - 1 \\ e^{i\beta_4} - 1 & e^{i\alpha_4} - 1 \\ e^{i\beta_5} - 1 & e^{i\alpha_5} - 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \mathbf{z}_6 \\ \mathbf{z}_5 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \delta_2 \\ \delta_3 \\ \delta_4 \\ \delta_5 \end{Bmatrix} \quad (7.52)$$

che è un sistema non lineare complesso e non omogeneo nelle incognite $\beta_3, \beta_4, \beta_5$ oltre a $\mathbf{z}_6, \mathbf{z}_5$.

Se si suppone il sistema lineare nelle incognite complesse $\mathbf{z}_6, \mathbf{z}_5$, come già successo per la sintesi a tre e quattro punti, per il teorema di Roché-Capelli il rango della matrice completa del sistema deve essere 2. Essendo 4 le equazioni del sistema, in questo caso ci sono 2 equazioni di compatibilità che devono essere soddisfatte contemporaneamente per 5 punti di precisione:

$$\begin{vmatrix} e^{i\beta_2} - 1 & e^{i\alpha_2} - 1 & \delta_2 \\ e^{i\beta_3} - 1 & e^{i\alpha_3} - 1 & \delta_3 \\ e^{i\beta_4} - 1 & e^{i\alpha_4} - 1 & \delta_4 \end{vmatrix} = 0 \quad (7.53)$$

$$\begin{vmatrix} e^{i\beta_2} - 1 & e^{i\alpha_2} - 1 & \delta_2 \\ e^{i\beta_3} - 1 & e^{i\alpha_3} - 1 & \delta_3 \\ e^{i\beta_5} - 1 & e^{i\alpha_5} - 1 & \delta_5 \end{vmatrix} = 0 \quad (7.54)$$

Poiché la seconda e terza colonna di ognuno dei determinanti contiene solo dati noti, allora ancora una volta le sole incognite reali sono i β_j con $j = 2, 3, 4, 5$ della prima colonna.

Osservando le due equazioni si nota che la prima è la stessa del caso a 4 punti che è possibile ridurre all'Equazione 7.28, quindi procedendo con l'espansione anche del secondo determinante rispetto alla prima colonna e con raccoglimenti analoghi, si può scrivere

$$\Delta_2 e^{i\beta_2} + \Delta_3 e^{i\beta_3} + \Delta_4 e^{i\beta_4} + \Delta_1 = 0 \quad (7.55)$$

$$\Delta_2' e^{i\beta_2} + \Delta_3' e^{i\beta_3} + \Delta_4 e^{i\beta_5} + \Delta_1' = 0 \quad (7.56)$$

dove i cofattori Δ_j ($j = 1, 2, 3, 4$) sono gli stessi definiti dall'Equazione 7.29 all'Equazione 7.32 mentre Δ_j' ($j = 1, 2, 3$) sono definiti nello stesso modo eccetto che al pedice $_4$ si deve sostituire il $_5$:

$$\Delta_1' = -\Delta_2' - \Delta_3' - \Delta_4 \quad (7.57)$$

$$\Delta_2' = \begin{vmatrix} e^{i\alpha_3} - 1 & \delta_3 \\ e^{i\alpha_4} - 1 & \delta_4 \end{vmatrix} \quad (7.58)$$

$$\Delta_3' = \begin{vmatrix} e^{i\alpha_2} - 1 & \delta_2 \\ e^{i\alpha_4} - 1 & \delta_4 \end{vmatrix} \quad (7.59)$$

Il problema rispetto alla sintesi a quattro punti è che ogni equazione singola in questa forma ha 3 incognite oltre ad essere ancora trascendenti. Se però si riuscisse a isolare l'angolo ad es. β_2 , si potrebbe procedere a risolvere un quadrilatero di compatibilità come quello in Figura 7.28, o meglio in questo caso 2 quadrilateri di compatibilità.

Si possono eliminare β_4 e β_5 come segue [100]. Si scrivano i complessi coniugati delle Equazioni 7.55, 7.56:

$$\bar{\Delta}_2 e^{-i\beta_2} + \bar{\Delta}_3 e^{-i\beta_3} + \bar{\Delta}_4 e^{-i\beta_4} + \bar{\Delta}_1 = 0 \quad (7.60)$$

$$\bar{\Delta}_2' e^{-i\beta_2} + \bar{\Delta}_3' e^{-i\beta_3} + \bar{\Delta}_4 e^{-i\beta_5} + \bar{\Delta}_1' = 0 \quad (7.61)$$

Moltiplicando ora l'Equazione 7.55 con 7.60 si ottiene

$$\Delta_4 \bar{\Delta}_4 = \Delta_1 \bar{\Delta}_1 - \Delta_1 \bar{\Delta}_2 e^{-i\beta_2} - \Delta_1 \bar{\Delta}_3 e^{-i\beta_3} - \Delta_2 \bar{\Delta}_1 e^{-i\beta_2} + \quad (7.62)$$

$$+ \Delta_2 \bar{\Delta}_2 + \Delta_2 \bar{\Delta}_3 e^{i\beta_2} e^{-i\beta_3} - \Delta_3 \bar{\Delta}_1 e^{i\beta_3} + \Delta_3 \bar{\Delta}_2 e^{i\beta_3} e^{-i\beta_2} + \quad (7.63)$$

$$+ \Delta_3 \bar{\Delta}_3 \quad (7.64)$$

che in forma più compatta diventa

$$\mathbf{C}_1 e^{i\beta_3} + \mathbf{d}_1 + \bar{\mathbf{C}}_1 e^{-i\beta_3} = 0 \quad (7.65)$$

con

$$\mathbf{C}_1 = \Delta_3 (-\bar{\Delta}_1 + \bar{\Delta}_2 e^{-i\beta_2}) \quad (7.66)$$

$$\mathbf{d}_1 = -\Delta_2 \bar{\Delta}_1 e^{i\beta_2} - \Delta_1 \bar{\Delta}_2 e^{-i\beta_2} - \Delta_4 \bar{\Delta}_4 + \sum_{j=1}^3 \Delta_j \bar{\Delta}_j \quad (7.67)$$

Similmente, moltiplicando l'Equazione 7.55 con 7.60 si avrà

$$\mathbf{C}_2 e^{i\beta_3} + \mathbf{d}_2 + \bar{\mathbf{C}}_2 e^{-i\beta_3} = 0 \quad (7.68)$$

con ovvio significato dei termini. Le Equazioni 7.65, 7.68 sono omogenee non lineari in $e^{i\beta_2}$ e $e^{i\beta_3}$ e contengono le loro potenze di ordine 1, 0 e -1.

Il passo successivo è eliminare le potenze contenenti β_3 . Ciò è possibile sfruttando il metodo di eliminazione dialitico di Sylvester. Si moltiplicano le Equazioni 7.65, 7.68 per $e^{i\beta_3}$ per creare 2 equazioni addizionali:

$$\mathbf{C}_1 e^{i2\beta_3} + \mathbf{d}_1 e^{i\beta_3} + \bar{\mathbf{C}}_1 = 0 \quad (7.69)$$

$$\mathbf{C}_2 e^{i2\beta_3} + \mathbf{d}_2 e^{i\beta_3} + \bar{\mathbf{C}}_2 = 0 \quad (7.70)$$

Considerando i termini $e^{i2\beta_3}$, $e^{i\beta_3}$, $e^{i0\beta_3}$, $e^{i(-1)\beta_3}$ come incognite separate, le Equazioni 7.65, 7.68, 7.69, 7.70 costituiscono un sistema lineare in 8 equazioni scalari e 4 incognite. Questo significa che il determinante della matrice dei coefficienti (il sistema è omogeneo) deve essere nullo. Il determinante di “eliminazione” è

$$\begin{vmatrix} 0 & \mathbf{C}_1 & \mathbf{d}_1 & \bar{\mathbf{C}}_1 \\ 0 & \mathbf{C}_2 & \mathbf{d}_2 & \bar{\mathbf{C}}_2 \\ \mathbf{C}_1 & \mathbf{d}_1 & \bar{\mathbf{C}}_1 & 0 \\ \mathbf{C}_2 & \mathbf{d}_2 & \bar{\mathbf{C}}_2 & 0 \end{vmatrix} = 0 \quad (7.71)$$

Il determinante, come si può notare, non contiene più termini in β_3 , quindi si tratta di un’equazione nella sola incognita β_2 .

Espandendo il determinante, è evidente che l’equazione si può trattare come equazione polinomiale in $e^{i\beta_2}$ del tipo

$$\sum_{m=-3}^3 \mathbf{a}_m e^{im\beta_2} = 0 \quad (7.72)$$

dove gli $\mathbf{a}_m$ sono tutte funzioni delle quantità prescritte δ_j e α_j ($j = 2, 3, 4, 5$). Si può verificare che per la struttura del determinante, utilizzando k con $k = 1, 2, 3$, in luogo di m , $\mathbf{a}_k$ e $\mathbf{a}_{-k}$ sono tra loro complessi coniugati e $\mathbf{a}_0 = a_0$ è invece reale. Allora l’espansione del determinante è reale perché la parte immaginaria si elide. Considerando perciò solo la parte reale, essa può scriversi nella forma:

$$\sum_{m=0}^3 [p_m \cos(m\beta_2) + q_m \sin(m\beta_2)] = 0 \quad (7.73)$$

dove p_m e q_m sono coefficienti reali. Tramite le formule trigonometriche, l’equazione può essere trasformata in una forma contenente potenze di seni e coseni di β_2 fino al terzo grado. Ulteriori uguaglianze riducono l’equazione in un’equazione polinomiale del 6° grado in un’unica variabile $\tau = \tan(\beta_2/2)$ avente la forma seguente:

$$\sum_{n=0}^6 A_n \tau^n = 0 \quad (7.74)$$

Una radice triviale è $\beta_2 = 0$, cioè $\tau = 0$, quindi il grado si riduce a 5:

$$\tau^5 + a_4 \tau^4 + a_3 \tau^3 + a_2 \tau^2 + a_1 \tau + a_0 = 0 \quad (7.75)$$

Dall'analisi dei determinanti (Equazioni 7.53, 7.54) si evince che un'altra soluzione triviale è quando $\beta_j = \alpha_j$ ($j = 2, 3, 4, 5$) cioè

$$\tau_0 = \frac{1 - \cos \alpha_2}{\sin \alpha_2} \quad (7.76)$$

che può essere utilizzata per controllare la bontà dell'algoritmo di soluzione. Dividendo l'equazione per il fattore di questa soluzione ($\tau - \tan(\alpha_2/2)$) si ottiene un'equazione quartica definitiva in τ :

$$\tau^4 + \lambda_3 \tau^3 + \lambda_2 \tau^2 + \lambda_1 \tau + \lambda_0 = 0 \quad (7.77)$$

I coefficienti dell'equazione si possono trovare in Appendice del Capitolo 3 del riferimento bibliografico [100].

L'equazione può avere 0, 2 o 4 radici reali. Per calcolare le soluzioni β_2 dalle radici reali di τ , si può usare la seguente espressione:

$$\beta_2 = \angle (1 - \tau_u^2 + i2\tau_u) \quad u = 1, 2 \quad \vee \quad u = 1, 2, 3, 4 \quad (7.78)$$

Trovate le soluzioni per β_2 si procede nella risoluzione dei 2 quadrilateri di compatibilità definiti da 7.55, 7.56, con l'ausilio delle Equazioni da 7.33 a 7.44, applicate in questo caso 2 volte, cioè una per ogni quadrilatero. Le soluzioni per β_3 , β_4 , β_5 da tenere saranno ovviamente solo quelle che risultano contemporaneamente soluzione per entrambi i meccanismo di compatibilità.

A questo punto, sostituendo i valori degli angoli trovati all'interno di 2 equazioni del sistema iniziale 7.52, come in 7.45, si trovano i vettori incogniti $\mathbf{z}_6$, $\mathbf{z}_5$ del quadrilatero delle falangi.

L'ultima parte consiste nel trovare tutti i vettori rimasti del meccanismo delle falangi, a questo scopo si applicano le Equazioni 7.22, 7.23, 7.24, 7.25, 7.46.

Sintesi ridotta a quattro punti

Si vuole far notare come il numero massimo di radici reali per l'angolo β_2 sia 4. Dai calcoli per la risoluzione dei meccanismi di compatibilità, tuttavia, si determinano 2 soluzioni di β_4 , β_5 e ben 4 di β_3 (2 in generale diverse per ogni meccanismo di compatibilità), per ogni valore di β_2 . In realtà si può dimostrare

che esistono solo al massimo 4 diadi, cioè 1 per ogni radice reale di β_2 , che passano contemporaneamente per tutti e cinque i punti prescritti.

Si potrebbe infatti pensare di tracciare le curve di Burmester con le metodologie riportate in 7.4.2, per le prime 4 posizioni prescritte. Si potrebbe ripetere però l'operazione con le 3 prime posizioni in aggiunta alla 5°. Se queste curve si intersecano, esiste allora una soluzione comune e una BPP o diade che passa contemporaneamente per tutti i 5 punti scelti. Le curve, come spiegato in 7.4.2, sono delle cubiche, ciò significa che ci possono essere un massimo di 9 intersezioni. Si può dimostrare che 2 di queste sono immaginarie intersezioni ad infinito e altre 3 non sono utilizzabili in quanto poli. Ne deriva quindi un numero massimo di 4 intersezioni reali utilizzabili e, siccome devono andare in coppia, si possono avere solo 0, 2 o 4 soluzioni per ogni cinquina di punti di precisione prescritti, come anticipato in precedenza. Successivamente verranno mostrati degli esempi.

7.4.4 Sintesi analitico-iterativa

La sintesi analitico-iterativa è anche chiamata sintesi dimensionale con tecniche di ottimizzazione. Il procedimento ha come scopo quello di calcolare le dimensioni e relativi angoli incogniti di un meccanismo minimizzando iterativamente una funzione errore.

A differenza del metodo a punti di precisione, in questo caso non è conveniente considerare il quadrilatero come somma di due diadi canoniche da sintetizzare. Conviene invece considerare il minor numero possibile di variabili incognite per ottimizzare la funzione di ottimizzazione. Di fatto allora le variabili, come si può osservare in Figura 7.4, sono le incognite del meccanismo $ABCD$ con in aggiunta un'altro termine legato alla diade solidale alla seconda falange $CDEC$, in questo caso per praticità l'angolo $\varphi_{3,8}$ compreso tra i vettori $\mathbf{z}_3$ e $\mathbf{z}_8$ che deve rimanere costante durante il movimento. La Tabella 7.5 riporta dati e incognite per la sintesi analitico-iterativa. Una volta trovati perciò tali parametri tramite ottimizzazione si potrà passare a calcolare gli altri membri rimasti tramite somme vettoriali.

Il procedimento iterativo, applicato al caso del meccanismo delle falangi, consiste nei seguenti punti:

Tabella 7.5: Dati, parametri liberi e incognite nella sintesi analitico-iterativa. z_k , φ_k sono i moduli e gli angoli dei vettori $\mathbf{z}_k$.

Dati noti	Par. incogniti fissi	Par. incogniti var.
Lunghezze falangi z_2, z_3	Lunghezze e ang. mecc. $z_6, z_8, z_7, \varphi_7, \varphi_{3,8} (z_5)$	Ang. assoluti mecc. $\varphi_6(\varphi_2), \varphi_8(\varphi_2) (\varphi_5(\varphi_2))$
Ang. assoluti falangi $\varphi_2, \varphi_3^*(\varphi_2)$		

1. Si immagina prima di tutto di voler costruire il quadrilatero articolato $ABCD$ con un membro solidale alla seconda falange, in grado di generare un determinato moto in corrispondenza di un organo del meccanismo. L'organo del meccanismo qui considerato è proprio la seconda falange $\mathbf{z}_3$ che ruota rispetto alla prima. L'obiettivo è quello di trovare il quadrilatero che meglio approssima una curva $\varphi_3^*(\varphi_2)$ fornita come input. Essendo la seconda falange non contenuta direttamente nel quadrilatero, si aggiunge come incognita l'angolo $\varphi_{3,8}$ compreso tra i vettori $\mathbf{z}_3$ e $\mathbf{z}_8$.
2. Si fornisce in input non uno o più punti ma una funzione, tipicamente tracciata tramite l'uso di spline interpolanti i punti indicati su di un grafico. La funzione in ingresso è $\varphi_3^*(\varphi_2)$.
3. Si forniscono i valori di primo tentativo delle variabili incognite che devono rimanere fisse durante il moto (parametri incogniti fissi), quindi le lunghezze dei link, l'angolo del telaio e l'angolo dell'attacco (Tabella 7.5) .
4. Si inseriscono dei limiti (min, max) per tali parametri.
5. Con una funzione che implementa opportuni algoritmi di ricerca come quella di MatLab denominata "fmincon" si esegue la k-esima iterazione che fornisce nuovi valori dei parametri incogniti fissi.
6. Con i nuovi parametri incogniti fissi, si applica una condizione tale da permettere di calcolare nuovi valori di $\varphi_3(\varphi_2)$ per verificare successivamente

la bontà della nuova soluzione. In questo caso si tratta dell'equazione di chiusura:

- si esegue l'analisi cinematica del meccanismo con l'angolo φ_2 come coordinata libera (si veda 7.7);
- si ottengono quindi i valori di φ_6, φ_8 ;
- si calcolano valori aggiornati di φ_3 utilizzando φ_8 e $\varphi_{3,8}$.

7. Si calcola una funzione indice precedentemente definita per confrontare l'esito dell'iterazione con quella precedente in modo da minimizzare tale indice. In questo caso la funzione indice è espressa come segue:

$$I = \sum_{i=1}^n (\varphi_{3,i}(\varphi_2) - \varphi_{3,i}^*(\varphi_2))^2 \quad (7.79)$$

dove $_i$ indica l' i -esimo angolo e n il numero totale di angoli estrapolati dalla funzione spline interpolante determinata in fase iniziale.

8. Il metodo termina quando l'indice diviene minore di una certa tolleranza definita inizialmente.

L'ultima parte consiste nel trovare tutti i vettori rimasti del meccanismo delle falangi, a questo scopo si applicano le Equazioni 7.22, 7.23, 7.24, 7.25, 7.46.

7.5 Sintesi cinematica del meccanismo del polso

Lo scopo del meccanismo del polso è quello di permettere ad esso la flessione-estensione. L'idea è quella di non attuare questo g.d.l. ma lasciarlo libero e solamente vincolato ad un elemento passivo elastico (o meglio due elementi contrapposti). Per questo motivo si è scelto di optare per la minima complessità in modo da favorire poi il design meccanico. Complessivamente le ipotesi di partenza sono:

- si considera il movimento di pura flessione-estensione del polso;
- si considera il movimento del polso come una rotazione rispetto ad un asse normale ad un piano antero-posteriore;

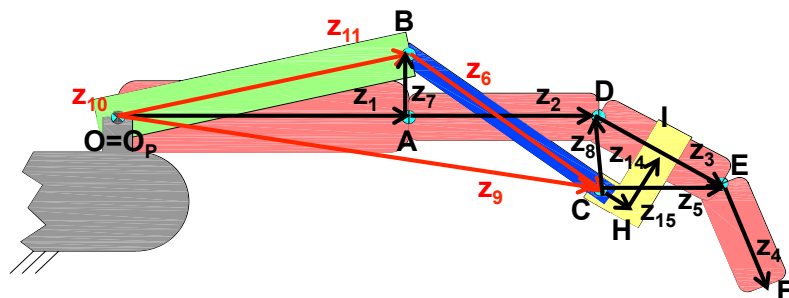


Figura 7.9: Schema cinematico del meccanismo complessivo (nero) con evidenziato in rosso il quadrilatero articolato per la movimentazione del polso. I membri $\mathbf{z}_{12}$ e $\mathbf{z}_{13}$, assenti, sono rispettivamente la componente normale del vettore $\mathbf{z}_8$ e quella parallela di $-\mathbf{z}_8$ sul vettore $\mathbf{z}_3$.

- si considera il movimento del polso a falangi bloccate, in particolare in due configurazioni (mano aperta e mano chiusa) ed eseguibile con lo stesso range di rotazione della leva principale ($\mathbf{z}_{11}$);
- una posizione di passaggio del polso sia la posizione di sintesi del meccanismo delle falangi (ad es. quella di riposo, intesa come mano orizzontale).

Considerando la Figura 7.9, il meccanismo complessivo del polso che deve essere sintetizzato è la catena chiusa $OBCO_pO$: si tratta di un quadrilatero articolato. Nel complesso quindi si contano 4 membri. Il membro $\mathbf{z}_9$ forma insieme alla mano e all'attacco ($\mathbf{z}_1$, $\mathbf{z}_2$, $\mathbf{z}_8$) una maglia chiusa (O_pADCO_p) che può essere nota a partire da dati iniziali come spiegato nel seguito. Di conseguenza il vettore sarà considerato caratterizzante la postura della mano stessa attaccata al meccanismo.

La ultime due ipotesi iniziali sono state inserite appositamente per semplificare il meccanismo. Se si suppone ora il funzionamento del meccanismo in una singola configurazione delle dita data e per diverse posizioni del polso, la prima osservazione è che il polso, se deve essere esercitato in flessione ed estensione, dovrà passare anche per la posizione del polso utilizzata per la sintesi del meccanismo delle falangi, che sarebbe naturale fosse quella di riposo. Questo non vuol dire però che tale posizione debba essere scelta necessariamente tra i punti di

precisione. Se invece fosse un'ipotesi da rispettare, come in questo caso, allora è noto il vettore $\mathbf{z}_9$ in quella posizione, sempre se sia stato dapprima sintetizzato il meccanismo delle falangi (per conoscere il modulo di $\mathbf{z}_8$), analizzato cinematicamente (per conoscere l'angolo di $\mathbf{z}_8$) e sia nota la posizione del polso. Se allora come è naturale che sia, come nel caso delle falangi, gli angoli di rotazione del polso sono dati di ingresso, il vettore $\mathbf{z}_9$ è noto anche nelle altre posizioni del polso prescritte. Infatti, affinché le dita rimangano bloccate nella stessa configurazione, tale vettore dovrà essere solidale al vettore della mano $\mathbf{z}_1$. La lunghezza del vettore $\mathbf{z}_6$ però non può cambiare, bensì solo in generale la rotazione. Di conseguenza con 1 configurazione delle dita il numero di equazioni e di incognite è così conteggiabile:

$$3 + 2 \times N \quad \text{Incognite scalari} \quad (7.80)$$

$$2 \times N \quad \text{Equazioni scalari} \quad (7.81)$$

dove le 2 equazioni scalari sono l'equazione di chiusura del quadrilatero.

Se si sceglie che lo stesso meccanismo, cioè la stessa leva $\mathbf{z}_{11}$ (quindi anche angoli uguali) con lo stesso telaio $\mathbf{z}_{10}$ permetta lo stesso movimento del polso contemporaneamente in 2 configurazioni diverse delle falangi, allora si aggiunge un'altra equazione di chiusura ma in generale anche nuovi angoli relativi del membro $\mathbf{z}_6$. In totale si contano:

$$3 + 3 \times N \quad \text{Incognite scalari} \quad (7.82)$$

$$4 \times N \quad \text{Equazioni scalari} \quad (7.83)$$

La Tabella 7.6 riepiloga quanto detto.

7.5.1 Sintesi a tre punti di precisione e due configurazioni

Con 3 punti di precisione, si possono imporre un numero appena sufficiente di angoli per la rotazione del polso, ad es.: massima estensione, posizione di riposo, massima flessione. La Tabella 7.7 riporta dati, parametri arbitrari e incognite per la sintesi a 3 punti e 2 configurazioni.

La sintesi con queste prescrizioni ricade in un caso due volte degenerare:

Tabella 7.6: Numero di soluzioni per il meccanismo del polso in funzione del numero di punti di precisione. Meccanismo funzionante con lo stesso range in due configurazioni delle dita. Gli angoli β_j e α_j si riferiscono agli angoli relativi rispettivamente di $\mathbf{z}_{11}$ e $\mathbf{z}_6$ (diade OBC con nomenclatura della diade canonica). L'apice identifica la configurazione.

N. pos.	N. eq. scal.	N. incognite scalari	N. par. arbitrari	N. Sol.
2	8	9 ($\mathbf{z}_{10}$, $\mathbf{z}_{11}$, φ_6^1 , φ_6^2 , β_2 , α_2^1 , α_2^2)	$9 - 8 = 1$	∞^1
3	12	12 (come sopra, β_3 , α_3^1 , α_3^2)	$12 - 12 = 0$	Finito

Tabella 7.7: Dati, parametri liberi e incognite nella sintesi a 3 punti e 2 configurazioni. z_m , φ_m sono i moduli e gli angoli dei vettori $\mathbf{z}_k$.

Dati noti (6)	Param. arbitrari (0)	Incognite (12)
Lunghezze mano e mecc. z_9, z_6	/	Lunghezze mecc. z_{11}, z_{10}
Ang. ass. mano iniziali φ_9^1, φ_9^2		Ang. ass. mecc. iniziali $\varphi_6^1, \varphi_6^2, \varphi_{11}, \varphi_{10}$
Ang. relativi polso β_2^*, β_3^*		Ang. relativi mecc. $\beta_2, \beta_3, \alpha_2^1, \alpha_3^1, \alpha_2^2, \alpha_3^2$

- il quadrilatero risulta essere degenero, cioè $\mathbf{z}_{10} = \mathbf{0}$;
- il membro $\mathbf{z}_{11}$ agisce da leva meccanica che ruota, attorno al polso, solidalmente con la mano bloccata e l'intero meccanismo in una configurazione prescritta.

Si può dimostrare prima di tutto quanto affermato. Si scrive il sistema formato dalle due equazioni di chiusura del quadrilatero nella posizione iniziale per le due configurazioni della mano:

$$\begin{cases} \mathbf{z}_9^1 - \mathbf{z}_6^1 - \mathbf{z}_{11} - \mathbf{z}_{10} = \mathbf{0} \\ \mathbf{z}_9^2 - \mathbf{z}_6^2 - \mathbf{z}_{11} - \mathbf{z}_{10} = \mathbf{0} \end{cases} \quad (7.84)$$

Sottraendo alla seconda la prima si ottiene l'equazione seguente:

$$\mathbf{z}_9^2 - \mathbf{z}_9^1 - \mathbf{z}_6^2 + \mathbf{z}_6^1 = \mathbf{0} \quad (7.85)$$

Considerando che i vettori $\mathbf{z}_9^k$ sono noti, la loro differenza rappresenta un vettore di una certa lunghezza. I due vettori restanti del resto per chiudere il poligono vettoriale devono necessariamente incontrarsi in un punto formando allora un triangolo. Il motivo per cui si incontrano in un punto è dovuto alle ipotesi iniziali, le quali prevedono che a parità di posizione (in questo caso prima posizione), indipendentemente dalla configurazione, il vettore $\mathbf{z}_{11}$ si trovi sempre nella medesima posizione. I due vettori $\mathbf{z}_6^k$ però possiedono la stessa lunghezza, di conseguenza il triangolo è isoscele.

Si consideri ora il vettore $\mathbf{z}_9^k$. Per ciascuna configurazione, esso rappresenta un bilanciere che ruota rispetto ad una coppia rotoidale a telaio (articolazione del polso), ne deriva che una posizione successiva a quella iniziale sia semplicemente data da una rotazione di β_2^{k*} (variazione dell'angolo del polso rispetto alla posizione iniziale) ottenendo in notazione complessa $\mathbf{z}_9^k e^{i\beta_2^{k*}}$: significa che la differenza $\mathbf{z}_9^2 - \mathbf{z}_9^1$ dell'Equazione 7.85 per punti successivi a quello iniziale è pari a

$$(\mathbf{z}_9^2 - \mathbf{z}_9^1) e^{i\beta_j^{k*}} \quad k = 1, 2 \quad \wedge \quad j = 2, 3 \quad (7.86)$$

Il modulo di tale differenza rimane perciò costante per tutti i punti, così come il triangolo isoscele iniziale che non cambia la sua forma. Quindi si conclude che i vettori $\mathbf{z}_6^k$ ruotano necessariamente solidali alla mano.

Per concludere la dimostrazione, si scrive l'equazione di chiusura del quadrilatero per un punto j successivo al primo:

$$\mathbf{z}_9^1 e^{i\beta_j^{k*}} - \mathbf{z}_6^1 e^{i\beta_j^{k*}} = \mathbf{z}_{11} e^{i\beta_j^k} + \mathbf{z}_{10} \quad (7.87)$$

che si può riscrivere come

$$R_1 e^{i(\beta_j^{k*} + \gamma)} = R_2 e^{i\beta_j^k} + \mathbf{v} \quad (7.88)$$

che corrisponde a cercare l'intersezione tra due circonferenze, espresse nel piano complesso, di cui la prima centrata nell'articolazione del polso O_p , la seconda in

O. Per tre punti passa una e una sola circonferenza, perciò significa che entrambe devono descrivere la stessa circonferenza, cioè

$$\mathbf{z}_{10} = \mathbf{0} \quad (7.89)$$

$$\beta_j^k = \beta_j^{k*} \quad (7.90)$$

come volevasi dimostrare.

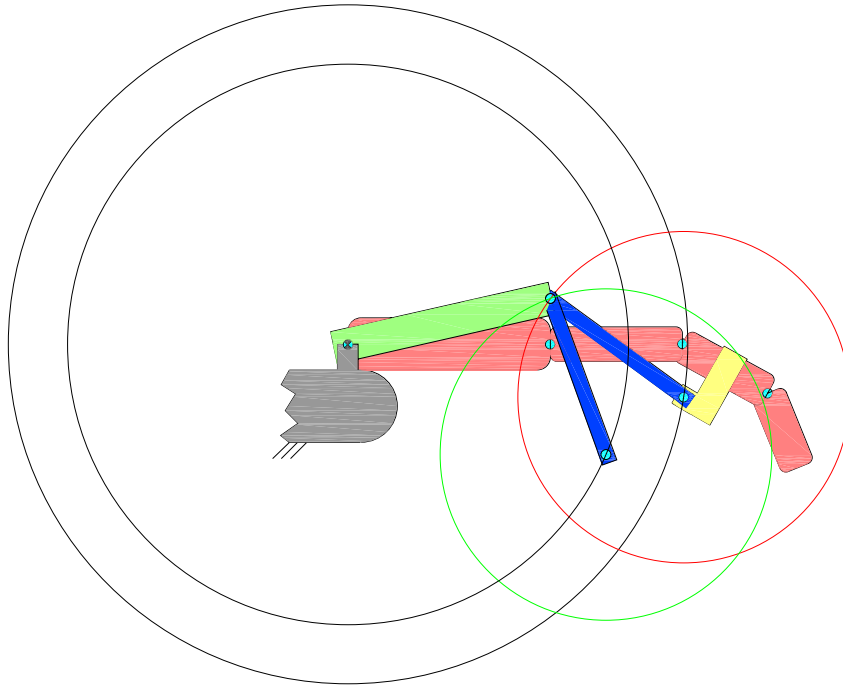


Figura 7.10: Schema cinematico del meccanismo del polso e sintesi grafica.

La Figura 7.10 mostra il risultati di queste osservazioni. Date infatti due configurazioni delle falangi a parità di posizione del polso si hanno due $\mathbf{z}_9$ da raggiungere con lo stesso $\mathbf{z}_{11}$ e una leva $\mathbf{z}_6$ di uguale lunghezza ma diverso angolo. Si possono tracciare allora in corrispondenza dei due diversi punti C due circonferenze di raggio z_6 , rispettivamente di colore rosso e verde. Risulta subito evidente che ci sono 2 soluzioni per φ_6^k l'una simmetrica all'altra rispetto a $\mathbf{z}_9^2 - \mathbf{z}_9^1$. Di conseguenza 2 soluzioni anche per $\mathbf{z}_{11}$.

In questo contesto la sintesi del meccanismo del polso segue quella del meccanismo delle falangi, di conseguenza ha senso prendere la soluzione compatibile, che in questo caso è quella superiore. I calcoli diventano perciò molto semplici.

Gli angoli del vettore $\mathbf{z}_6^k$ in posizione iniziale nelle due configurazioni sono esattamente quelli derivanti dalla sintesi ed eventualmente successiva analisi cinematica del quadrilatero delle falangi (nel caso in cui la posizione considerata delle falangi non coincida con quella di sintesi). Il vettore $\mathbf{z}_{11}$ è dato invece dall'equazione di chiusura di *OBAO*:

$$\mathbf{z}_{11} = \mathbf{z}_1 + \mathbf{z}_7 \quad (7.91)$$

Gli angoli assoluti dei 2 punti successivi si calcolano sommando a quelli iniziali gli angoli relativi di rotazione del polso. La Tabella 7.8 riporta dati, parametri arbitrari e incognite effettivamente utilizzati.

Tabella 7.8: Dati, parametri liberi e incognite effettivi nella sintesi a 3 punti e 2 configurazioni. z_m , φ_m sono i moduli e gli angoli dei vettori $\mathbf{z}_k$.

Dati noti (6)	Param. arbitrari (0)	Incognite (4)
Lunghezze mano e mecc. z_1, z_6	/	Lunghezze mecc. z_{11} ($z_{10} = 0$)
Ang. ass. polso e mecc. iniziali φ_1, φ_7		Ang. ass. mecc. iniziali $\varphi_6^1, \varphi_6^2, \varphi_{11}$ ($\varphi_{10}=0$)
Ang. relativi polso β_2^*, β_3^*		Ang. relativi mecc. $(\beta_j = \beta_j^*, \alpha_j^k = \beta_j^*)$

7.6 Registrazione del meccanismo

Si supponga di aver eseguito la sintesi del meccanismo completo e successivamente l'analisi cinematica per verificare come il meccanismo si comporta in eventuali punti diversi da quelli di sintesi. L'analisi cinematica e diretta verrà trattata nella sezione 7.7 per poter includere anche la registrazione del meccanismo qui descritta. Dunque in questa trattazione si parlerà in generale di posizione del meccanismo, intendendone una data o valutata con l'analisi cinematica.

La sintesi del meccanismo, come da ipotesi, è eseguita su una dimensione media delle falangi e della mano. In fase di utilizzo però tali dimensioni in genere

varieranno a causa prima di tutto della diversità delle dimensioni della mano da paziente a paziente. Per questo motivo si è studiato un calcolo di registrazione del meccanismo al variare delle dimensioni delle falangi ($\mathbf{z}_2$, $\mathbf{z}_3$) e della mano ($\mathbf{z}_1$) in modo da analizzare il comportamento del meccanismo sintetizzato in condizioni non di progetto, per verificarne il movimento e confrontarlo con quello nominale.

Si sono previste allora due strategie possibili che determinano poi il tipo di realizzazione del meccanismo, cioè due tipi di registrazioni del meccanismo nel momento in cui la mano del paziente differisce. Si distingue tra:

- registrazione bloccata;
- registrazione regolabile.

Nel caso di registrazione bloccata, non si prevede alcun tipo di regolazione, ciò significa che la mano del paziente dovrà essere inserita in un meccanismo che mantiene fissa e immutata la lunghezza dei suoi membri, ai valori determinati dalla sintesi. Ciò comporta però necessariamente, a causa delle diverse lunghezze della mano, un cambiamento delle orientazioni di alcuni membri.

Nel caso di registrazione regolabile, si prevede invece la possibilità di regolare la lunghezza (allungare o ridurre) di uno o più dei membri del meccanismo con lo scopo di “adattarlo” al nuovo arto non nominale.

Necessariamente verranno in ogni caso introdotte delle ipotesi per svolgere il calcolo.

7.6.1 Registrazione del meccanismo delle falangi

Con riferimento alla Figura 7.4, in modo molto intuitivo si possono fare alcune considerazioni relativamente ai due casi di registrazione presi in esame. Si supponga che la dimensione della mano $\mathbf{z}_1$ rimanga costante e pari a quella nominale, in quanto la possibile variazione di tale dimensione verrà affrontata nel seguito. Se si ipotizza che leva e attacco del meccanismo stiano in una specificata e ripetibile posizione per il montaggio sulla mano, allora è logico che questa corrisponda alla posizione di finecorsa meccanico, ad es. finecorsa superiore (estensione). È logico altresì pensare che trattandosi di punto estremo, esso sia contenuto tra i dati di

input della sintesi, e corrisponda ad una desiderata posizione delle dita ad es. quella di riposo (dita praticamente orizzontali).

Nel caso di registrazione bloccata, si è detto che le lunghezze dei membri rimangono fisse e pari a quelle derivanti dalla sintesi. Immaginando allora di inserire una mano con una prima falange ($\mathbf{z}_2$) più lunga, in questo caso si potrebbero verificare teoricamente due comportamenti diversi di montaggio mano-meccanismo. La prima falange $\mathbf{z}_2$ dovrebbe ruotare rispetto a quella nominale per compensare la sua maggiore lunghezza e poter portare la seconda ad avere la stessa inclinazione di quella nominale oltre che appoggiarsi all'attacco del meccanismo che non essendo regolabile si trova sempre a distanza z_{14} dalla coppia rotoidale C . In realtà però se si immagina il terapeuta che inserisce la mano nel meccanismo in una specifica posizione di montaggio, è più naturale supporre che ciò avvenga in una condizione ripetibile come quella della mano a riposo. In questo caso è la prima falange $\mathbf{z}_2$ che si troverebbe nella stessa posizione iniziale del caso nominale. Ma allora è l'attacco che dovrà muoversi e in particolare, in questo caso, ruotare verso l'articolazione inter-falangea IP (punto D) riducendo la lunghezza del vettore $\mathbf{z}_{13}$ così come la sua inclinazione che è poi quella della seconda falange, la quale tende ad essere leggermente più flessa. Viceversa nel caso di prima falange più corta.

Diversamente si supponga ora una registrazione regolabile. È chiaro come il meccanismo non sia particolarmente sensibile alla lunghezza della seconda falange $\mathbf{z}_3$ a meno che ciò non provochi l'impossibilità di fissare l'attacco su di essa in quanto troppo corta. La dimensione a cui è invece molto sensibile è sicuramente quella della prima falange $\mathbf{z}_2$. Volendo rendere un solo membro regolabile cioè di modulo variabile, è allora conveniente che esso sia la leva motrice $\mathbf{z}_6$. In questo modo, considerando ancora l'es. di una prima falange più lunga, il membro $\mathbf{z}_6$ potrebbe essere allungato, mantenendo in ogni caso la propria inclinazione (finecorsa), in modo tale da mantenere l'attacco alla stessa posizione relativa (z_{13}) rispetto all'articolazione IP. Viceversa nel caso di falange più corta, il membro $\mathbf{z}_6$ dovrebbe essere accorciato.

Queste considerazioni, come si è visto, hanno preso in esame principalmente la diversa lunghezza della prima falange perché direttamente influenza il mec-

canismo. Anche la lunghezza della seconda falange $\mathbf{z}_3$ porta delle conseguenze sul meccanismo, in particolare sull'attacco. Infatti, per i vettori che descrivono fisicamente l'attacco ($\mathbf{z}_{14}$, $\mathbf{z}_{15}$), si può osservare che in entrambi i casi con una seconda falange differente da quella media, l'attacco così progettato non supporterebbe più $\mathbf{z}_3$ esattamente a metà della seconda falange. Per far fronte a questo comportamento, l'unico accorgimento tecnico sarebbe quello di prevedere un supporto allungabile/accorciabile $\mathbf{z}_{15}$ tale da essere in grado di compensare piccole differenze di lunghezza. Nella trattazione successiva per semplicità si considererà allora $\mathbf{z}_{15} = \mathbf{0}$.

Da queste osservazioni si deducono le principali ipotesi di lavoro:

- lunghezza della mano nominale (z_1);
- montaggio della mano in una posizione di finecorsa del meccanismo (angolo motore leva $\mathbf{z}_6$), in particolare finecorsa superiore;
- montaggio della mano in un postura tale che sia ripetibile per il terapeuta, in particolare una posizione simile alla posizione di funzione della mano (3.3.1) ma con prima falange e polso praticamente orizzontali.

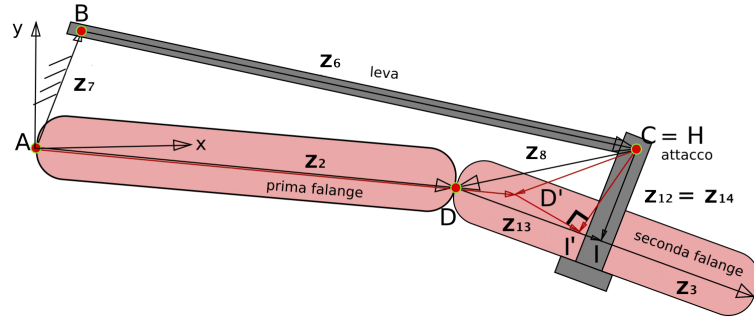
Registrazione bloccata per le falangi

Con riferimento alle Figure 7.11, per quanto detto prima, tutti i vettori rappresentanti una parte fisica del meccanismo mantengono la loro lunghezza, alcuni tuttavia cambiano l'inclinazione. Dei vettori legati alle dimensioni delle dita, tutti cambiano inclinazione e lunghezza tranne la prima falange che mantiene l'inclinazione. La Tabella 7.9 riporta tutti i parametri rimasti fissi e quelli cambiati.

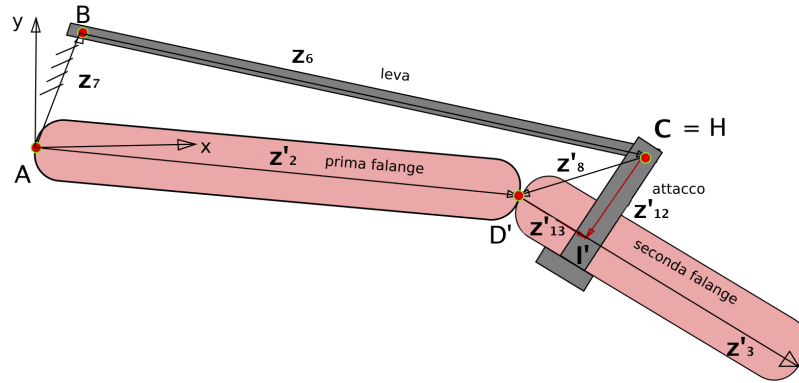
I parametri che cambiano sono quindi da ricalcolare. Il vettore $\mathbf{z}'_8$ si calcola semplicemente con l'equazione di chiusura del quadrilatero:

$$\mathbf{z}'_8 = -\mathbf{z}_6 - \mathbf{z}_7 + \mathbf{z}'_2 \quad (7.92)$$

Per il vettore $\mathbf{z}'_{13}$ ci possono essere invece delle ambiguità. In generale, infatti, l'attacco, inteso qui come punto C , potrebbe stare sopra o sotto la falange e dietro o davanti rispetto al punto D lungo la seconda falange. Se quindi la prima



(a) Effetto di una prima falange più lunga sul meccanismo a registrazione bloccata.



(b) Avvicinamento dell'attacco per la maggiore lunghezza della prima falange.

Figura 7.11: Schema cinematico per la registrazione bloccata del meccanismo delle falangi. L'apice ' indica che il vettore (lunghezza e/o inclinazione) è cambiato.

falange è molto più lunga di quella nominale potrebbe succedere che l'attacco debba essere così ruotato che, sebbene inizialmente fosse davanti, finisca invece dietro alla seconda falange.

Supponendo che si mantenga nella stessa posizione di dove si trovava in precedenza (controllo di $\varphi_3 - \varphi_8$) si possono scrivere le espressioni per trovare le grandezze mancanti. La lunghezza del vettore z'_{13} si calcola con il teorema di Pitagora

$$z'_{13} = \sqrt{z_8'^2 - z_{12}^2} \quad (7.93)$$

Tabella 7.9: Parametri che rimangono costanti e parametri che cambiano nella registrazione bloccata del meccanismo delle falangi. z_k , φ_k sono i moduli e gli angoli dei vettori $\mathbf{z}_k$.

Parametri scalari fissi	Parametri scalari variati
Lunghezze $z_7, z_6, z_{12} = z_{14}, z_{15}$	Lunghezze $z_2, z_3, z_8, z_5, z_{13}$
Angoli assoluti $\varphi_2, \varphi_7, \varphi_6$	Angoli assoluti $\varphi_3, \varphi_8, \varphi_5, \varphi_{13}, \varphi_{12} = \varphi_{14}, \varphi_{15}$

Per calcolare l'angolo si deve prima calcolare l'angolo tra i vettori $\mathbf{z}'_8$ e $\mathbf{z}'_3$:

$$\cos \varphi'_{3,8} = \text{sgn} [\cos (\varphi_3 - \varphi_8)] \cdot \frac{z_{13}}{z_8} \quad (7.94)$$

$$\sin \varphi'_{3,8} = \text{sgn} [\sin (\varphi_3 - \varphi_8)] \cdot \sqrt{1 - \cos^2 \varphi'_{3,8}} \quad (7.95)$$

$$\varphi'_{3,8} = \text{atan2} (\sin \varphi'_{3,8}, \cos \varphi'_{3,8}) \quad (7.96)$$

da cui

$$\varphi'_3 = \varphi'_8 + \varphi'_{3,8} \quad (7.97)$$

$$\varphi'_{13} = \varphi'_3 - \{\text{sgn} [\cos (\varphi_3 - \varphi_8)] + 1\} \cdot \frac{\pi}{2} \quad (7.98)$$

Infine l'angolo del vettore $\mathbf{z}'_{12}$ è presto noto:

$$\varphi'_{12} = \varphi'_3 + \text{sgn} [\sin (\varphi_3 - \varphi_8)] \cdot \frac{\pi}{2} \quad (7.99)$$

Si fa notare che il coseno regola la posizione davanti-dietro dell'attacco, mentre il seno quella superiore-inferiore.

Il vettore rimasto $\mathbf{z}'_5$ si calcola dalla chiusura della diadi $CDEC$:

$$\mathbf{z}'_5 = \mathbf{z}'_8 + \mathbf{z}'_3 \quad (7.100)$$

Registrazione regolabile per le falangi

Con riferimento alle Figure 7.12, per quanto detto prima, tutti i vettori rappresentanti una parte fisica del meccanismo mantengono la loro lunghezza tranne

Tabella 7.10: Parametri che rimangono costanti e parametri che cambiano nella registrazione regolabile del meccanismo delle falangi. z_k , φ_k sono i moduli e gli angoli dei vettori $\mathbf{z}_k$.

Parametri scalari fissi	Parametri scalari variati
Lunghezze $z_7, z_{12} = z_{14}, z_{15}, z_{13}, z_8$	Lunghezze z_2, z_3, z_5, z_6
Angoli assoluti $\varphi_2, \varphi_7, \varphi_6$	Angoli assoluti $\varphi_3, \varphi_8, \varphi_5, \varphi_{13}, \varphi_{12} = \varphi_{14}, \varphi_{15}$

Tutti i parametri che cambiano, devono ancora una volta essere ricalcolati. Si consideri il triangolo $C'BD'$ e si definisca il vettore

$$\mathbf{z}'_{2,7} = \mathbf{z}'_2 - \mathbf{z}_7 \quad (7.101)$$

Per il teorema di Carnot si scrive

$$z_8^2 = z_6'^2 + z_{2,7}'^2 - 2z_{2,7}'z_6' \cos(\varphi_6 - \varphi'_{2,7}) \quad (7.102)$$

che, se si pone

$$a = 1 \quad b = -2z_{2,7}' \cos(\varphi_6 - \varphi'_{2,7}) \quad c = z_{2,7}'^2 - z_8^2 \quad (7.103)$$

diventa un'equazione del secondo grado che ammette come soluzioni

$$z_6' = \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4ac}}{2a} \quad (7.104)$$

Non è in realtà immediato scegliere tra le due soluzioni. Il termine b in effetti è legato all'angolo tra un'immaginaria leva che va dalla coppia rotoidale a telaio di $\mathbf{z}_6$ al punto D e la stessa leva $\mathbf{z}_6$. Trattandosi di coseno, è indifferente se sta sopra l'una o l'altra leva, ciò che fa cambiare il segno è se l'angolo in modulo è maggiore di 90° . Molto spesso quest'angolo sarà piccolo e comunque inferiore a 90° . Ciò significa che il contributo di $-b$ sarà positivo. Ci sono casi però in cui ciò non è vero, ad es. se il telaio fosse come in Figura 7.12 e l'attacco si trovasse molto indietro rispetto alla seconda falange, allora il termine $-b$ diventerebbe negativo.

Inoltre bisogna considerare che ci sono due casi, falange più lunga oppure falange più corta.

Il metodo che è stato implementato verifica entrambe le soluzioni, controlla i valori assunti dagli angoli delle due falangi in tutti gli estremi del range di movimento della leva tramite analisi cinematica, confrontandoli con quelli del meccanismo nominale sintetizzato, e, in base ad un indice pesato, sceglie quella soluzione che minimizza la variazione dell'angolo tra le due falangi rispetto al meccanismo di sintesi. L'indice implementato è del tipo

$$i_m = \left| \varphi_{3,2}^I - \varphi_{3,2_m}^I \right| + p \left| \varphi_{3,2}^{II} - \varphi_{3,2_m}^{II} \right| \quad (7.105)$$

dove $m = 1, 2$ indica le due soluzioni, p è un peso e I, II si riferiscono alle estremità del range di movimento, cioè rispettivamente valori di estensione e flessione raggiunti in corrispondenza dei finecorsa della leva $\mathbf{z}_6$.

Una volta calcolata e scelta la soluzione per z'_6 , si passa alle altre incognite. L'angolo del vettore $\mathbf{z}'_8$ si calcola dall'equazione di chiusura del quadrilatero, per cui

$$\varphi'_8 = \angle \left(-\mathbf{z}'_6 - \mathbf{z}_7 + \mathbf{z}'_2 \right) \quad (7.106)$$

Di conseguenza gli angoli rimasti sono pari a

$$\varphi'_3 = \varphi'_8 + \varphi_{3,8} \quad (7.107)$$

$$\varphi'_{12} = \varphi'_8 + \varphi_{12,8} \quad (7.108)$$

$$\varphi'_{13} = \varphi'_8 + \varphi_{13,8} \quad (7.109)$$

$$(7.110)$$

trattandosi di rototraslazione rigida del triangolo DCI sintetizzato. Infine il vettore $\mathbf{z}'_5$ vale

$$\mathbf{z}'_5 = \mathbf{z}'_8 + \mathbf{z}'_3 \quad (7.111)$$

7.6.2 Registrazione del meccanismo del polso

Anche nel caso della registrazione del polso, con riferimento questa volta alla Figura 7.9, si possono fare delle osservazioni. Prima di tutto è chiaro che una mano ($\mathbf{z}_1$) di dimensioni diverse da quelle nominali influenza in generale il meccanismo

delle falangi. In particolare essa può andare a modificare il membro telaio di tale meccanismo. La registrazione del meccanismo delle falangi per l'adattamento a dita di maggiore o minore misura di quella media nominale sarebbe di per sé poco utile se queste lunghezze fossero abbinate ad una variazione della mano che non viene considerata, infatti questa non a caso era un'ipotesi nel paragrafo precedente. In realtà, da un lato è difficile individuare esattamente il centro di rotazione del polso e farlo coincidere con la coppia rotoidale a telaio della leva $\mathbf{z}_{11}$, dall'altro una variazione della misura della mano potrebbe essere compensata da uno spostamento contrario della mano stessa, ad es. mano più lunga, spostamento all'indietro. L'ortesi, come si vedrà successivamente, è stata pensata per lasciare piuttosto libera la zona del polso proprio per compensare eventuali variazioni e permettere comunque la rotazione del polso. Questa strategia permetterebbe di utilizzare esclusivamente la registrazione del meccanismo delle falangi per il montaggio della mano e la verifica del buon funzionamento.

Si potrebbe altrimenti pensare di provare a registrare l'intero meccanismo per contenere mani e falangi di differenti misure. Gli approcci sono molteplici e molto probabilmente uno di tipo iterativo sarebbe quello ottimale.

Si è optato invece in modo più semplice per studiare dapprima separatamente i possibili effetti di una leva $\mathbf{z}_{11}$ regolabile per compensare la misure della mano su un meccanismo nominale (e bloccato) dal punto di vista delle falangi.

A questo è seguito anche l'implementazione dell'analisi dei due effetti (falangi e mano) come semplice somma di singoli effetti. Si è applicato cioè in sequenza

- la registrazione del polso sulla base del meccanismo di sintesi e contemplando solo la diversa misura della mano;
- la registrazione delle falangi sulla base del nuovo meccanismo trovato contemplando qui le diverse misure delle falangi.

Si ribadisce che questo è un metodo nato per studiare i due problemi separatamente. Unendo in sequenza la registrazione del polso e quella delle falangi porta ad un risultato non ottimale. Infatti, si possono subire intuire due situazioni. Nel caso di leva del polso bloccata, un aumento della mano ad es. provocherebbe uno spostamento dell'attacco verso la prima articolazione inter-falangea. Una leva

regolabile potrebbe invece compensarne l'effetto. Se però la leva del polso fosse bloccata ma quella delle falangi fosse regolabile, quest'ultima potrebbe essere utilizzata per trovare un'eventuale condizione di lavoro migliore per il polso.

Le ipotesi di lavoro sono allora:

- meccanismo di partenza nominale;
- montaggio della mano in una posizione di finecorsa del meccanismo delle falangi (angolo leva $\mathbf{z}_6$), in particolare finecorsa superiore ma in posizione di equilibrio per il meccanismo del polso (equilibrio dato da molle in contrapposizione) cioè con la leva $\mathbf{z}_{11}$ nella posizione in cui il polso è orizzontale;
- montaggio della mano in un postura tale che sia ripetibile per il terapeuta, in particolare una posizione simile alla posizione di funzione della mano (3.3.1) ma con prima falange e polso praticamente orizzontali.

Registrazione bloccata per il polso

In modo analogo a 7.6.1, si suppone che tutti i vettori rappresentanti una parte fisica del meccanismo mantengano la loro lunghezza, alcuni tuttavia cambiando l'inclinazione. La Tabella 7.11 riporta tutti i parametri rimasti fissi e quelli cambiati.

Tabella 7.11: Parametri che rimangono costanti e parametri che cambiano nella registrazione bloccata del meccanismo del polso. z_k , φ_k sono i moduli e gli angoli dei vettori $\mathbf{z}_k$.

Parametri scalari fissi	Parametri scalari variati
Lunghezze $z_2, z_3, z_{11}, z_6, z_{12} = z_{14}, z_{15}(z_{10})$	Lunghezze $z_1, z_8, z_5, z_7, z_9, z_{13}$
Angoli assoluti $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_{11}, \varphi_6(\varphi_{10})$	Angoli assoluti $\varphi_3, \varphi_7, \varphi_8, \varphi_5, \varphi_9, \varphi_{13}, \varphi_{12} = \varphi_{14}, \varphi_{15}$

La trattazione è completamente analoga a 7.6.1, ci si limita perciò a riportare le equazioni in sequenza senza entrare nel dettaglio e con ovvio significato dei termini:

$$\mathbf{z}'_8 = \mathbf{z}_8 + \mathbf{z}'_1 - \mathbf{z}_1 \quad (7.112)$$

$$z'_{13} = \sqrt{z'_8{}^2 - z_{12}^2} \quad (7.113)$$

$$\varphi'_3 = \varphi'_8 + \varphi'_{3,8} \quad \text{Con } \varphi'_{3,8} \text{ da Eq. 7.96} \quad (7.114)$$

$$\varphi'_{13} = \varphi'_3 - \{ \text{sgn} [\cos (\varphi_3 - \varphi_8)] + 1 \} \cdot \frac{\pi}{2} \quad (7.115)$$

$$\varphi'_{12} = \varphi'_3 + \text{sgn} [\sin (\varphi_3 - \varphi_8)] \cdot \frac{\pi}{2} \quad (7.116)$$

$$\mathbf{z}'_5 = \mathbf{z}'_8 + \mathbf{z}'_3 \quad (7.117)$$

$$\mathbf{z}'_7 = -\mathbf{z}'_1 + \mathbf{z}_{10} + \mathbf{z}_{11} \quad (7.118)$$

$$\mathbf{z}'_9 = \mathbf{z}'_1 + \mathbf{z}_2 - \mathbf{z}'_8 \quad (7.119)$$

Registrazione regolabile per il polso

In modo analogo a 7.6.1, si riportano in Tabella 7.12 tutti i parametri che rimangono fissi e che cambiano nella registrazione.

Tabella 7.12: Parametri che rimangono costanti e parametri che cambiano nella registrazione regolabile del meccanismo del polso. z_k , φ_k sono i moduli e gli angoli dei vettori $\mathbf{z}_k$.

Parametri scalari fissi	Parametri scalari variati
Lunghezze $z_2, z_3, z_6, z_8, z_5, z_{12} = z_{14}, z_{13}, z_{15}(z_{10})$	Lunghezze z_1, z_{11}, z_7, z_9
Angoli assoluti $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_{11}, \varphi_6(\varphi_{10})$	Angoli assoluti $\varphi_3, \varphi_7, \varphi_8, \varphi_5, \varphi_9, \varphi_{13}, \varphi_{12} = \varphi_{14}, \varphi_{15}$

La trattazione è completamente analoga a 7.6.1, ci si limita anche qui a riportare le equazioni in sequenza senza entrare nel dettaglio e con ovvio significato

dei termini:

$$\mathbf{z}^* = \mathbf{z}_8 + \mathbf{z}'_1 - \mathbf{z}_1 \quad (7.120)$$

$$z_8^2 = z^{*2} + (z'_{11} - z_{11})^2 - 2z^* (z'_{11} - z_{11}) \cos(\varphi_{11} - \varphi^*) \quad (7.121)$$

$$a = 1 \quad (7.122)$$

$$b = -2z^* \cos(\varphi_{11} - \varphi^*) \quad (7.123)$$

$$c = z^{*2} - z_8^2 \quad (7.124)$$

$$z'_{11} = \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4ac}}{2a} + z_{11} \quad (7.125)$$

$$\varphi'_8 = \angle(\mathbf{z}_8 - \mathbf{z}_{11} + \mathbf{z}'_{11}) \quad (7.126)$$

$$\varphi'_3 = \varphi'_8 + \varphi_{3,8} \quad (7.127)$$

$$\varphi'_{12} = \varphi'_8 + \varphi_{12,8} \quad (7.128)$$

$$\varphi'_{13} = \varphi'_8 + \varphi_{13,8} \quad (7.129)$$

$$\mathbf{z}'_5 = \mathbf{z}'_8 + \mathbf{z}'_3 \quad (7.130)$$

$$\mathbf{z}'_7 = -\mathbf{z}'_1 + \mathbf{z}_{10} + \mathbf{z}'_{11} \quad (7.131)$$

$$\mathbf{z}'_9 = \mathbf{z}'_1 + \mathbf{z}_2 - \mathbf{z}'_8 \quad (7.132)$$

7.7 Analisi del meccanismo

Un quadrilatero possiede in generale due possibili configurazioni. Ciò per far notare che quando si esegue la sintesi del meccanismo, quest'ultimo che viene determinato non è detto passi nelle posizioni prescritte nella stessa configurazione. È necessario quindi verificare tramite l'analisi cinematica di posizione che questo evento non avvenga perché non è plausibile durante un movimento.

In aggiunta, l'analisi cinematica di velocità e accelerazione permette di verificare la performance del meccanismo (rapporti di trasmissione), l'eventuale distanza da configurazioni singolari e il calcolo dell'analisi dinamica (cinestatica) del meccanismo.

Viste le semplificazioni fatte per il meccanismo del polso, ci si limita a riportare esclusivamente l'analisi del meccanismo delle falangi.

7.7.1 Analisi cinematica di posizione

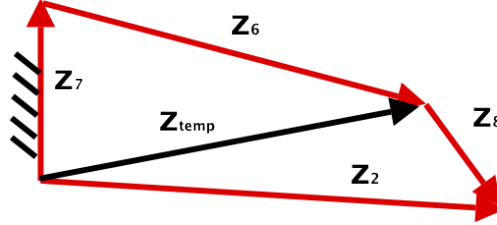


Figura 7.13: Schema cinematico per il quadrilatero delle falangi per l'analisi cinematica.

Con riferimento alla Figura 7.13, una volta sintetizzato il meccanismo, si definisce φ_6 come coordinata libera del quadrilatero. Si può scrivere allora il teorema di Carnot per trovare $\mathbf{z}_{temp}$ utilizzando il triangolo noto, che è quello superiore, da cui:

$$z_{temp} = \sqrt{z_7^2 + z_6^2 - 2z_7z_6 \cos(\varphi_6 - \varphi_7)} \quad (7.133)$$

L'angolo si trova dall'equazione di chiusura del triangolo:

$$\varphi_{temp} = \text{atan2}(z_7 \sin \varphi_7 + z_6 \sin \varphi_6, z_7 \cos \varphi_7 + z_6 \cos \varphi_6) \quad (7.134)$$

Si può passare ora al secondo triangolo e applicare il teorema di Carnot per trovare l'angolo φ_8 :

$$\cos(\varphi_8 - \varphi_{temp}) = \frac{z_2^2 - z_8^2 - z_{temp}^2}{2z_8z_{temp}} \quad (7.135)$$

$$\sin(\varphi_8 - \varphi_{temp}) = \pm \sqrt{1 - \cos^2(\varphi_8 - \varphi_{temp})} \quad (7.136)$$

che descrive due possibili configurazioni una sopra il vettore $\mathbf{z}_{temp}$ e una sotto. La soluzione da scegliere per avere la configurazione corretta di funzionamento è data controllando $\varphi_8 - \varphi_{temp}$ nel meccanismo di sintesi. In realtà, come si accennava in precedenza, non è detto che questa configurazione sia la stessa in tutti i punti utilizzati per la sintesi, quindi se ciò succede (ad es. nel punto finale la configurazione è diversa da quella iniziale) l'algoritmo implementato prova ad

utilizzare l'ultima configurazione per tutto il movimento e fornire il risultato.

L'angolo diviene perciò:

$$\varphi_8 = \text{atan2}(\sin(\varphi_8 - \varphi_{temp}), \cos(\varphi_8 - \varphi_{temp})) + \varphi_{temp} \quad (7.137)$$

L'angolo della prima falange infine si ottiene dalla chiusura del triangolo:

$$\varphi_2 = \text{atan2}(z_{temp} \sin \varphi_{temp} + z_2 \sin \varphi_2, z_{temp} \cos \varphi_{temp} + z_2 \cos \varphi_2) \quad (7.138)$$

Il quadrilatero è così definito. Gli altri membri del meccanismo delle falangi si ottengono immediatamente utilizzando l'angolo $\varphi_{3,8}$ della sintesi, noto ora il vettore $\mathbf{z}_8$, in modo analogo a 7.6.1.

7.7.2 Analisi cinematica di velocità

Si deriva l'equazione di chiusura del quadrilatero in Figura 7.13 nelle due coordinate del piano cartesiano:

$$-z_2 \dot{\varphi}_2 \sin \varphi_2 + z_8 \dot{\varphi}_8 \sin \varphi_8 + z_6 \dot{\varphi}_6 \sin \varphi_6 = 0 \quad (7.139)$$

$$z_2 \dot{\varphi}_2 \cos \varphi_2 - z_8 \dot{\varphi}_8 \cos \varphi_8 - z_6 \dot{\varphi}_6 \cos \varphi_6 = 0 \quad (7.140)$$

In forma matriciale il sistema lineare delle velocità diventa:

$$\begin{bmatrix} -z_2 \sin \varphi_2 & z_8 \sin \varphi_8 \\ z_2 \cos \varphi_2 & -z_8 \cos \varphi_8 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} \dot{\varphi}_2 \\ \dot{\varphi}_8 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} -z_6 \sin \varphi_6 \\ z_6 \cos \varphi_6 \end{bmatrix} \cdot \dot{\varphi}_6 \quad (7.141)$$

Invertendo la matrice si calcolano le velocità

$$\begin{Bmatrix} \dot{\varphi}_2 \\ \dot{\varphi}_8 \end{Bmatrix} = \frac{1}{z_2 z_8 \sin(\varphi_2 - \varphi_8)} \begin{bmatrix} -z_8 \cos \varphi_8 & -z_8 \sin \varphi_8 \\ -z_2 \cos \varphi_2 & -z_2 \sin \varphi_8 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -z_6 \sin \varphi_6 \\ z_6 \cos \varphi_6 \end{bmatrix} \cdot \dot{\varphi}_6 = [\mathbf{W}] \dot{\varphi}_6 \quad (7.142)$$

e si possono allora calcolare i rapporti di velocità

$$w_{2,6} = \frac{z_6 \sin(\varphi_6 - \varphi_8)}{z_2 \sin(\varphi_2 - \varphi_8)} \quad (7.143)$$

$$w_{8,6} = \frac{z_6 \sin(\varphi_6 - \varphi_2)}{z_8 \sin(\varphi_2 - \varphi_8)} \quad (7.144)$$

$$(7.145)$$

Si fa notare che se $\sin(\varphi_2 - \varphi_8) = 0$, entrambi i denominatori vanno a zero e si ottiene una configurazione singolare del meccanismo. Ciò coincide con l'avere la prima falange allineata con il vettore dell'attacco $\mathbf{z}_8$. Ciò di fatto potrebbe succedere eventualmente durante l'estensione anche se, con un meccanismo con attacco inferiore (che si vedrà essere poi essere il risultato della sintesi), risulta essere difficile visto che comporterebbe un'estensione non naturale della seconda falange.

7.7.3 Analisi dinamica (cinetostatica)

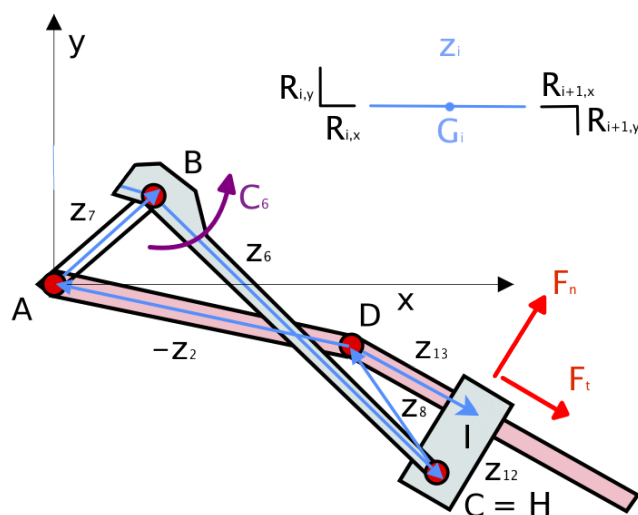


Figura 7.14: Schema del quadrilatero delle falangi per l'analisi dinamica.

Si faccia riferimento alla Figura 7.14, dove si suppone agiscano 2 forze in corrispondenza dell'attacco (nel punto I), una ortogonale alla seconda falange e una tangenziale. Per semplicità si trascura il membro $\mathbf{z}_{15}$. Ci si è limitati ad implementare la cinetostatica del meccanismo, cioè trascurando le masse, in quanto si suppone che il movimento riabilitativo sia a velocità molto basse. Si sono calcolate le reazioni vincolari a telaio e la coppia richiesta al motore per equilibrare le forze esterne.

Il calcolo è stato eseguito mediante il metodo delle forze di Newton. Esso consiste nel considerare una forza x e una forza y scambiate in corrispondenza di ogni coppia rotoidale e scrivere le equazioni di equilibrio di traslazione e di

rotazione per ogni corpo rigido del meccanismo. Considerando il quadrilatero $ABCD$, si contano allora 8 forze (considerando che due membri in contatto scambiano forze di azione e reazione) e considerando anche la coppia motrice come incognita, in totale 9 incognite. Si tratta allora di un sistema 9×9 . In particolare, si dimostra che si ottiene un sistema lineare del tipo

$$[A] \cdot \{x\} = \{b\} \quad (7.146)$$

dove in questo caso il vettore incognito e il termine noto sono dati da

$$\{x\} = \begin{Bmatrix} R_{6x} \\ R_{6y} \\ C_{6z} \\ R_{8x} \\ R_{8y} \\ R_{2x} \\ R_{2y} \\ R_{7x} \\ R_{7y} \end{Bmatrix} \quad \{b\} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ b_4 \\ b_5 \\ b_6 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (7.147)$$

mentre la matrice si esprime in questo modo

$$[A] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ a_{31} & a_{32} & 1 & a_{34} & a_{35} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & a_{64} & a_{65} & a_{66} & a_{67} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & a_{96} & a_{97} & a_{98} & a_{99} \end{bmatrix} \quad (7.148)$$

Gli elementi della matrice indicati assumono le seguenti espressioni:

$$a_{31} = \frac{z_6}{2} \sin \varphi_6 \quad a_{32} = -\frac{z_6}{2} \cos \varphi_6 \quad a_{34} = \frac{z_8}{2} \sin \varphi_8 \quad a_{35} = -\frac{z_8}{2} \cos \varphi_8 \quad (7.149)$$

$$a_{64} = \frac{z_8}{2} \sin \varphi_8 \quad a_{65} = -\frac{z_8}{2} \cos \varphi_8 \quad a_{66} = \frac{z_2}{2} \sin \varphi_2 \quad a_{67} = -\frac{z_2}{2} \cos \varphi_2 \quad (7.150)$$

$$a_{96} = -\frac{z_2}{2} \sin \varphi_2 \quad a_{97} = \frac{z_2}{2} \cos \varphi_2 \quad a_{98} = -\frac{z_7}{2} \sin \varphi_7 \quad a_{99} = \frac{z_7}{2} \cos \varphi_7 \quad (7.151)$$

mentre quelli del termine noto che contengono le forze esterne valgono:

$$b_4 = -F_n \cos \varphi_{12} - F_t \cos \varphi_{13} \quad (7.152)$$

$$b_5 = -F_n \sin \varphi_{12} - F_t \sin \varphi_{13} \quad (7.153)$$

$$b_6 = z_{13} \cos \varphi_{13} b_5 - z_{13} \sin \varphi_{13} b_4 \quad (7.154)$$

7.8 Sviluppo tridimensionale del meccanismo

Le sintesi del meccanismo calcolate, come spiegato in modo esaustivo, forniscono fondamentalmente le caratteristiche dimensionali del teorico meccanismo 2D per la movimentazione di un singolo dito e la parte passiva per il polso. In realtà però il meccanismo delle falangi, in particolare, deve essere in grado di muovere tutte e 4 le dita lunghe della mano insieme in uno spazio che 2D non è. Si rende necessaria quindi una trasposizione nello spazio per poter analizzare il comportamento del sistema.

L'analisi nello spazio 3D è stata affrontata con alcune ipotesi semplificative:

- si considera il polso bloccato,;
- si considerano le dita tutte agenti su piani x, y paralleli tra loro e a quello del meccanismo (moto piano per ciascun dito), supponendo quindi che le dita si muovano parallelamente.

La seconda ipotesi è di fatto molto limitante, perché non permette di prendere in esame movimenti di abduzione-adduzione delle dita, che possono subentrare naturalmente durante il movimento di flessione-estensione unico per tutte le dita, e

parzialmente anche l'effetto di forzatura a ruotare rispetto ad un unico asse per tutte le prime falangi.

Le ipotesi permettono comunque di trattare il problema di dita diverse tra loro di una stessa mano, problema che influenza il montaggio della mano nell'attacco del meccanismo, provocando movimenti parziali o scorrimenti delle dita che potrebbero addirittura uscire dal supporto.

Il problema principale infatti di un movimento coordinato di tutte le falangi delle dita è che, non possedendo esse uno stesso asse di rotazione (si veda Figura 3.12 in 3.2.1), le proprie articolazioni vengono forzate a movimenti non naturali. Un altro problema che si aggiunge è senza dubbio l'attacco del meccanismo alle seconde falangi. Le falangi di una stessa mano infatti possiedono misure diverse a partire dall'indice per finire al mignolo. Di conseguenza c'è un rischio molto alto, come succedeva nel prototipo preesistente, che alcune dita sfuggano dal supporto (falangi troppo corte), è il caso sicuramente del mignolo; oppure non vengano trascinate correttamente in rotazione dal supporto in quanto quest'ultimo non fa presa sulla falange ma ad es. su di un'articolazione, che è il possibile caso dell'indice ma più spesso dell'anulare. Questi effetti sono anche influenzati dal fatto che le dita, quando vengono avvicinate tra loro, come in questo caso per poterle stringere insieme nello stesso supporto, non sono parallele bensì convergenti sia in flessione che in estensione, come si è visto in 3.2.1.

Del resto, una delle ipotesi funzionali del progetto è proprio quella di compensare almeno parzialmente questo fenomeno. L'idea progettuale per soddisfare questo requisito è stata quella di aggiungere o meglio sbloccare un grado di libertà del meccanismo ma in un piano trasversale a quello del meccanismo sintetizzato. L'accorgimento funzionale verrà meglio chiarito nel seguito (7.8.4) e ciò è possibile solo sviluppando il meccanismo nello spazio.

7.8.1 Scomposizione del meccanismo in catene seriali

Considerando già il tipo di design della manopola terminale che si intende realizzare, è possibile sviluppare nelle 3 dimensioni il meccanismo, che verrà nel seguito chiamato approssimato, e confrontarlo con un meccanismo detto teorico, per lo stesso range di movimento della manovella motrice.

Per svolgere questi calcoli, si immagina di suddividere il meccanismo chiuso delle falangi in due catene cinematiche seriali:

- la catena cinematica del metcarpo-carpo (supponendo il polso qui bloccato) insieme alle falangi;
- la catena cinematica del meccanismo attuatore (leva motrice con attacco).

Ciò, nel range di movimento del meccanismo, è possibile in quanto dati gli angoli della leva motrice, sono noti tramite analisi cinematica di posizione (7.7) tutti gli altri angoli incogniti.

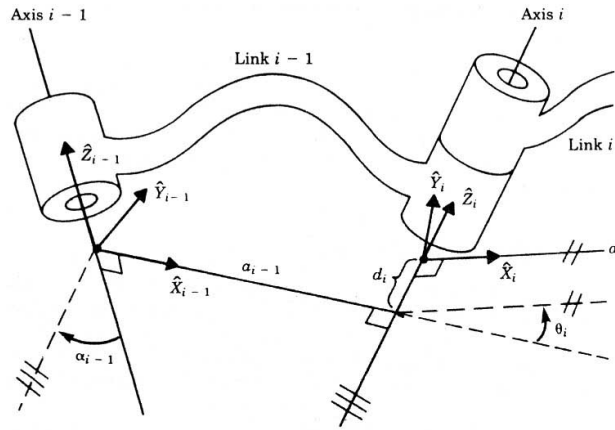


Figura 7.15: Posizionamento dei sistemi di riferimento secondo la notazione DH.

La singola catena seriale può essere trattata del resto come una catena aperta di un manipolatore e descritta tramite la convenzione di Denavit-Hartenberg (DH), riportata in Figura 7.15. Dalla tabella di DH si possono scrivere le matrici di rototraslazione per passare da un link all'altro, che sono in generale così definite:

$$[T_{i,i-1}] = [T_{RX_{i-1}}(\alpha_{i-1})] \cdot [T_{TX_{i-1}}(a_{i-1})] \cdot [T_{RZ_i}(\vartheta_i)] \cdot [T_{TZ_i}(d_i)] = \quad (7.155)$$

$$= \begin{bmatrix} \cos \vartheta_i & -\sin \vartheta_i & 0 & a_{i-1} \\ \sin \vartheta_i \cos \alpha_{i-1} & \cos \vartheta_i \cos \alpha_{i-1} & -\sin \alpha_{i-1} & -\sin \alpha_{i-1} d_i \\ \sin \vartheta_i \sin \alpha_{i-1} & \cos \vartheta_i \sin \alpha_{i-1} & \cos \alpha_{i-1} & \cos \alpha_{i-1} d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7.156)$$

Con tale notazione la cinematica diretta² della catena è data semplicemente dal prodotto delle matrici di rototraslazione:

$$[T_{n,a}] = [T_{0,a}] \cdot [T_{1,0}] \cdots [T_{n,n-1}] \quad (7.157)$$

dove, in generale, la matrice $[T_{i,j}]$ è quella che mappa i punti e i vettori espressi nel sistema di riferimento i in punti e vettori espressi nel sistema di riferimento j .

Riepilogando quindi, si possono riconoscere tre passi per tradurre il movimento del meccanismo chiuso delle falangi in movimento di singole catene seriali aperte:

1. analisi cinematica del meccanismo per conoscere gli angoli di tutti membri del meccanismo in catena chiusa (7.7);
2. scomporre il meccanismo in due catene seriali e definirlo tramite tabelle di DH;
3. analisi cinematica diretta tramite prodotto di matrici di rototraslazione per far muovere le catene.

7.8.2 Catena carpo-metacarpo-falangi

La catena seriale in comune ad entrambi i meccanismi, teorico e approssimato, è quella del singolo dito. Supponendo di scomporre la seconda falange nel punto di attacco al meccanismo in 2 link, in totale si tratta di un manipolatore piano a 5 link ma con idealmente 4 g.d.l. (polso, prima falange, seconda falange, terza falange), che diventano 3 se il polso si considera bloccato. In realtà questi sono g.d.l. “apparenti” perché i vincoli della chiusura del meccanismo effettivo ancorano le prime 2 falangi all’attacco. La tabella di DH è riportata in 7.13 mentre la Figura 7.16 illustra la schematizzazione k-esima per il singolo dito.

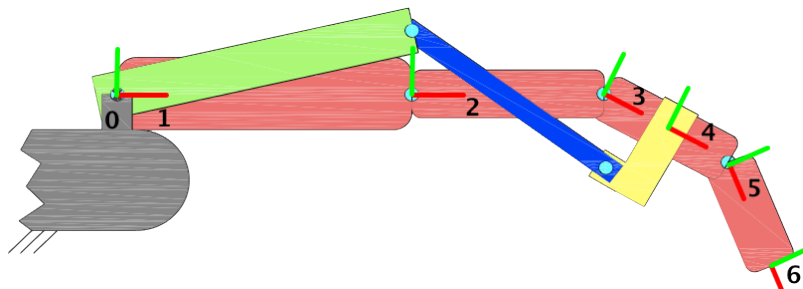


Figura 7.16: Schematizzazione con notazione di DH della catena dell'arto k -esima. La convenzione per le terne è quella denominata RGB (Red, Green, Blue), rispettivamente per x, y, z .

$T_{i,i-1}$	α_{i-1}	a_{i-1}	ϑ_i	d_i
1,0	0	0	φ_1	0
2,1	0	z_1	$\varphi_2^k - \varphi_1$	0
3,2	0	z_2^k	$\varphi_3^k - \varphi_2^k$	0
4,3	0	$z_{13}^k + z_{15}^k$	0	0
5,4	0	$z_3^k - (z_{13}^k + z_{15}^k)$	$\varphi_4^k - \varphi_3^k$	0
6,5	0	z_4^k	0	0

Tabella 7.13: Tabella di Denavit-Hartenberg della catena seriale del k -esimo dito. Tutti i parametri si riferiscono alle misure per il dito considerato. I parametri $z_{13}, z_{15}, \varphi_{14}$ dipendono invece dal tipo di meccanismo considerato, cioè teorico o approssimato. In generale (si veda 7.8.4) si potranno avere tra dita diverse angoli differenti per entrambe le falangi, da qui l'aggiunta dell'apice k .

7.8.3 Catena teorica e meccanismo teorico

Il meccanismo teorico si è scelto di definirlo come un teorico meccanismo ad 1 g.d.l. formato da 4 meccanismi, ciascuno registrato specificatamente per un singolo dito (indice, medio, anulare, mignolo), a partire dal meccanismo sintetizzato per un dito medio, con registrazione bloccata o regolabile. I calcoli di registrazione

²Per cinematica diretta di un manipolatore si intende determinare, noti i valori delle variabili di giunto (in questo caso angoli dei link), la posizione dell'organo terminale rispetto ad una terna di riferimento chiamata "ambiente".

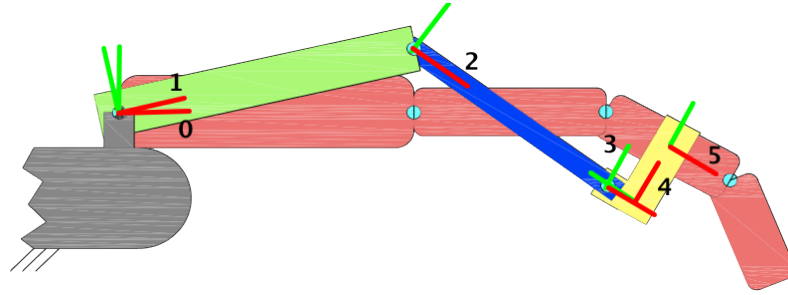


Figura 7.17: Schematizzazione con notazione di DH della catena motrice del meccanismo “teorico”. La convenzione per le terne è quella denominata RGB (Red, Green, Blue), rispettivamente per x, y, z .

per ogni meccanismo k -esimo sono quelli visti in 7.6. Un meccanismo di questo tipo è un meccanismo che a partire da quello sintetizzato possiede un attacco personalizzato per ciascun dito. Ciò significa che a parità di angolo assoluto della prima falange φ_2 , per quanto visto discutendo la registrazione, la seconda falange di ogni dito avrà invece un’inclinazione diversa φ_3^k , che non sarà in generale possibile con un attacco unico per tutte le dita. Si faccia riferimento alla Figura 7.17, che illustra la schematizzazione per il k -esimo dito.

Dopo aver sintetizzato quindi il meccanismo delle falangi, lo si registra 4 volte, una per ogni diverso dito lungo della mano e si calcola l’analisi cinematica. Successivamente, per trattarlo come un unico sistema, lo si scompone rispettivamente in 4 catene seriali da 4 link ciascuno idealmente a 3 g.d.l. (2 se la leva del polso si suppone bloccata, rimanendo la leva falangi e l’attacco) e 4 catene carpo-metacarpo-falangi, descritte in precedenza. La tabella di DH della singola catena teorica k -esima è riportata in 7.14.

7.8.4 Catena approssimata e meccanismo approssimato

Sblocco spaziale di un g.d.l.

La progettazione meccanica del design, come sempre, non è un processo separato dalla progettazione funzionale, bensì in parte parallelo. In questo caso dal punto di vista strettamente meccanico, si è pensato ad una manopola a portale per bloccare

$T_{i,i-1}$	α_{i-1}	a_{i-1}	ϑ_i	d_i
1,0	0	0	φ_{11}	0
2,1	0	z_{11}	$\varphi_6 - \varphi_{11}$	0
3,2	0	z_6^k	$\varphi_{15}^k - \varphi_6$	0
4,3	0	z_{15}	$\varphi_{14}^k - \varphi_{15}^k$	0
5,4	0	z_{14}	$\varphi_3^k - \varphi_{14}^k$	0

Tabella 7.14: Tabella di Denavit-Hartenberg della catena seriale del meccanismo teorico per il k-esimo dito. Tutti i parametri si riferiscono ai valori trovati con la registrazione k-esima, bloccata o regolabile, del meccanismo sintetizzato con successiva analisi cinematica. Il meccanismo di partenza è sintetizzato per un dito preso a riferimento (indicato nel seguito con r).

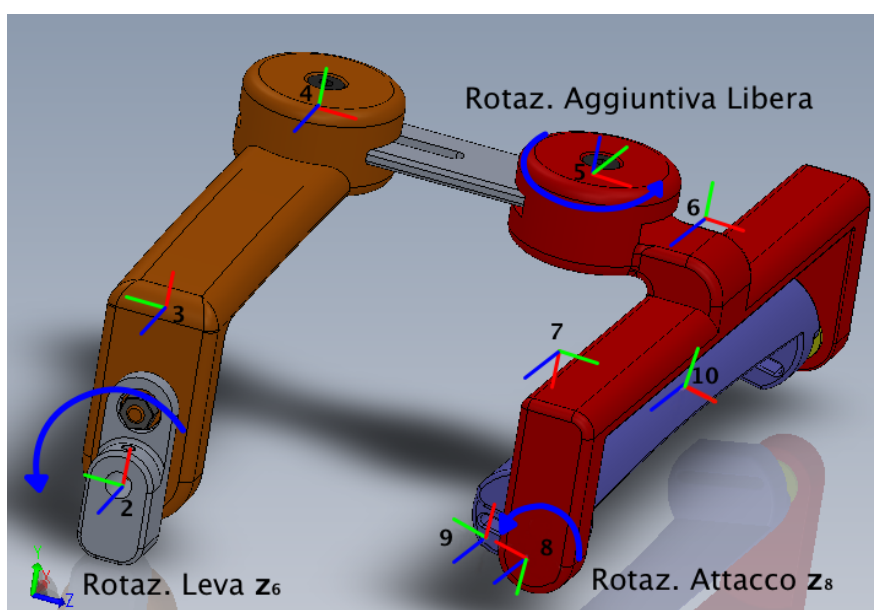


Figura 7.18: Schematizzazione con notazione di DH della manopola costituente insieme alle catene delle dita il meccanismo “approssimato”. La convenzione per le terne è quella denominata RGB (Red, Green, Blue), rispettivamente per x, y, z .

le 4 falangi insieme e dare spazio alla mano, che possiede un certo spessore, all'interno. La Figura 7.18 mostra innanzitutto il disegno CAD della manopola dell'ortesi realizzata.

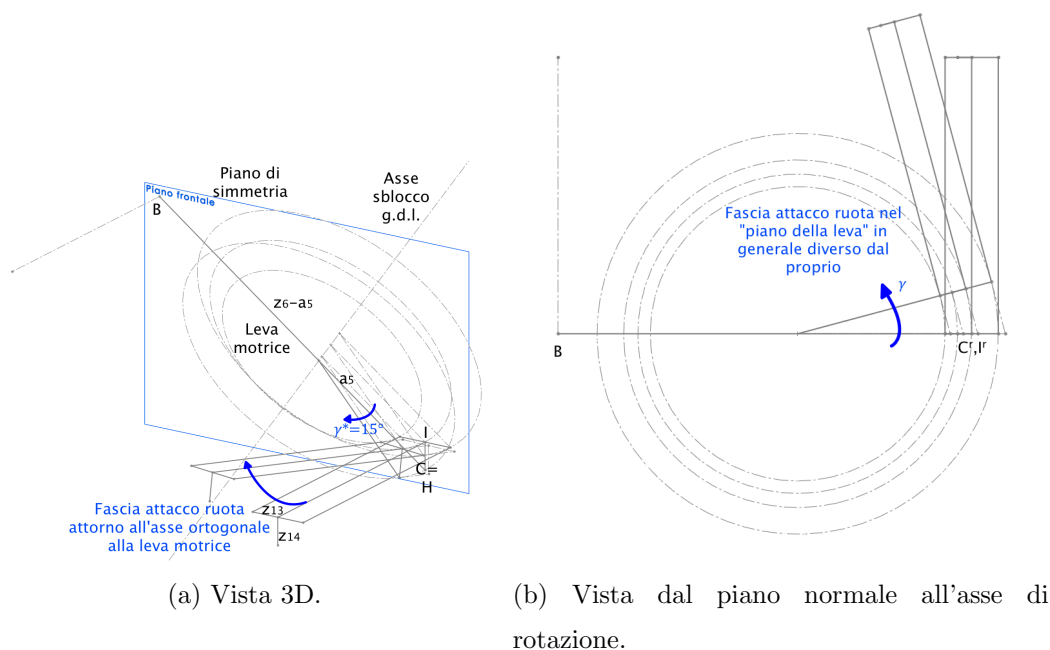


Figura 7.19: Effetto della rotazione dell'angolo γ in due posizioni diverse del meccanismo bidimensionale (estensione massima e flessione intermedia) in viste differenti.

L'idea progettuale per risolvere o quantomeno ridurre il problema della difficoltà di fissaggio delle dita al supporto è messa in evidenza in Figura 7.18. L'idea consiste infatti nello sbloccare un grado di libertà nel piano trasversale a quello del movimento, ad una certa distanza dalla posizione dell'attacco sulle seconde falangi. Liberare questo g.d.l. (Figura 7.19a) significa permettere all'attacco di posizionarsi obliquamente rispetto all'asse di rotazione della leva motrice. In questo modo si sfrutta la mediamente normale decrescenza della misura delle dita dal medio al mignolo per favorire il fissaggio di queste sul supporto ora inclinabile (7.20), come spiegato meglio anche nel seguito. È altresì chiaro che l'indice o il mignolo potrebbero essere sfavoriti.

Questo accorgimento in realtà ha l'effetto di ridurre parzialmente anche la forzatura dell'articolazione durante il movimento, in combinazione con un eventuale adduzione del polso. Questo è vero in quanto il punto di convergenza degli assi delle dita in flessione è l'eminanza thenar ed essa non si trova sull'asse antero-

posteriore della mano bensì spostata verso il pollice. Si può dire cioè che l'asse di rotazione medio non è normale al piano antero-posteriore ma leggermente inclinato. Tuttavia è anche vero che lo sblocco del g.d.l. non è in corrispondenza delle articolazioni metacarpo-falangee in quanto situato un po' più avanti e il piano sul quale avviene la rotazione è quello normale al piano di flessione-estensione contenente la leva motrice $\mathbf{z}_6$, ma in generale non le falangi (Figura 7.19b).

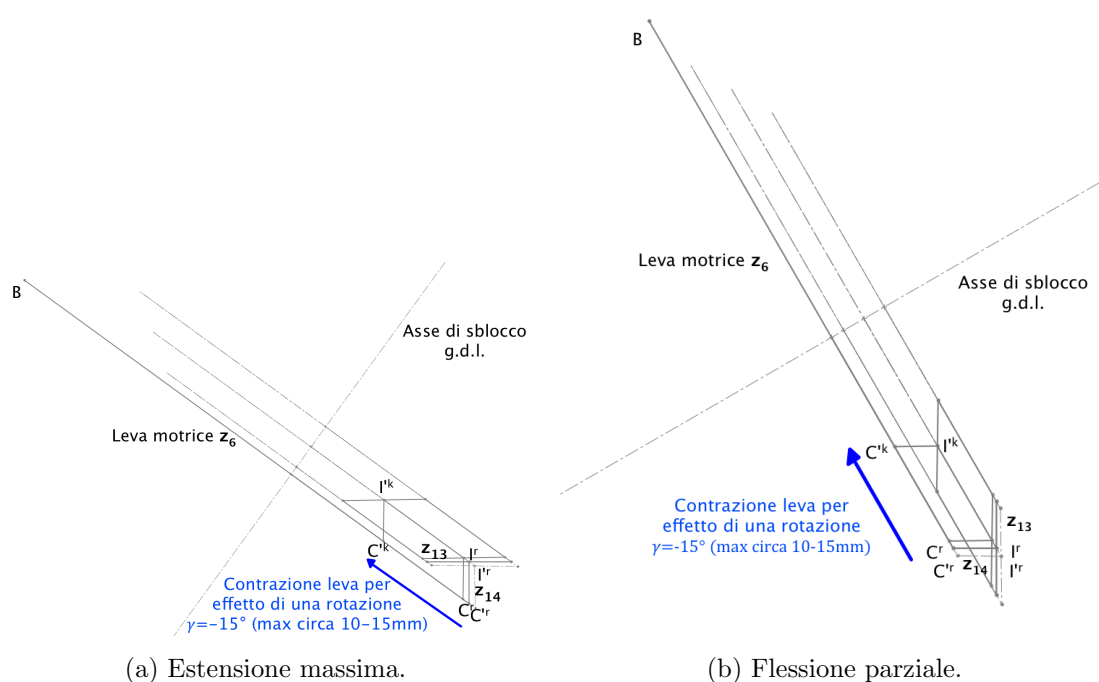


Figura 7.20: Cambiamento del meccanismo bidimensionale per effetto di una rotazione negativa dell'angolo γ in due posizioni diverse del meccanismo bidimensionale (estensione massima e flessione intermedia) in vista laterale (piano di moto per la flessione-estensione).

Le Figure 7.20 mostrano l'effetto dello sblocco del g.d.l. sul meccanismo bidimensionale del k-esimo dito. Dal punto di vista del meccanismo bidimensionale, lo sblocco del g.d.l. provoca una parziale personalizzazione o meglio una sorta di registrazione del meccanismo 2D per ciascun dito della mano. Si tratta di una registrazione differente però a quella implementata e descritta in 7.6. Si può comunque ancora considerare il meccanismo bidimensionale in quanto si può

pensare ad es. di montare la mano direttamente con la manopola ruotata oppure ipotizzare che le dita scorrano nella fascia. Questo vuol dire che si può ancora supporre che le dita agiscano su piani paralleli e normali all'asse di rotazione della leva motrice, pur con manopola ruotata spazialmente di γ .

Come si può vedere dal disegno, l'effetto riprodotto su un piano di moto che taglia la fascia della leva inclinata è quello di spostare il punto dell'attacco del k-esimo dito C^k lungo la leva $\mathbf{z}_6$ (C^k), a causa della rotazione γ , tanto più quanto è maggiore questa rotazione e la distanza dall'asse di sblocco nella direzione normale al piano mostrato in Figura 7.20, cioè più ci si allontana dal piano di simmetria della manopola. Lo spostamento comporta quindi un accorciamento o un allungamento della lunghezza del vettore della leva motrice, a seconda del verso di rotazione (7.20 e 7.21). Considerando che il mignolo possiede la falange più corta, è evidente che ad es. per una mano destra è conveniente una rotazione negativa che permette cioè di accorciare la leva e permetterne un comodo fissaggio. In questo caso ad es. il punto C''^k mostrato corrisponderebbe al piano del meccanismo del mignolo che è il più distante da quello del medio che definisce la mezzeria della manopola.

Questo effetto è assimilabile a quello di una registrazione regolabile, in realtà la differenza sostanziale in questo caso è che l'angolo φ_3^k , che definisce l'inclinazione della seconda falange del dito k-esimo, risulta uguale per tutte le falangi ($\varphi_3^k = \varphi_3$) e pari approssimativamente al valore del meccanismo sintetizzato e registrato per il dito di riferimento ($C''^r \simeq C^r$).

L'effetto negativo di questa modifica è ovviamente il fatto che il supporto si muove solidalmente al cambiamento di z_6 , ciò può comportare un "innalzamento della seconda falange", che non è detto sia per ogni dito corretto per un movimento naturale.

L'angolo di inclinazione teorico, cioè la rotazione attorno all'asse sbloccato, si può supporre essere pari all'inclinazione media dalla misura della prima falange delle dita z_2^k e della larghezza della mano w (Tabella 3.4):

$$\gamma = -atan2\left(z_2^{medio} - z_2^{mignolo}, w\right) \quad (7.158)$$

Essa risulta all'incirca di $10 - 15^\circ$ che si traduce all'estremità della larghezza



Figura 7.21: Cambiamento del meccanismo bidimensionale per effetto di una rotazione positiva dell'angolo γ in due posizioni diverse del meccanismo bidimensionale (estensione massima e flessione intermedia) in vista laterale (piano di moto).

della mano in uno spostamento mediamente di circa $10 - 15\text{mm}$. L'angolo γ è più probabile che in realtà cambi durante il funzionamento. Nell'interfaccia MatLab, che sarà descritta successivamente, si è implementato un algoritmo che tenta di riprodurre la variazione dell'angolo durante il moto. Esso si basa sulla massimizzazione della distanza, media tra le falangi, dal punto di attacco sulla seconda falange all'articolazione IP, punto per punto, distanza che sarà chiamata nel seguito $\overline{ID}$. La ragione è che aumentando tale distanza si tende ad avere una prima falange meno flessa.

Sviluppo del meccanismo

La Figura 7.18 che mostra la soluzione progettuale, riporta anche le terne di DH per una schematizzazione come catena seriale. La catena è costituita da 10 terne, con le prime due, non presenti in figura, rappresentanti il telaio e la leva del polso, che in questo contesto è comunque considerata bloccata. I gradi di libertà idealmente sono 3: la rotazione della leva motrice, la rotazione dell'attacco e il nuovo g.d.l. aggiunto. Collegando la catena così formata alle 4 catene delle dita, costituendo quindi il meccanismo chiamato qui "approssimato", i gradi di libertà effettivi teorici diventano 2, di cui quindi uno controllato e uno libero. La tabella di DH della singola catena teorica è riportata in 7.15.

$T_{i,i-1}$	α_{i-1}	a_{i-1}	ϑ_i	d_i
1,0	0	0	φ_{11}	0
2,1	0	z_{11}	$\varphi_6 - \varphi_{11} + \pi/2$	0
3,2	0	a_2	0	0
4,3	0	0	$-\pi/2$	$-d_4$
5,4	$-\pi/2$	$z_6 - a_5$	γ	0
6,5	$\pi/2$	a_5	0	0
7,6	0	0	$-\pi/2$	d_4
8,7	0	a_2	$\varphi_{15} - \varphi_6 + \pi/2$	0
9,8	0	z_{15}	$\varphi_{14} - \varphi_{15}$	0
10,9	0	z_{14}	$\varphi_3 - \varphi_{14}$	0

Tabella 7.15: Tabella di Denavit-Hartenberg della catena seriale del meccanismo “approssimato”. I parametri si riferiscono tutti ai valori del meccanismo sintetizzato per un dito di riferimento r tra indice, medio e mignolo e poi registrato (registrazione bloccata o regolabile) con successiva analisi cinematica. La catena è una e unica per tutte le dita non il meccanismo bidimensionale k -esimo. I parametri a_j, d_j sono dimensioni legate alla geometria della manopola.

Cinematica inversa della catena delle dita

Si è accennato, nel descrivere il meccanismo teorico, del fatto che solo un sistema con un attacco registrato appositamente per ciascun dito possa permettere alle seconde falangi di inclinarsi in modo in generale differente tra loro. Considerando, infatti, una manopola che, come in questo caso, contiene tutte le seconde falangi delle dita della mano ciò non è possibile. Registrato il meccanismo per una prima falange di riferimento (dito medio), saranno allora le seconde falangi delle altre dita che si adeguano all’inclinazione dell’attacco che sarà pari a quella della seconda falange del dito medio se utilizzato come riferimento (Figura 7.20). Si ottiene quindi una situazione di questo tipo:

- meccanismo 2D registrato rispetto alla prima falange di un dito preso a riferimento, da questo ne derivano:

- catena seriale approssimata nota, a meno eventualmente dell'angolo γ che si può supporre ad es. fissato e pari a Eq. 7.158;
- posizioni note della catena seriale di quel dito;
- angolo d'inclinazione delle seconde falangi (φ_3) noto e pari a quello del dito preso a riferimento;
- punto di contatto (I^k), tra la seconda falange di ciascun dito e l'attacco, calcolabile (dipenderà in particolare da γ).

Se si considera adesso che la catena seriale delle prime due falangi di un dito è assimilabile ad un manipolatore planare a 2 g.d.l., è evidente che se viene fissata la rotazione assoluta del secondo link e un punto che deve appartenere a tale link, allora è determinato anche l'angolo del primo link che in generale sarà diverso da dito a dito. Infatti si può scrivere nel piano x, y del sistema di riferimento 0 k-esimo:

$$\begin{cases} x_I^k &= z_2^k \cos \varphi_2^k + \overline{I^k D^k} \cos \varphi_3 \\ y_I^k &= z_2^k \sin \varphi_2^k + \overline{I^k D^k} \sin \varphi_3 \end{cases} \quad (7.159)$$

che è un sistema a 2 equazioni in 2 incognite ($\varphi_2^k, \overline{I^k D^k}$). Questo spostamento dell'attacco rispetto a quello teorico ottenuto registrando il meccanismo sintetizzato per quel dito verrà in seguito denominato “scorrimento”. Da tutto ciò ne deriva che, calcolato il punto I^k , è necessario trovare l'angolo della prima falange del dito considerato applicando la cinematica inversa. Si fa notare che prevedere un piccolo scorrimento ma in generale diverso da punto a punto significa supporre eventualmente che l'attacco non sia completamente rigido (gioco/elasticità) in direzione, nel piano, parallela alla seconda falange oltre che nella direzione normale al piano. Di fatto questa può essere un'ipotesi plausibile (ad es. con fascia a strappo) purché lo scorrimento sia molto ridotto.

Dal punto di vista matematico, per prima cosa è necessario trovare il punto I^k . Si suppongano, come già espresso nelle ipotesi, le dita su piani paralleli tra loro. Supponendo γ dato, il punto I^k è allora l'intersezione del segmento di retta dell'attacco che va da una parte all'altra della mano (in blu in Figura 7.18) con il piano in cui giacciono le falangi di quel dito. Se γ fosse nullo il segmento

sarebbe normale ai piani. Se $P_{1a}^k, P_{2a}^k, P_{3a}^k$ sono 3 punti che definiscono il piano del generico dito in un sistema di riferimento ambiente (ad es. origine e assi x, y della terna 0 dell'arto espressi nella terna ambiente), allora i coefficienti di un piano $ax + by + cz + 1 = 0$ sono dati da

$$\begin{Bmatrix} a^k \\ b^k \\ c^k \end{Bmatrix} = - \begin{bmatrix} x_1^k & y_1^k & z_1^k \\ x_2^k & y_2^k & z_2^k \\ x_3^k & y_3^k & z_3^k \end{bmatrix}^{-1} \begin{Bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{Bmatrix} \quad (7.160)$$

Se ora O_a e $\mathbf{u}_{za}$ sono rispettivamente l'origine e il versore z della terna 10 della catena approssimata (Figura 7.18), la retta nello spazio passante per O_a e parallela a $\mathbf{u}_{za}$ è:

$$\begin{Bmatrix} x \\ y \\ z \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} O_{x_a} \\ O_{y_a} \\ O_{z_a} \end{Bmatrix} + t\mathbf{u}_{za} \quad (7.161)$$

Per trovare il punto I_a^k è necessario allora imporre sistema tra la retta e il piano per determinare il parametro

$$t = - \frac{\begin{Bmatrix} a \\ b \\ c \end{Bmatrix}^T \begin{Bmatrix} O_{x_a} \\ O_{y_a} \\ O_{z_a} \end{Bmatrix} + 1}{\begin{Bmatrix} a \\ b \\ c \end{Bmatrix}^T \mathbf{u}_z} \quad (7.162)$$

da cui si calcolano le coordinate del punto di intersezione

$$\begin{Bmatrix} I_{x_a}^k \\ I_{y_a}^k \\ I_{z_a}^k \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} O_{x_a} \\ O_{y_a} \\ O_{z_a} \end{Bmatrix} + t\mathbf{u}_{za} \quad (7.163)$$

Si riportino ora le coordinate del punto nel sistema di riferimento 0 dell'arto quindi sul piano x, y dell'arto k -esimo considerato:

$$I_0^k = [T_{0,a}^k]^{-1} I_a^k \quad (7.164)$$

Dal meccanismo completo per il dito di riferimento è noto l'angolo assoluto $\varphi_3 = \varphi_3^r$ della seconda falange nel proprio piano x_0^r, y_0^r . La posizione dell'articolazione

MCP (A_0^k) del dito k-esimo è desumibile invece dalla quarta colonna della matrice $[T_{2,a}^k]$ visto che si suppone il polso bloccato, da cui diventa noto il vettore $\mathbf{A}_0^k \mathbf{I}_0^k$. Ma allora si può chiudere un triangolo $A_0^k D_0^k I_0^k$ che dal teorema di Carnot fornisce la lunghezza $\overline{I_0^k D_0^k}$:

$$z_2^{k^2} = \overline{A_0^k I_0^k}^2 + \overline{I_0^k D_0^k}^2 - 2\overline{A_0^k I_0^k} \cdot \overline{I_0^k D_0^k} \cos(\varphi_{A_0^k I_0^k} - \varphi_3^r) \quad (7.165)$$

$$a^k = 1 \quad (7.166)$$

$$b^k = -2\overline{A_0^k I_0^k} \cos(\varphi_{A_0^k I_0^k} - \varphi_3^r) \quad (7.167)$$

$$c^k = \overline{A_0^k I_0^k}^2 - z_2^{k^2} \quad (7.168)$$

$$\overline{I_0^k D_0^k} = \frac{-b^k \pm \sqrt{b^{k^2} - 4a^k c^k}}{2a^k} \quad (7.169)$$

$$(7.170)$$

Il calcolo di φ_2^k a questo punto è immediato:

$$\varphi_2^k = \text{atan2} \left(I_{y_0}^k - \overline{I_0^k D_0^k} \sin(\varphi_3^r), I_{x_0}^k - \overline{I_0^k D_0^k} \cos(\varphi_3^r) \right) \quad (7.171)$$

Per scegliere la soluzione corretta si fanno due considerazioni:

- se $b < 0$ ($|\varphi_{A_0^k I_0^k} - \varphi_3^r| < \pi/2 + 2\pi k$) e il termine $-b > 0$: in questa caso la soluzione migliore potrebbe essere quella con il segno negativo ($\overline{I_0^k D_0^k} < 0$) per mantenere la prima falange il più possibile inclinata come quella nominale;
- se $b > 0$ ($|\varphi_{A_0^k I_0^k} - \varphi_3^r| > \pi/2 + 2\pi k$) e il termine $-b < 0$: in questa caso la soluzione migliore è quella positiva per non cambiare configurazione.

Si fa notare che non sempre ci sarà in generale soluzione in quanto il radicando potrebbe essere negativo. Inoltre in generale ci possono essere casi in cui la soluzione non ha senso fisico. Uno di questi casi è ad es. $\overline{I_0^k D_0^k} < 0$, il che vorrebbe dire la seconda falange non si trova vincolata all'attacco pur mantenendo la stessa inclinazione. Ci sono poi altri casi come in particolare $\overline{I_0^k D_0^k} > z_3$ da discutere. Infatti una soluzione del genere significa che non è la seconda falange ad essere fissata sull'attacco ma è la terza ad esserlo, come dire che durante il movimento ci sia stato un elevato scorrimento. Se un piccolo scorrimento dovuto ad un certo gioco/elasticità nell'attacco in quella direzione è un'ipotesi plausibile, visti anche

i test eseguiti con il prototipo preesistente, uno scorrimento molto elevato diventa invece poco credibile. È più credibile che la fascia di supporto funga da perno per la seconda falange la quale leggermente ruota cambiando inclinazione. Si può supporre allora una certa flessibilità o gioco anche nella direzione ortogonale alla falange.

L'algoritmo implementato controlla quindi tutte queste situazioni e quando non c'è soluzione, $\overline{I_0^k D_0^k} < 0$ o $\overline{I_0^k D_0^k} > z_3$ aumenta o diminuisce leggermente l'angolo φ_3^k di una piccolissima entità fino a trovare una soluzione che può essere ritenuta credibile. Questo effetto di allontanamento dall'attacco ortogonalmente alla falange nel seguito verrà chiamato "distacco".

7.9 Interfaccia MatLab

Tutti i calcoli descritti nelle sezioni precedenti sono stati implementati in MatLab costruendo un'intera interfaccia utente con i campi dati, le impostazioni, in aggiunta a finestre a scomparsa separate che mostrano risultati e grafici di diverso tipo. Le finestre aggiuntive vengono ridimensionate e riordinate per occupare in modo ottimale lo spazio su schermo.



Figura 7.22: Interfaccia grafica sviluppata in MatLab.

Come mostrato in Figura 7.22 l'interfaccia MatLab (GUI, Graphical User Interface) è progettata dividendo la finestra in tre moduli distinti anche visivamente con colori diversi:

- modulo di sintesi;
- modulo di analisi;
- modulo di sviluppo.

Per chiarezza, la struttura adottata nel presente capitolo contenente la descrizione dei calcoli di sintesi, registrazione/analisi e sviluppo richiama esattamente la suddivisione dei moduli utilizzata.

In tutte le figure aggiuntive il meccanismo viene sempre mostrato completo di meccanismo delle falangi e meccanismo del polso.

7.9.1 Modulo di sintesi

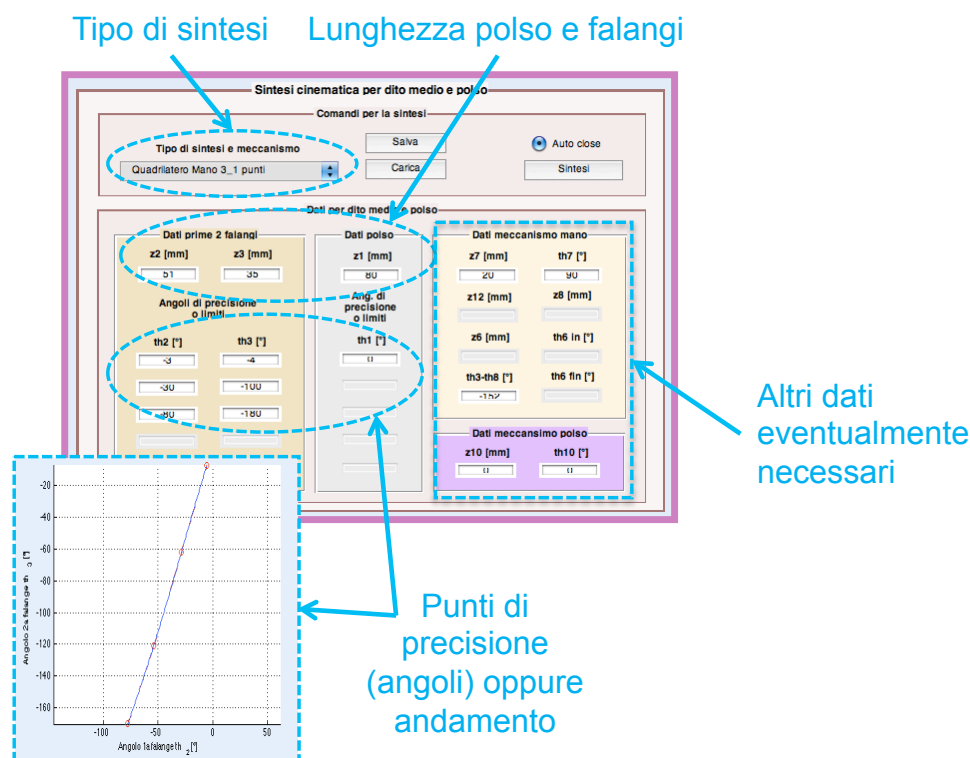


Figura 7.23: Modulo di sintesi dell'interfaccia grafica sviluppata in MatLab.

Il modulo di sintesi implementa i calcoli di sintesi riportati in 7.4 e 7.5. Come si vede in Fig. 7.23, il modulo di sintesi è suddiviso in due pannelli principali: “Comandi” e “Dati”.

Il pannello dei comandi permette di selezionare il tipo di sintesi del meccanismo da attuare (ad es. sintesi a 4 punti del quadrilatero della mano, intendendo quello delle falangi), salvare tutti i dati presenti in interfaccia per un caricamento successivo, caricare i dati di interfaccia, impostare o meno l’autochiusura delle finestre di sintesi ad ogni nuovo calcolo ed infine eseguire la sintesi.

Il pannello dei dati distingue i dati per eseguire la sintesi cinematica in 4 sub-pannelli: dati falangi, dati polso, dati meccanismo mano, dati meccanismo polso. I vari edit per l’inserimento dei valori vengono abilitati in base al tipo di sintesi impostata. L’effettiva lettura e memorizzazione dei valori viene fatta solo al momento dell’esecuzione della sintesi. Tale operazione è implementata in modo che automaticamente ad ogni casella venga associata direttamente la voce dell’array corrispondente al dato.

Come illustrato in Fig. 7.23, nel caso di sintesi per punti di precisione, i dati sono relativi a lunghezze note e angoli assoluti che definiscono i punti di precisione. Nel caso di sintesi iterativa i dati degli edit si riferiscono a valori di primo tentativo e limiti; per inserire tracciando per punti la funzione di flessione delle falangi si apre una finestra aggiuntiva in cui vengono mostrate la retta bisettrice e la curva di un movimento di flessione-estensione a mano libera. La curva $\varphi_3(\varphi_2)$ è stata ricavata da alcune semplici prove di tracking con telecamera del movimento di flessione-estensione del dito indice con 2 marker rettangolari. Tramite il toolbox Image Processing di MatLab, si è scritta con questo scopo una routine ad hoc per l’acquisizione, il riconoscimento oggetti e la determinazione delle orientazioni dei marker. L’obiettivo era quello di avere un riferimento qualitativo di un possibile normale andamento di questa funzione. Il risultato è che durante la prima parte della flessione la seconda falange ruota poco rispetto alla prima, quasi l’intero range di movimento viene infatti percorso verso la fine del movimento di chiusura della mano (Figura 7.34b).

Una volta svolti i calcoli di sintesi, vengono aperte due finestre per ogni soluzione trovata (Fig. 7.24). Per la stessa soluzione, una finestra è composta da un

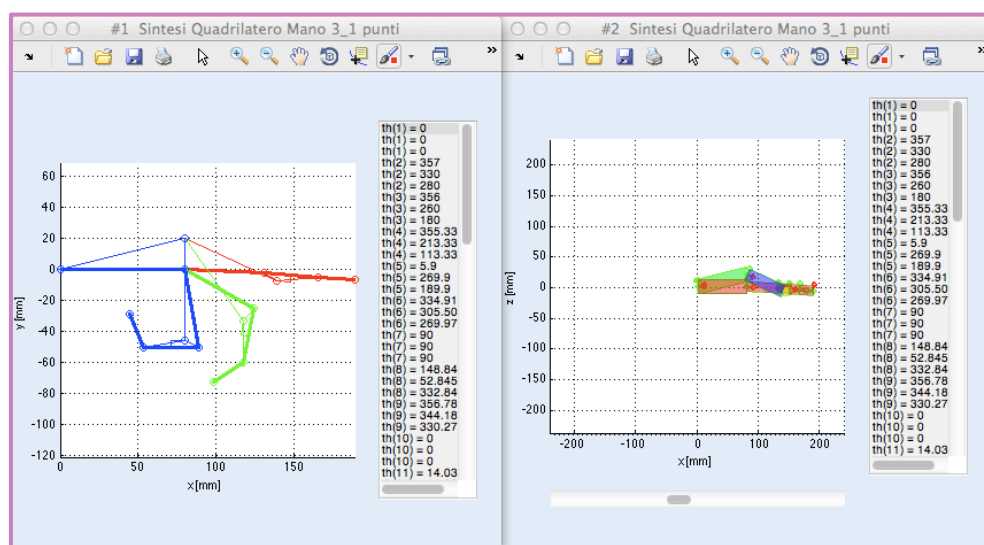


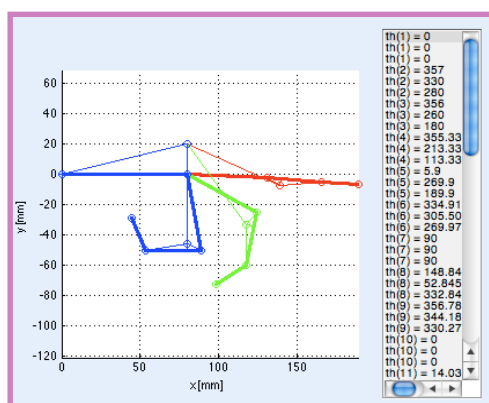
Figura 7.24: Finestre di sintesi per una soluzione: meccanismo in forma di vettori e in forma di blocchi rettangolari.

disegno del meccanismo in forma di poligono di vettori, nei punti di precisione o in alcuni punti nel caso iterativo, e da un blocco elenco che riporta tutti i dati del meccanismo trovato (moduli e angoli). L'altra finestra è analoga ma con i membri disegnati nella prima posizione tramite il comando `patch` di MatLab che permette di disegnare dei rettangoli in luogo di linee. In questa finestra vi è anche una barra di controllo (slider) agendo sulla quale è possibile far muovere il meccanismo: si dà di fatto un incremento/decremento alla coordinata libera rispetto alla posizione precedente e calcolando l'analisi cinematica diretta si disegna il meccanismo nella nuova posizione. La Figura 7.25 riporta un esempio di risultato in forma di vettori per ogni tipo di sintesi implementato.

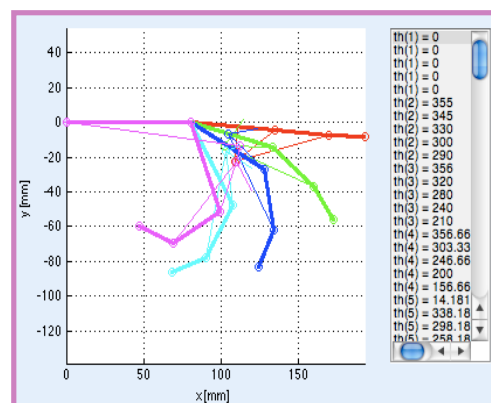
7.9.2 Modulo di analisi

Il modulo di analisi (Figura 7.26) serve per svolgere i calcoli di analisi cinematica di posizione e velocità dopo eventuale registrazione (sezione 7.6), e l'analisi dinamica statica (sezione 7.7). Presenta dati e comandi nello stesso pannello ma è suddivisa in due sub-pannelli distinti.

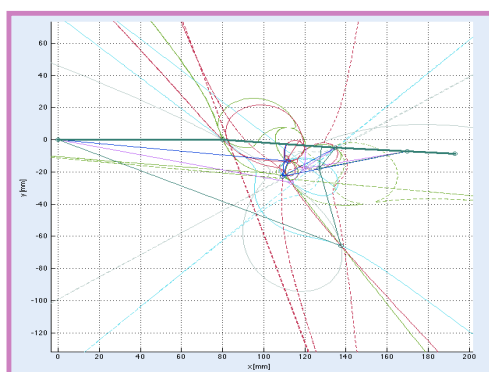
Il primo pannello contiene gli edit per i dati necessari al calcolo dell'analisi



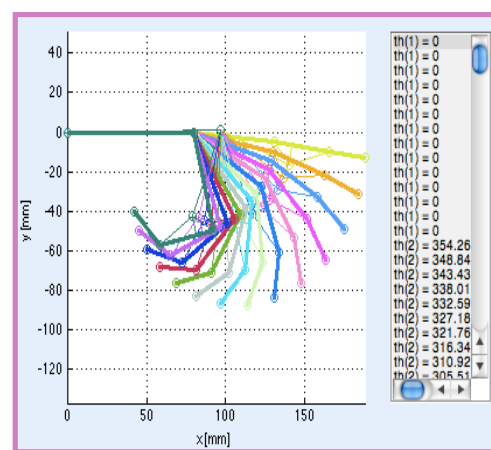
(a) Sintesi a tre punti di precisione.



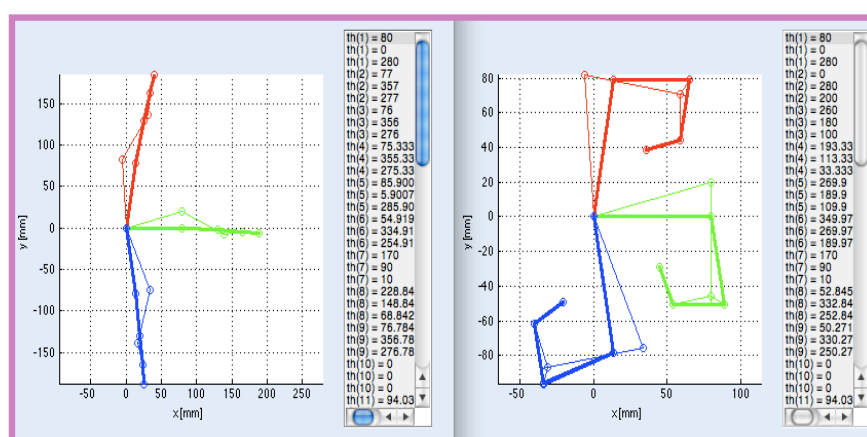
(b) Sintesi a cinque punti di precisione.



(c) Sintesi ridotta a quattro punti di precisione.



(d) Sintesi analitico-iterativa.



(e) Sintesi a tre punti e due configurazioni (polso).

Figura 7.25: Esempi delle finestre dei risultati della sintesi per ogni tipo di sintesi implementata. Il meccanismo è mostrato completo di meccanismo delle falangi e meccanismo del polso.

Figura 7.26: Modulo di analisi dell'interfaccia grafica sviluppata in MatLab.

cinematica, in particolare la dimensione della mano e della prima falange per operare la registrazione, oltre al menu a scomparsa per la scelta del tipo di registrazione tra le varie combinazioni (ad es. “Bloc./Reg.” sta per registrazione bloccata del polso ma regolabile per le dita). Inoltre è possibile effettuare i calcoli per un singola soluzione scelta tra quelle derivanti dalla sintesi oppure tutte le soluzioni. Infine comprende i campi di inserimento del modulo della forza agente ortogonalmente alla falange e tangenzialmente. I pulsanti “Cinematica” e “Dinamica” (abilitato solo dopo aver eseguito la cinematica) danno il via al calcolo. Il pulsante di cinematica apre una figura per ogni soluzione o per la singola soluzione in cui viene mostrato il movimento del meccanismo in forma di vettori nell'intero range di moto. Il pulsante di dinamica apre invece la finestra della coppia motrice risultante e la finestra delle reazioni vincolari.

Il secondo pannello ha come scopo quello di svolgere in un'unica passata tutti i calcoli di registrazione del meccanismo, di analisi cinematica e di dinamica con i dati inseriti nei campi del pannello superiore. Inoltre utilizza due campi aggiuntivi di input, che sono un valore min e un valore massimo per la mano o la prima falange, a seconda del tipo di meccanismo, per eseguire analisi ulteriori su l'intero range di misure.

Il pulsante “Analisi” fa partire i calcoli. Alle finestre precedenti di risultati, si

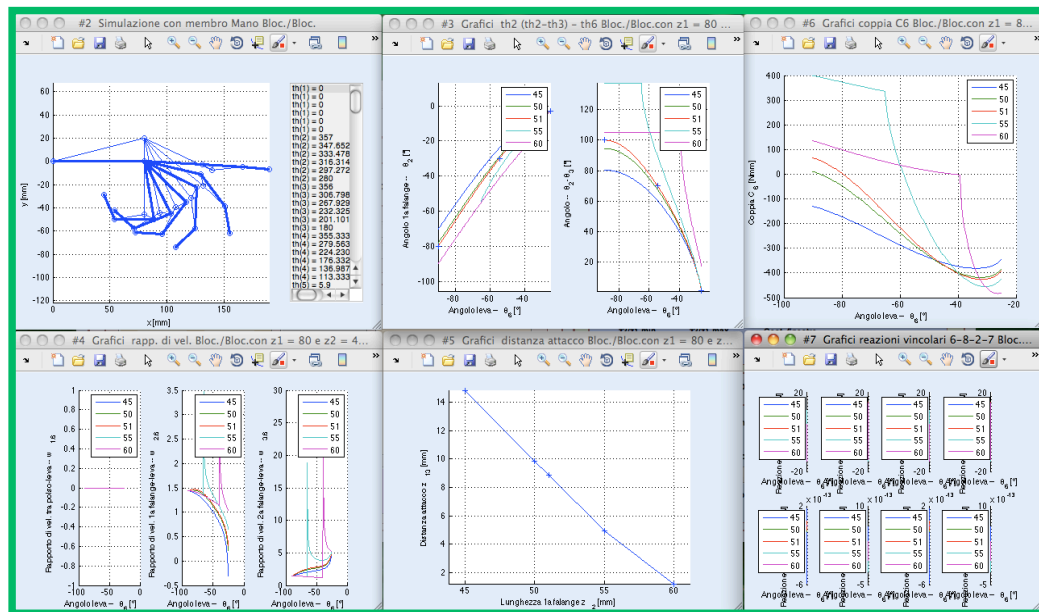


Figura 7.27: Esempio di finestre di output dei risultati dell'analisi.

aggiungono in questo caso anche l'andamento dell'angolo di rotazione delle falangi rispetto alla leva motrice e i rapporti di trasmissione. In aggiunta però sono riportati in ciascun grafico gli andamenti per tutti i meccanismi registrati dal valore minimo a quello massimo di misura della mano o della prima falange con un passo di 5mm . Ciò permette di confrontare le performance nei vari casi. La Figura 7.27 riporta un esempio di disegni e grafici mostrati.

7.9.3 Modulo di sviluppo

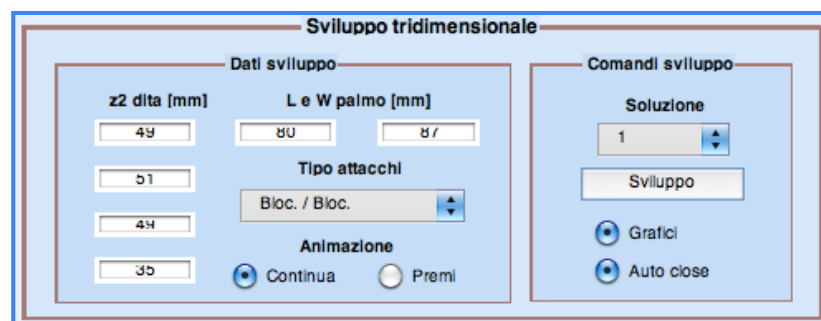


Figura 7.28: Modulo di sviluppo dell'interfaccia grafica sviluppata in MatLab.

Nel modulo di sviluppo (Figura 7.28) sono implementati i calcoli di sviluppo tridimensionale del meccanismo (7.8) e relative analisi. Come per la sintesi comandi e dati sono distinti.

Nel sub-pannello “Dati” sono presenti gli edit relativi alla lunghezza della prima falange per ciascun dito oltre alla lunghezza e larghezza della mano. Un menu popup permette invece di scegliere il tipo di registrazioni per i due meccanismi.

Il sub-pannello dei comandi esegue i calcoli, una volta scelta la soluzione. Il risultato viene mostrato con due animazioni in due finestre separate ridimensionate a metà schermo e affiancate, le quali mostrano il movimento del meccanismo teorico e di quello approssimato. Selezionando la voce “Grafici”, oltre a queste due finestre di animazione vengono mostrati, in finestre separate, il grafico del percorso nel sistema ambiente dei punti di contatto per ciascun dito del meccanismo approssimato confrontato con quello teorico, errore in x e y su ciascun piano delle dita tra le due traiettorie nonché la distanza, scorrimento e distacco, andamento dell’angolo delle falangi in funzione dell’angolo della leva. La Figura 7.29 riporta un esempio di disegni e grafici mostrati.

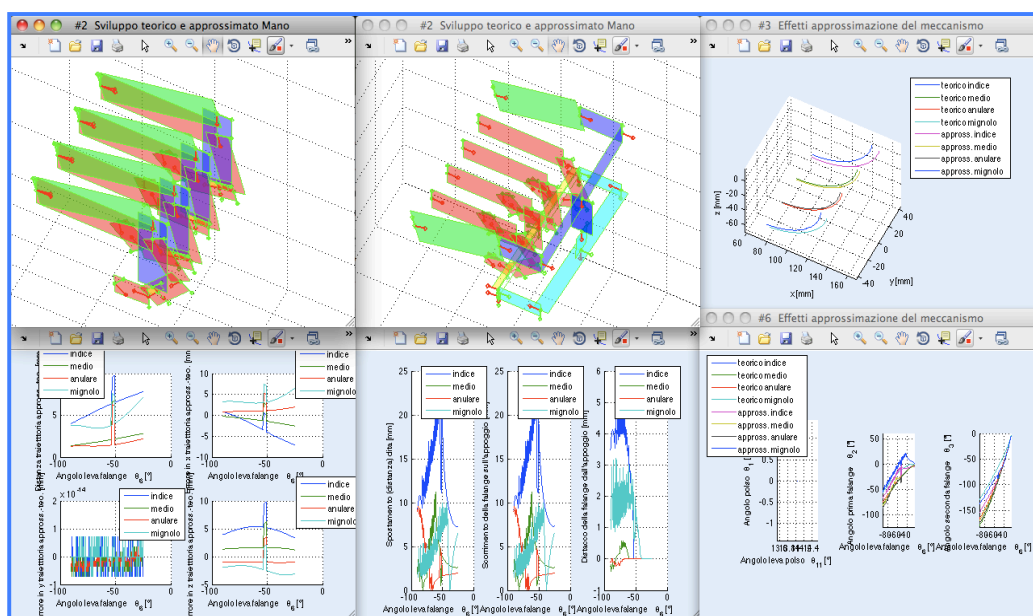


Figura 7.29: Esempio di finestre di output dei risultati dello sviluppo tridimensionale.

7.9.4 Strutture dati

Anche dal punto di vista della struttura dati si sono utilizzate tre sottostrutture distinte esattamente come i tre moduli e chiamate quindi “sintesi”, “analisi” (divisa in “cinematica” e “dinamica”), “sviluppo”. Esse contengono il risultato del calcolo suddividendo i vettori dei meccanismi in moduli ed angoli. Questi ultimi sono tutti convertiti per semplicità in radianti compresi tra 0 e 2π tramite una funzione appositamente implementata per realizzare tale “scalatura”.

I dati iniziali per ciascun modulo sono invece memorizzati in una sottostruttura chiamata “dati”, divisa a sua volta per modulo implementato.

Moduli e angoli dei vettori risultanti sono normalmente array a 3 dimensioni, dove:

- primo indice è relativo alla soluzione;
- il secondo indice è relativo ai punti;
- il terzo indice è relativo al numero del vettore del meccanismo.

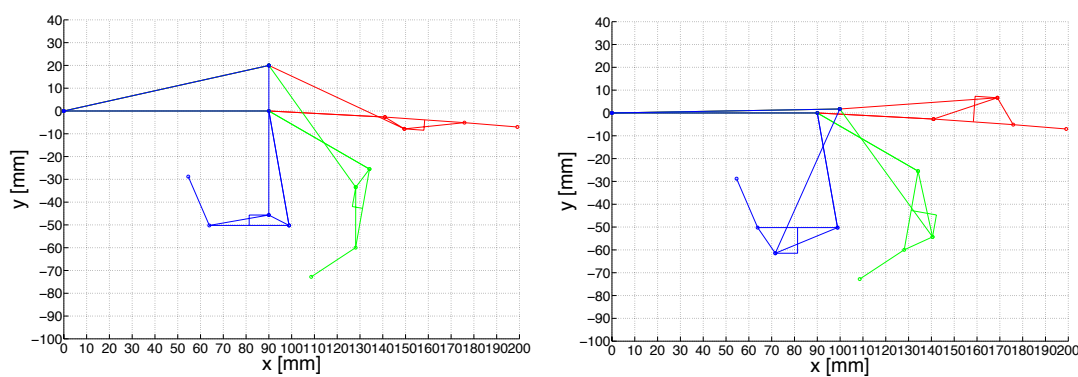
Quando si eseguono confronti simultanei tra meccanismi con registrazioni per diverse misure di falange o mano, si aumenta la dimensione dell’array a 4.

7.10 Descrizione delle scelte effettuate

In questa sezione vengono riportati e descritti i dati, il tipo di sintesi impiegati per determinare il meccanismo poi realizzato e il tipo di registrazione. Le scelte qui riportate sono in realtà la conseguenza di un processo progettuale come sempre iterativo che ha portato a scegliere dei parametri piuttosto di altri, confrontando i grafici di analisi e gli effetti sullo sviluppo tridimensionale. Oltre a ciò le scelte sono anche il frutto di diverse prove sperimentali del meccanismo prototipato in plastica semipiena (senza la trasmissione all’interno) e montato su una tavoletta in legno per l’appoggio dell’avambraccio.

7.10.1 Sintesi

Per il meccanismo delle falangi, sono stati testati tutti i metodi di sintesi implementati.



(a) Telaio di lunghezza 20mm e angolo 90°. (b) Telaio di lunghezza 10mm e angolo 10°.

Figura 7.30: Due esempi del risultato della sintesi a 3 punti di precisione con differenze per effetto del cambiamento del telaio.

Sulla base della Tabella 3.4, ma anche dai test e dalle prove si sono definiti i dati delle misure della mano e delle falangi in comune a tutte le sintesi. Tali valori possono essere scelti nell'intorno rispettivamente di 90mm, 51mm e 35mm. Queste misure influenzano il risultato della sintesi, in particolare la misura della prima falange z_2 è essenziale nel caso in cui si scelga successivamente un meccanismo senza possibilità di regolazione, perché diversi valori comportano variazioni notevoli in termini di rapporti di velocità e rotazioni delle falangi. La scelta di z_3 è invece meno importante della precedente, in quanto la seconda falange non fa parte del quadrilatero di moto. La sua lunghezza influenza però la coppia richiesta all'attuazione se si suppone un attacco della falange progettato almeno nominalmente per fissarsi a metà della falange stessa ($\mathbf{z}_{15}$). Infine, anche la lunghezza della mano z_1 se varia di molto e non è compensata risulta critica per la registrazione poi successiva del meccanismo per mani differenti. Questi aspetti verranno meglio discussi nella sottosezione successiva.

Per quanto riguarda gli angoli, le scelte sono molteplici e dipendono anche dal metodo utilizzato. Si ricorda, prima di tutto, che, con le ipotesi assunte per il

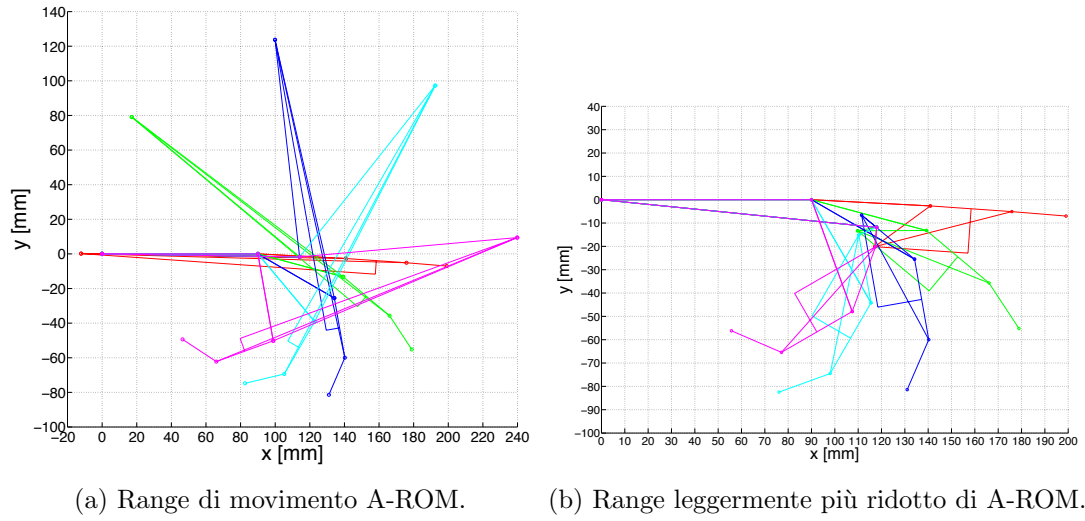


Figura 7.31: Due esempi del risultato della sintesi a 5 punti di precisione con differenze per effetto del cambiamento del range di movimento delle falangi.

calcolo della sintesi del polso, il meccanismo del polso si riduce ad una leva solidale all'intero meccanismo di attacco e alla mano, la cui determinazione diviene triviale. Di conseguenza gli angoli scelti per la flessione-estensione del polso (φ_1) non influenzano il meccanismo, se si utilizzano i dati del meccanismo delle falangi come input per la sintesi del polso. Valori considerati adeguati in ogni caso sono $80^\circ, 0^\circ, -80^\circ$ (A-ROM in Tabella 3.1).

Considerando invece il meccanismo delle falangi, nel caso del metodo a 3 punti di precisione sono 3 gli angoli da assegnare per quanto concerne prima e seconda falange (φ_2, φ_3). In questo caso è necessario che 2 di questi angoli siano scelti per definire il range di flessione-estensione. Per poter garantire un range maggiore possibile per il funzionamento dell'ortesi in modo da riabilitare pazienti di condizioni differenti migliorando in questo senso anche il prototipo preesistente, si possono considerare come valori quelli di A-ROM delle falangi dell'indice (Tabella 3.2), da cui in angoli assoluti $-3^\circ \div -80^\circ$ e $-4^\circ \div -180^\circ$. Gli unici parametri ampiamente variabili risultano allora l'angolo intermedio per la prima e la seconda falange. Ovviamente il meccanismo è ampiamente influenzato da questi 2 angoli. Svolgendo diverse prove si è osservato che angoli intermedi plausibili potrebbero essere rispettivamente -30° e -100° . In questo caso, in realtà, ci sono però altri 2

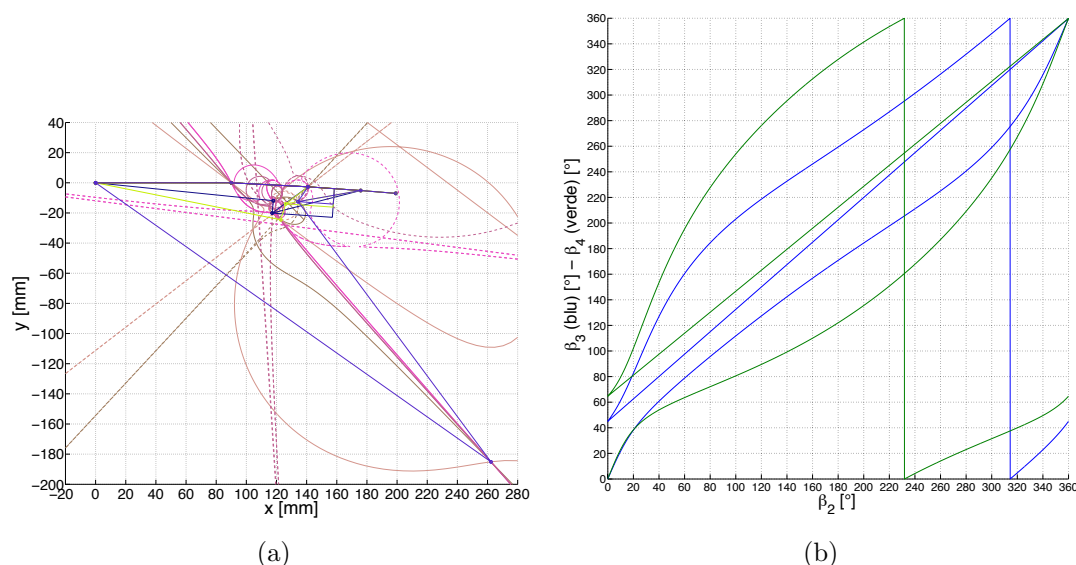


Figura 7.32: Verifica con sintesi ridotta a 4 punti della sintesi a 5 punti di precisione di Figura 7.31b. Le curve a linea continua (1 per ogni combinazione di quadruple di punti di precisione) identificano le curve di Burmester dei center-point; le curve a tratto identificano le curve di center-point. Ogni intersezione contemporanea di 4 curve identifica una soluzione a 5 punti di passaggio: si nota come in questo caso siano 4, determinando così 4 possibili diadi per il meccanismi delle falangi (la 4° coincide con la catena cinematica della mano).

parametri che influenzano molto le caratteristiche del meccanismo, questi sono i 2 parametri arbitrari necessari affinché il metodo fornisca soluzione finita: la lunghezza e l'angolo del telaio ($\mathbf{z}_7$). La Figura 7.30 mostra 2 esempi con due diversi valori dell'angolo (90° e 10°) e della lunghezza (20mm e 10mm) del telaio. Come si può notare il risultato è molto differente, addirittura nel secondo caso l'attacco è superiore mentre nel primo è inferiore. A causa di questa elevata variabilità a seconda di un dato che di fatto è arbitrario, si è deciso di scartare tale metodo e utilizzarlo solo successivamente per “verificare” il metodo scelto che si anticipa essere quello iterativo.

La sintesi a 5 punti di precisione non presenta invece il problema di tale variabilità in quanto il telaio è in questo caso un dato incognito. Tuttavia anche in questo caso ci sono degli inconvenienti. Uno di questi è la variabilità degli

angoli delle falangi da scegliere intermedi al range, che in questo caso diventano ben 2 per falange. In Figura 7.31 vengono mostrati due diversi tipi di meccanismi ottenuti cambiando in particolar modo i valori degli estremi inferiori del range di movimento delle falangi. Nel primo si sono mantenuti uguali a quelli del caso precedente, nel secondo si sono ridotti a -70° e -150° rispettivamente. I valori intermedi sono stati modificati in molti modi, quello che risulta più conveniente perché fornisce meccanismi risultanti relativamente compatti è quello di equispaziare all'incirca gli angoli intermedi. Il problema in questo caso è che la maggior parte di meccanismi in output sono assimilabili a quello presentato in Figura 7.31a, che come si può osservare presenta dimensioni piuttosto elevate. La soluzione più compatta che si è ottenuta è quella in Figura 7.31b. Tale soluzione però è poco ripetibile variando i dati di input probabilmente perché prescrivere ben 5 punti di preciso passaggio del meccanismo significa definire delle condizioni piuttosto forti. Inoltre per ottenere un meccanismo compatto la leva del polso è inclinata verso il basso che supponendo un'azione sinergica del polso (3.1.4) durante la flessione delle dita tenderebbe probabilmente ad essere compensata. Per questo motivo si è scelto di optare per una sintesi di tipo iterativo. Per completezza, in Figura 7.32 si riporta, per la soluzione di Fig. 7.31b, la verifica con la sintesi a 4 punti ridotta, effettuata utilizzando tutte e 4 le possibili combinazioni per ciascuna quintupla di angoli delle falangi, oltre che l'andamento degli angoli β_3, β_4 trovati dal quadrilatero di compatibilità al variare di β_2 .

Il metodo che si è alla fine considerato più idoneo per il calcolo del meccanismo è quello analitico-iterativo. Questo metodo infatti ha soprattutto il vantaggio di poter definire in ingresso una traiettoria e non solamente dei singoli punti di passaggio. In questo modo, si riesce a controllare l'intero movimento e non solo alcuni pochi punti. È altresì vero che il meccanismo non passerà esattamente per i punti della traiettoria imposti ma, tendendo a minimizzare l'errore, approssimerà la traiettoria desiderata. Cambiando i valori di primo tentativo e in particolare l'angolo $\varphi_{3,8}$ i meccanismi risultanti in realtà non variano di moltissimo. È ovviamente la traiettoria in input che più modifica il risultato. La traiettoria è ottenuta per punti cliccando con il mouse sul grafico.

L'interpolazione tra i punti è fatta tramite spline. Come si può vedere dalla

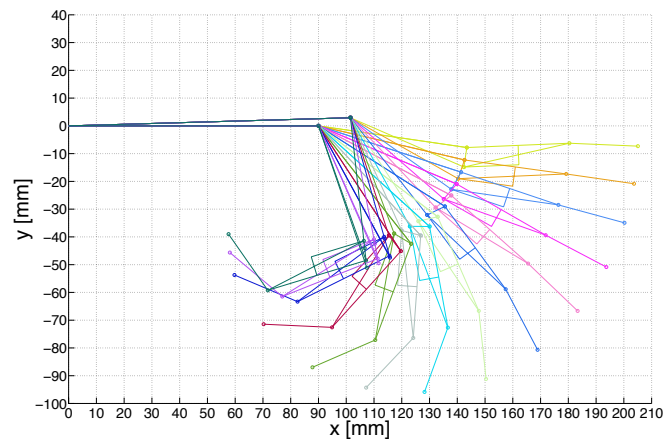
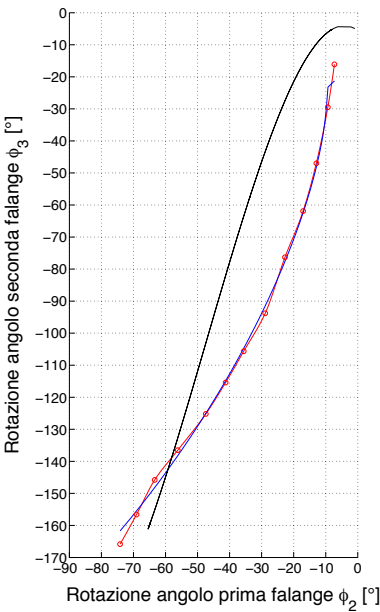


Figura 7.33: Esempio del risultato della sintesi analitico-iterativa con curva simile a quella di tracking come input.

Polso	Falangi		Mecc.		
	Lung. note [mm]		L. 1° tent. [mm]		
z_1	z_2	z_3	z_6	z_7	z_8
90	51	35	80	20	20
Ang. noto	Ang. limite [°]		Ang. 1° tent. [°]		
φ_1	φ_2	φ_3	/	φ_7	$\varphi_{3,8}$
0	$-(3 \div 80)$	$-(4 \div 180)$		90	-152

(a) Tabella dei dati.

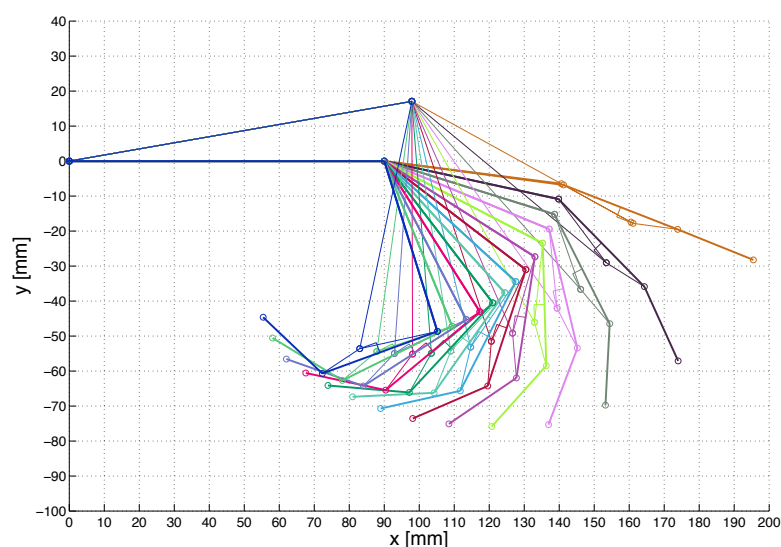


(b) Curva di input.

Figura 7.34: Dati, limiti principali, valori di primo tentativo e curva di input per la sintesi analitico-iterativo definitiva del meccanismo delle falangi. In rosso è la curva desiderata, in blu quella ottenuta e in nero la curva qualitativa desunta dal tracking delle falangi.

Lung. [mm]		Angoli [°]	
z_1	90	φ_1	0
z_2	51	φ_2	-7.28
z_3	35	φ_3	-21.26
z_4	23.33	φ_4	-21.97
z_5	12.83	φ_5	-7.72
z_6	72.21	φ_6	-28.85
z_7	18.80	φ_7	65.19
z_8	22.72	φ_8	151.15
z_9	161.43	φ_9	-6.20
z_{10}	0	φ_{10}	0
z_{11}	99.36	φ_{11}	9.89
z_{12}	3.00	φ_{12}	68.74
z_{13}	22.52	φ_{13}	-21.26
z_{14}	3.00	φ_{14}	68.74
z_{15}	5.02	φ_{15}	158.74

(a) Tabella dei valori.



(b) Disegno del meccanismo.

Figura 7.35: Risultato della sintesi definitiva del meccanismo con metodo iterativo per quello delle falangi e a 3 punti di precisione e due configurazioni per quello del polso. I vettori dell'intero meccanismo sono espressi come moduli e angoli nella prima posizione.

Figura 7.34b, la curva qualitativa di un movimento naturale di flessione-estensione (curva nera) ha un andamento con pendenza iniziale molto ridotta per aumentare bruscamente, dopo qualche decina di gradi di rotazione φ_2 , fino alla fine del range di movimento. Fornendo questo tipo di traiettoria in input all'algoritmo non sempre si ottiene una soluzione. Quando la soluzione esiste, si ottengono meccanismi molto simili tra loro che tendono ad avere le coppie rotoidali molto vicine a quelle delle falangi (Figura 7.33). Ciò molto spesso comporta un range di movimento della manovella motrice molto ampio e la coppia rotoidale C molto indietro quasi al livello dell'articolazione inter-falangea (D). Dal punto di vista prettamente meccanico, si è visto però che una manopola come quella mostrata in 7.8.4 a causa di giochi e attriti, fatica a ruotare se il perno di rotazione si trova dietro all'appoggio delle seconde falangi, come di fatto sarebbe in questo caso. Ciò è dovuto al fatto che durante il movimento di flessione spinto dall'attuazione (mano rilassata), come potrebbe essere il caso di un paziente con mobilità molto

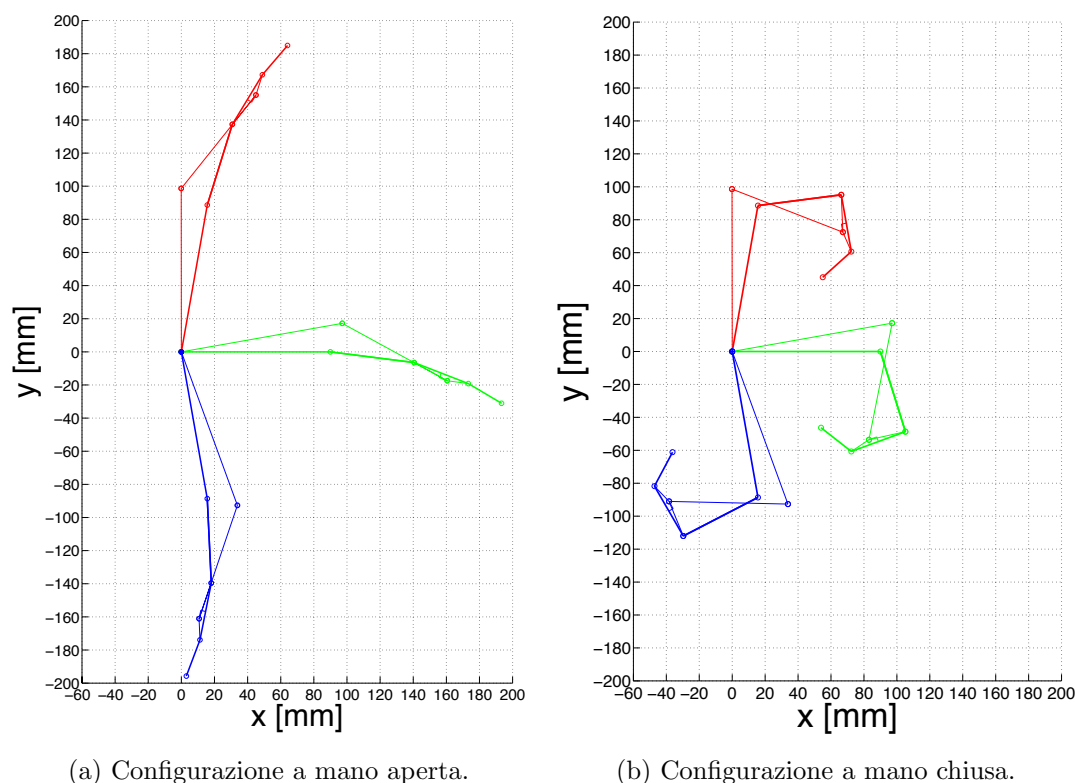


Figura 7.36: Risultato del meccanismo ruotato, nelle due configurazioni, in corrispondenza dei 3 punti del polso considerati 80° , 0° , -80° .

limitata, la parete superiore della manopola trascinata dalla leva motrice, tende a toccare la parte dorsale della seconda falange con lo spigolo rivolto verso il polso. Questo ne rallenta la rotazione e in parte può provocare impuntamenti. Per ovviare a questi inconvenienti si è optato per utilizzare un andamento di input per $\varphi_3(\varphi_2)$ diverso da quello naturale a mano libero rilevato tramite tracking, sulla base del fatto che l'obiettivo dell'ortesi è riabilitare la mano del paziente attraverso esercizi motori e, una flessione più graduale delle seconde falange, non influenza tale obiettivo né tantomeno danneggia il paziente.

Dopo molte prove con l'interfaccia si sono trovati allora quelli che si ritengono essere i migliori valori in ingresso di compromesso. La Tabella 7.34a riporta i dati di ingresso e i valori di primo tentativo, mentre la Figura 7.34b mostra la curva fornita come input.

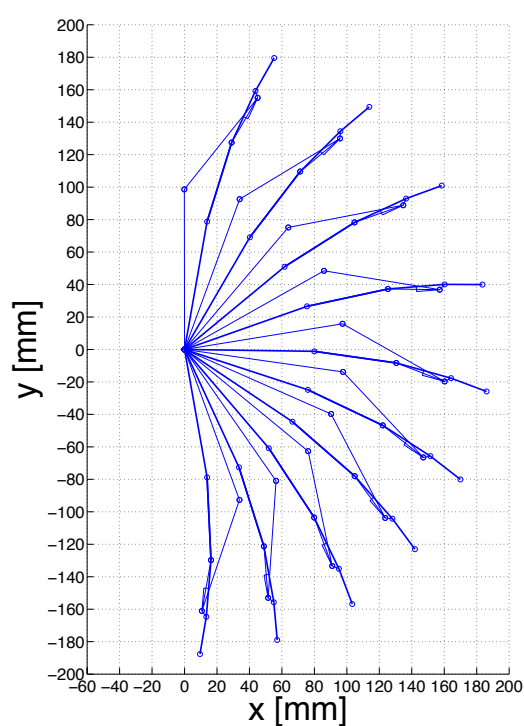
Il risultato della sintesi è mostrato invece in Figura 7.35b e Tabella 7.35a.

Nell'algoritmo di sintesi del meccanismo delle falangi è già incluso di fatto anche il calcolo delle leva del meccanismo del polso, grazie alle ipotesi descritte nei capitoli corrispondenti. Come si può osservare, il meccanismo prevede una leva per il polso leggermente più lunga della mano ($99mm$ contro $90mm$) e ruotata verso l'alto in posizione di equilibrio a circa 10° . Questa configurazione si può pensare di ottenerla anche con una leva di uguale lunghezza ma posizionata orizzontalmente, in quanto la flessione delle falangi porta il polso ad una leggera estensione, spingendo verso l'alto la leva, a causa delle sinergie tra i muscoli del polso e le falangi, tanto che nella posizione di funzione (3.3.1) può raggiungere, in una mano sana, anche i 45° . Altro aspetto di questo meccanismo è il fatto di avere un vettore dell'attacco $\mathbf{z}_{15}$ in verso apposto alla seconda falange, quindi una coppia rotoidale C spostata in avanti, il che facilita, per quanto detto in precedenza la rotazione della manopola. Infine la leva motrice è sufficientemente compatta (circa $72mm$) e il suo range di movimento è anch'esso molto ridotto (circa 65°). Da notare che la posizione iniziale del meccanismo in Figura 7.35b corrisponde ad una posizione praticamente funzionale della mano quindi leggermente flessa. Ciò è dovuto al primo punto della curva di input di Figura 7.34b. Questo significa che l'angolo di finecorsa della manovella motrice può essere eventualmente aumentato per ottenere dita più distese e aumentare il ROM.

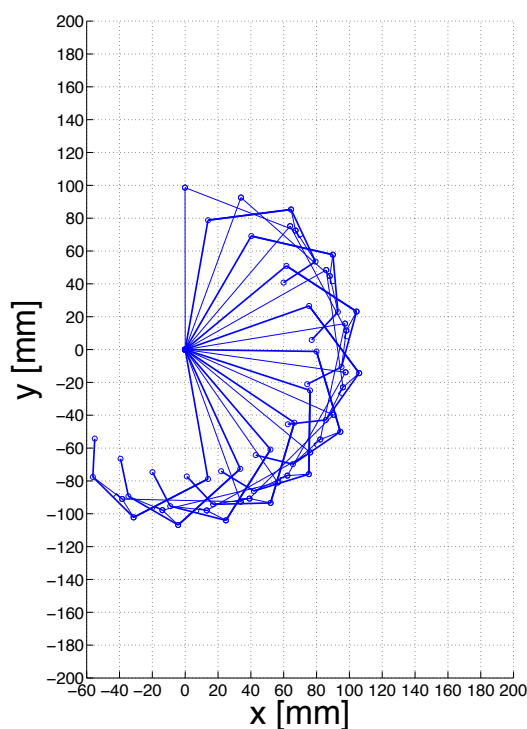
Questi risultati sono poi stati inseriti nella sintesi del polso a 3 punti di precisione e 2 configurazioni per visualizzare il meccanismo nei 3 punti scelti per il polso. Il risultato è mostrato in Figura 7.36. L'escursione richiesta alla leva del polso è di circa 160° . Dal punto di vista meccanico, per la soluzione progettuale trovata, non è stato possibile realizzare un tale range di movimento. Si è limitato il movimento della leva a circa 125° che garantisce comunque ampiamente il range F-ROM del polso (si veda Tabella 3.1).

7.10.2 Registrazione e analisi

In questa fase ci si limita ad analizzare il meccanismo sintetizzato scelto, in particolare con lo scopo di capire gli effetti di diverse misure di mano e falangi e decidere, a fronte anche della fattibilità meccanica, quale registrazione adottare.

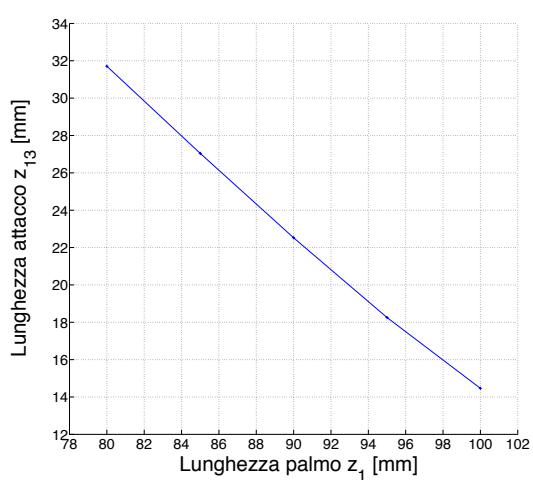


(a) Configurazione a mano aperta.

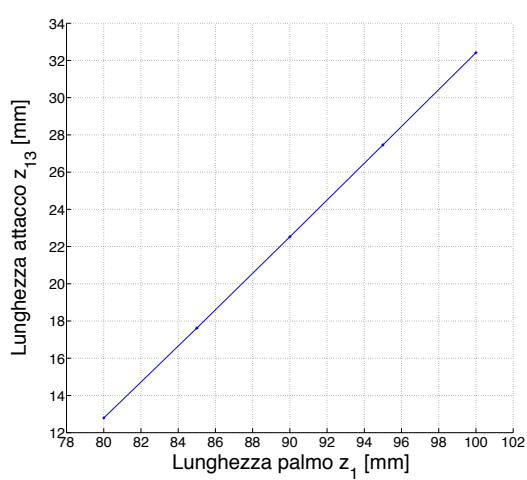


(b) Configurazione a mano chiusa.

Figura 7.37: Movimento del meccanismo con registrazione bloccata del polso con mano di 80mm per la flessione-estensione del polso tra -80° e 80° .



(a) Configurazione a mano aperta.



(b) Configurazione a mano chiusa.

Figura 7.38: Spostamento dell'attacco (z_{13}) in funzione di z_1 .

Per prima cosa tramite il modulo di analisi del meccanismo si può verificare, durante il movimento del polso, il comportamento di quest'ultimo al variare della misura di z_1 . Per la prima falange si utilizza un valore medio costante che possa cioè essere adatto ad ogni lunghezza della mano, in particolare quindi la stessa lunghezza di prima falange z_2 utilizzata per la sintesi pari a $51mm$.

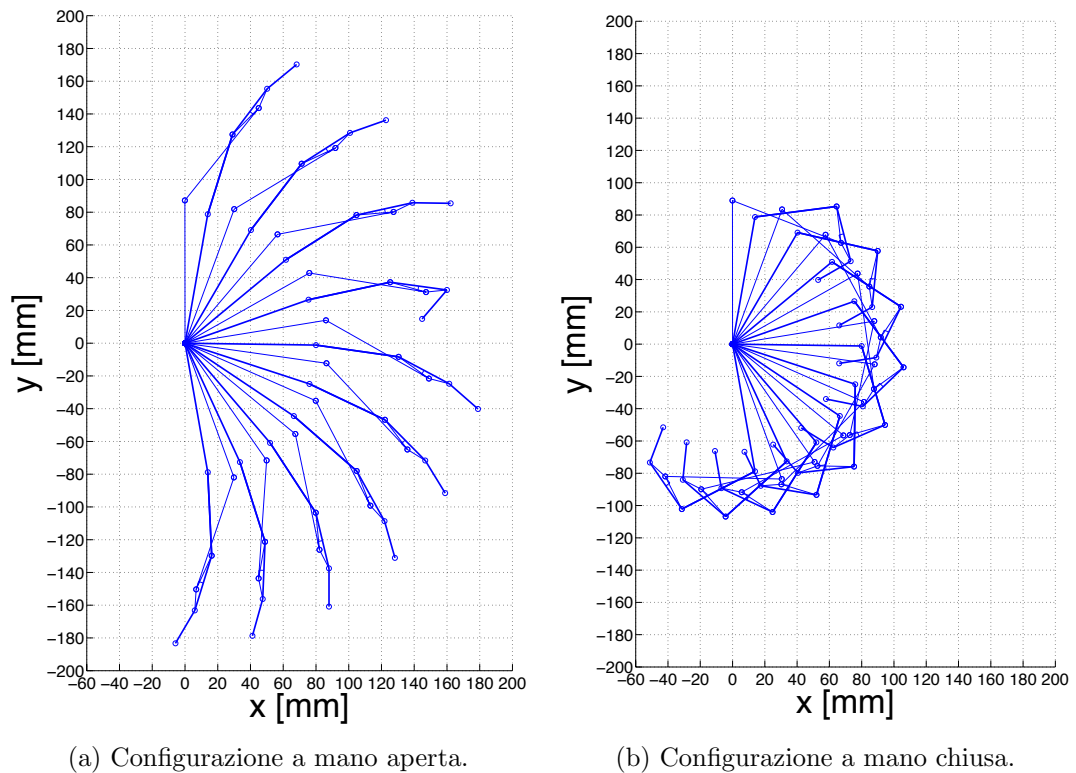


Figura 7.39: Movimento del meccanismo con registrazione regolabile del polso con mano di $80mm$ per la flessione-estensione del polso tra -80° e 80° .

A registrazione bloccata, si può notare come l'attacco della mano debba essere cambiato passando da mano aperta a mano chiusa, per poter riuscire a lavorare bene, come nel caso di una mano più ridotta mostrato in Figura 7.37. Questo si rivela un immediato svantaggio, in quanto se in condizione di estensione delle dita è facile montare la mano nel meccanismo, non è altrettanto vero in condizione di chiusura della mano a partire dal fatto che non si ha un vero riferimento. I grafici di Figura 7.38 mostrano, in particolare, come si sposti il punto di attacco sulla

seconda falange al variare della lunghezza della mano da circa 80mm a 100mm : per mano aperta l'attacco si sposta verso la prima falange, per mano chiusa succede il contrario, ma in entrambi i casi si tende ad aumentare l'estensione delle seconde falangi ($\varphi_2 - \varphi_3 <$) con mani più piccole di quella nominale e viceversa aumentare la flessione con mani più grandi ($\varphi_2 - \varphi_3 >$). Precisamente, rispetto ai valori nominali, $\varphi_2 - \varphi_3$ diminuisce al massimo di circa 7° e aumenta di 15° con mano aperta, mentre a mano chiusa è l'esatto opposto, cioè diminuisce al massimo di 15° e aumenta di 7° .

A registrazione regolabile, il punto di attacco rimane nello stesso punto sulla seconda falange, come mostrato nel caso di una mano più ridotta in Figura 7.39. La prima conseguenza è che la registrazione della leva z_{11} fatta a mano distesa può essere mantenuta per tutto il movimento del polso. L'effetto di una variazione della misura della mano è però differente da quello precedente. A falangi distese, l'aumento della lunghezza della mano comporta un aumento dell'estensione della seconda falange; a falangi flesse, l'aumento della lunghezza della mano comporta un aumento della flessione. Analogo è l'effetto nel caso di riduzione, cioè minore è z_1 e minore è l'estensione e la flessione nei due casi rispettivamente. L'ordine della variazioni di $\varphi_2 - \varphi_3$ rispetto ai valori nominali è comunque più ridotto del caso precedente (circa $\pm 7^\circ$).

In realtà, è logico pensare che un riduzione della misura della mano sia accompagnata anche da una riduzione della prima falange. Supponendo che questa diventi di 45mm con la mano di 80mm , si può verificare che in tutte le combinazioni di registrazione del polso e della mano (bloccato/bloccato, bloccato/regolabile, etc.) si ottengono in ogni caso effetti analoghi a seconda che il meccanismo del polso sia bloccato o regolabile.

Per esigenze di progettazione meccanica, dovute al fatto che all'asse della leva del polso si collegano tutte le trasmissioni per l'attuazione, si è scelto di mantenere fissa la lunghezza di tale leva. Questa scelta è comunque motivabile anche dal punto di vista cinematico. Infatti gli algoritmi implementati non prendono in considerazione la possibilità di utilizzare un'eventuale leva delle falangi regolabile per compensare parzialmente effetti indesiderati di una leva del polso bloccata.

Per quanto riguarda direttamente il meccanismo delle falangi, è subito chiaro

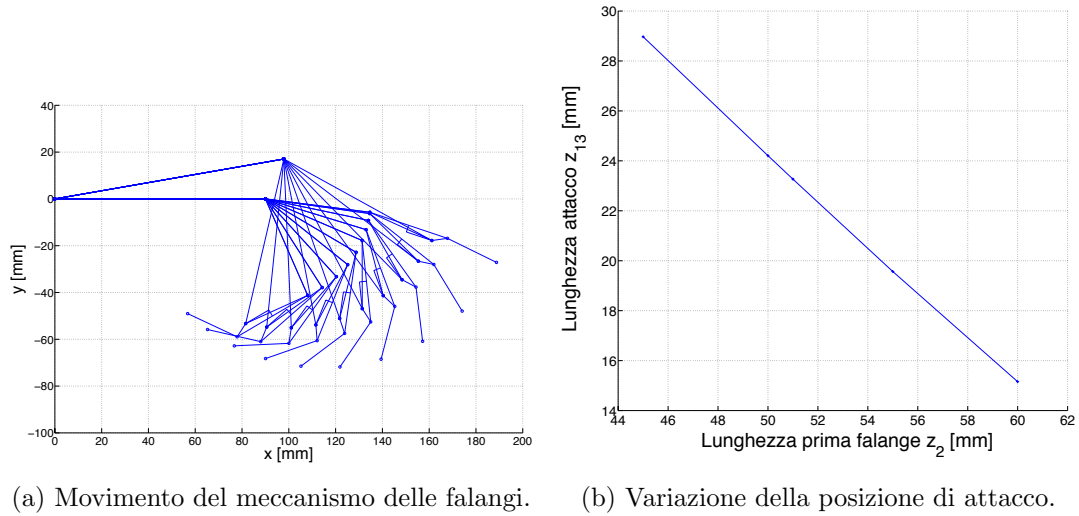


Figura 7.40: Movimento del meccanismo con registrazione bloccata delle falangi con prima falange di $45mm$ per la flessione-estensione delle dita e variazione della posizione di attacco in funzione di z_2 .

che non può essere valido variare la posizione dell'attacco durante il movimento di flessione-estensione delle falangi come “consiglierebbe” la registrazione bloccata del polso. Ciò significa che si dovrà registrare il meccanismo delle falangi in una condizione, che qui si è già scelto essere quella con dita estese, e mantenere tale attacco per tutta la terapia. Per verificare cosa succede, si considera una mano media fissa ad un valore costante ($z_1 = 90mm$) per tutti i diversi valori di prime falangi provati (range $45 \div 60mm$).

Nel caso di registrazione bloccata, una diminuzione di z_2 (Figura 7.40a con $z_2 = 45mm$) comporta una riduzione in termini di flessione, l'estensione è quindi comunque garantita. Viceversa un aumento porta ad una riduzione di estensione, che si traduce perciò in possibilità di ottenere una buona flessione delle dita ma una più ridotta estensione. Le Figure 7.41a e 7.41b mostrano come la variazione sia comunque piuttosto contenuta in pochi gradi in estensione delle falangi e arrivi a qualche grado in più in flessione. Si nota anche che in nessun caso la differenza $\varphi_2 - \varphi_3$ diviene negativa (sovrastensione della seconda falange), che è un requisito necessario. Le differenze di flessione delle seconda falange tra misure diverse sono collegate ad uno spostamento dell'attacco sempre più verso $\mathbf{z}_2$ (Figura

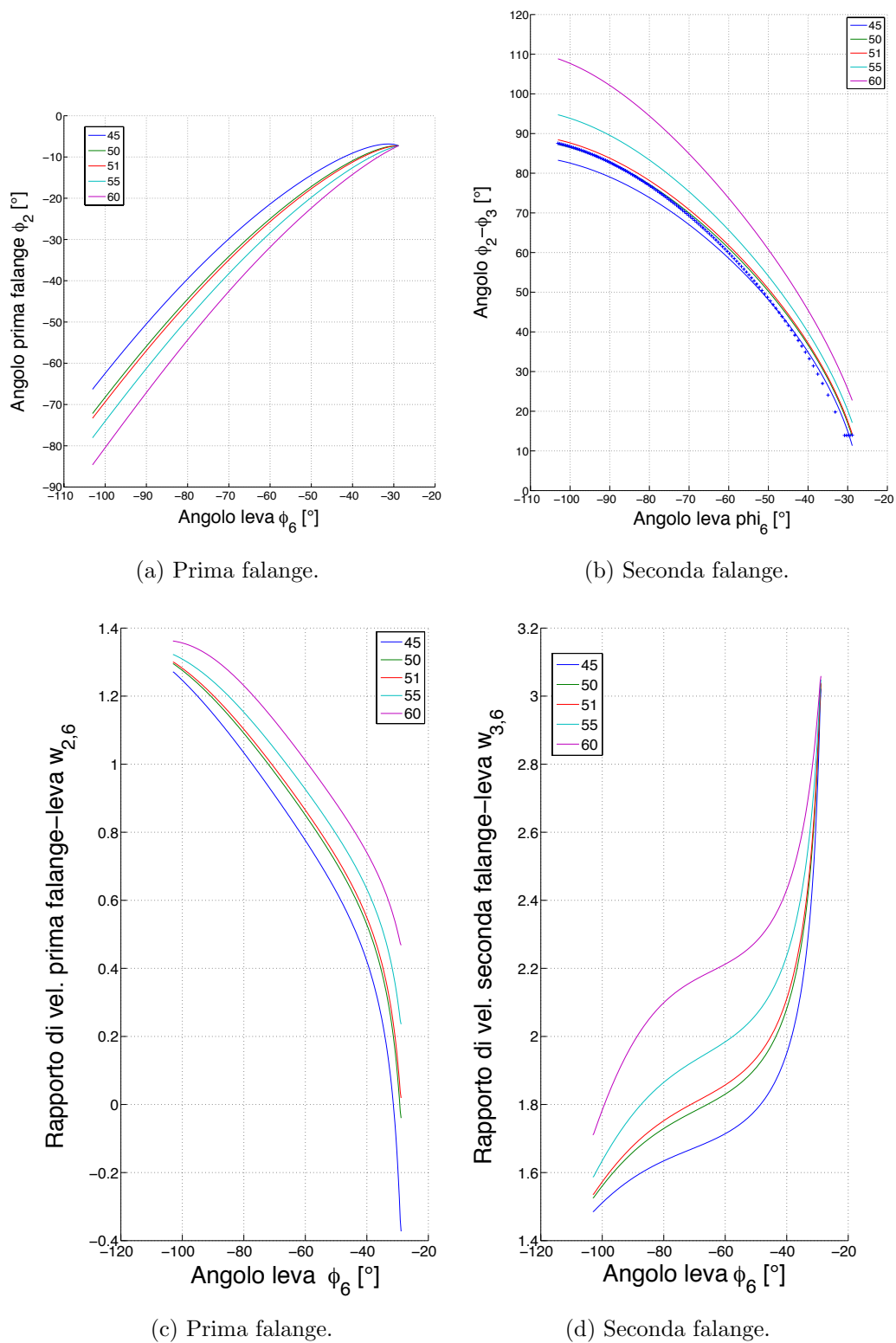


Figura 7.41: Andamento degli angoli e rapporti di trasmissione per le due falangi rispetto alla leva motrice, con registrazione bloccata e lunghezze z_2 diverse.

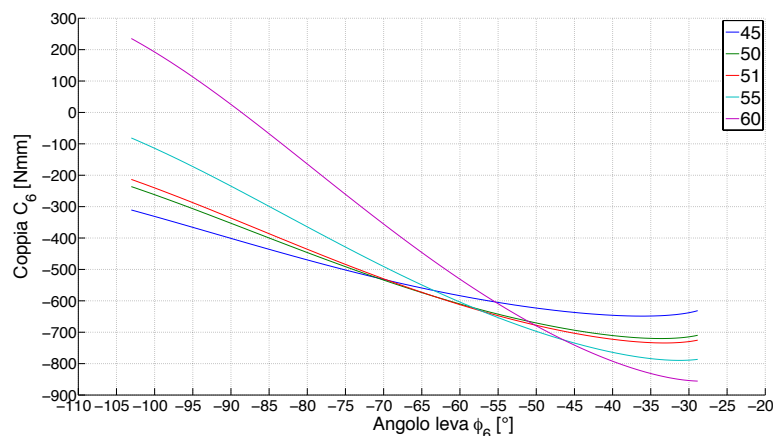


Figura 7.42: Coppia richiesta alla leva durante il movimento del meccanismo con registrazione bloccata delle falangi, al variare di z_2 .

7.40b) all'aumentare di z_2 . Anche i rapporti di trasmissione cambiano a seconda delle misure di z_2 (Figure 7.41c, 7.41d), comportando variazioni di coppia richiesta alla leva $\mathbf{z_6}$ fino anche al 300%, come si può notare in Figura 7.42, tracciata supponendo una forza delle falangi in presa con opposizione digito-palmare (si veda 3.3.2 e [36]) di circa 30N decurtando di circa il 50% i valori trovati con prove con dinamometro, essendo i lavori riportati in 3.3.3 molto eterogenei e contenenti prese più forti e stabili rispetto al caso in questione. Si è di fatto assimilato il movimento al caso di trazione “Pull” di Tabella 3.5 anche se essa però si riferisce alla forza del solo indice. Ciò molto probabilmente significa che gran parte della forza esercitata dipende dai muscoli dell'intera mano, perciò il valore non cambia moltissimo se si utilizza solo l'indice o tutte le dita.

Con la registrazione regolabile, di cui la Figura 7.44 mostra un esempio di movimentazione del meccanismo con $z_2 = 45mm$, gli effetti appena descritti si riducono enormemente. Prima di tutto gli angoli delle falangi (Figure 7.45a, 7.45b) sono tutti uniformi al variare di z_2 garantendo lo stesso range di moto per terapie a pazienti con dita diverse. Anche la performance rimane pressoché invariata, osservando i rapporti di trasmissione (Figure 7.45c, 7.45d). Ciò comporta di conseguenza coppie richieste al motore più ridotte e meno variabili rispetto alla registrazione bloccata (Fig. 7.43).

Visti tutti questi vantaggi e la possibilità tecnica di realizzazione di una leva rego-

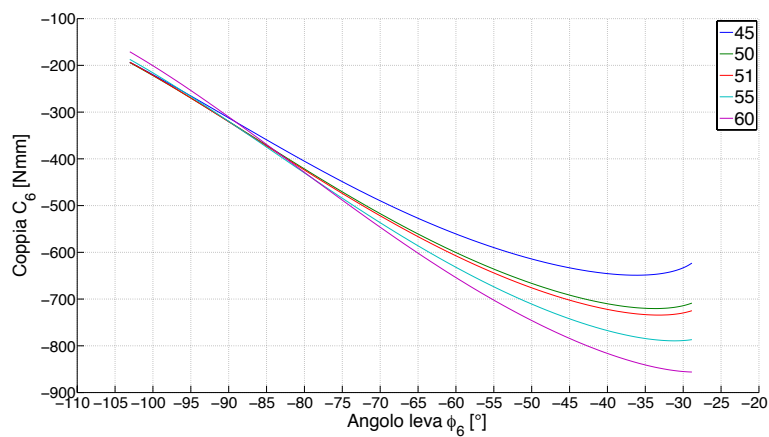


Figura 7.43: Coppia richiesta alla leva durante il movimento del meccanismo con registrazione regolabile delle falangi, al variare di z_2 .

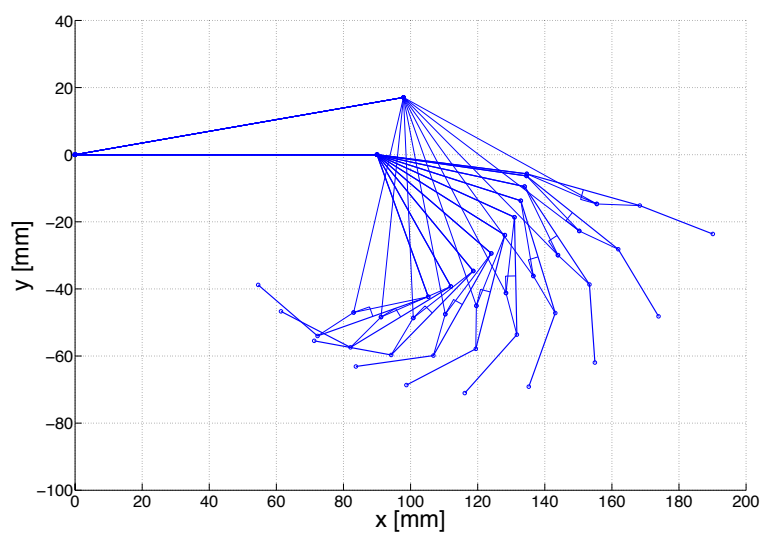


Figura 7.44: Movimento del meccanismo con registrazione regolabile delle falangi con prima falange di 45mm per la flessione-estensione delle dita.

labile, si è optato per tale soluzione. Per completezza, in Figura 7.46, si riportano anche le reazioni vincolari calcolate.

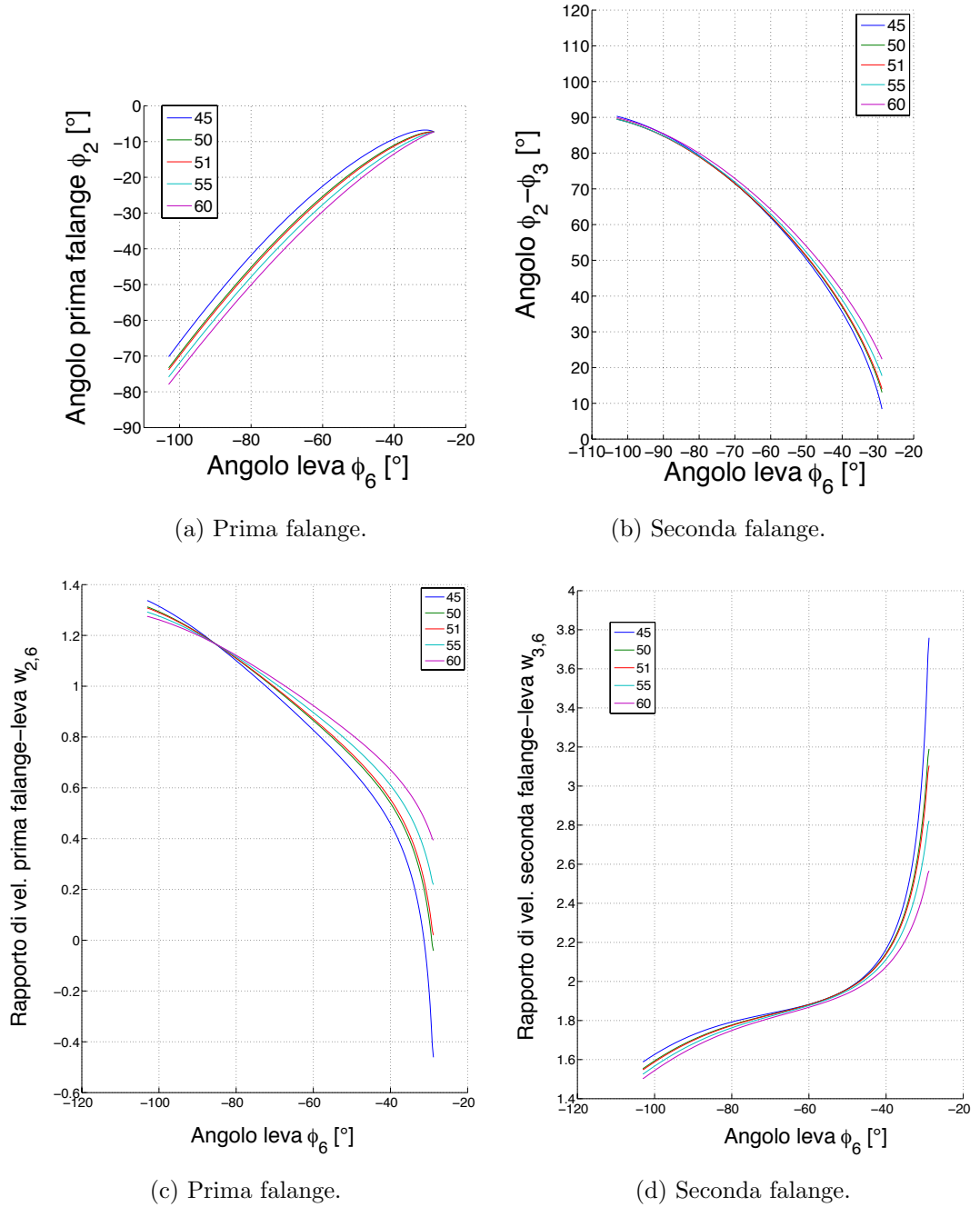


Figura 7.45: Andamento degli angoli e rapporti di trasmissione per le due falangi rispetto alla leva motrice, con registrazione regolabile e lunghezze z_2 diverse.

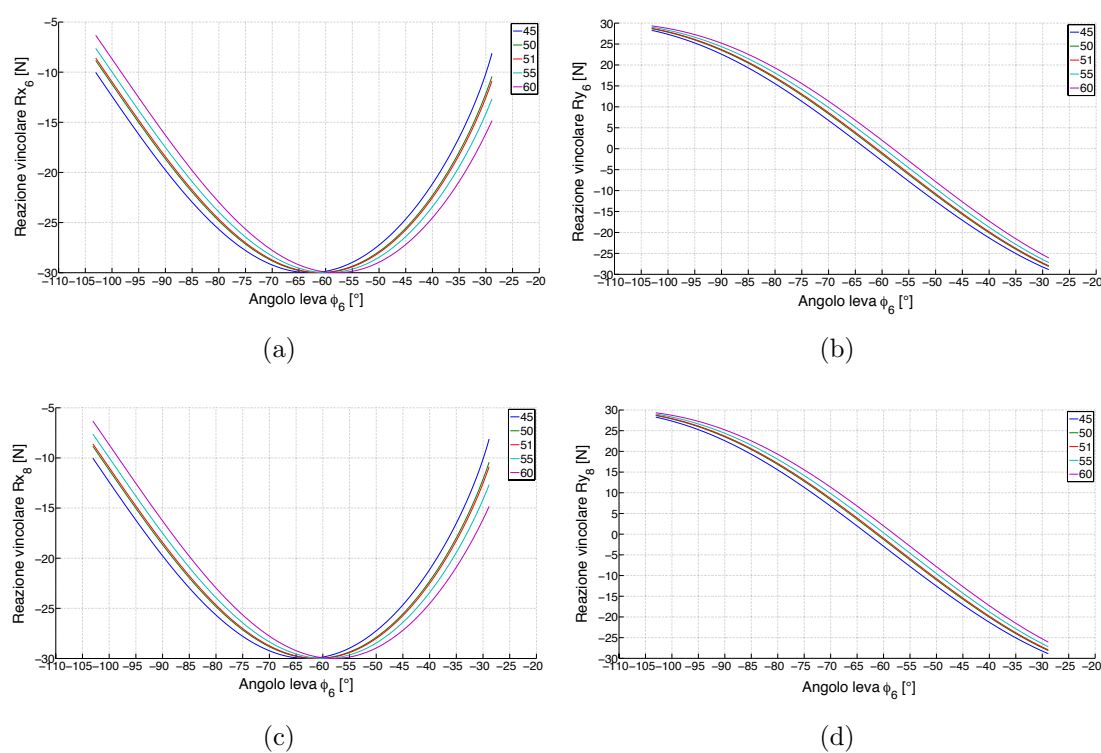


Figura 7.46: Reazioni vincolari del meccanismo delle falangi con registrazione regolabile e lunghezze z_2 diverse.

7.10.3 Sviluppo tridimensionale

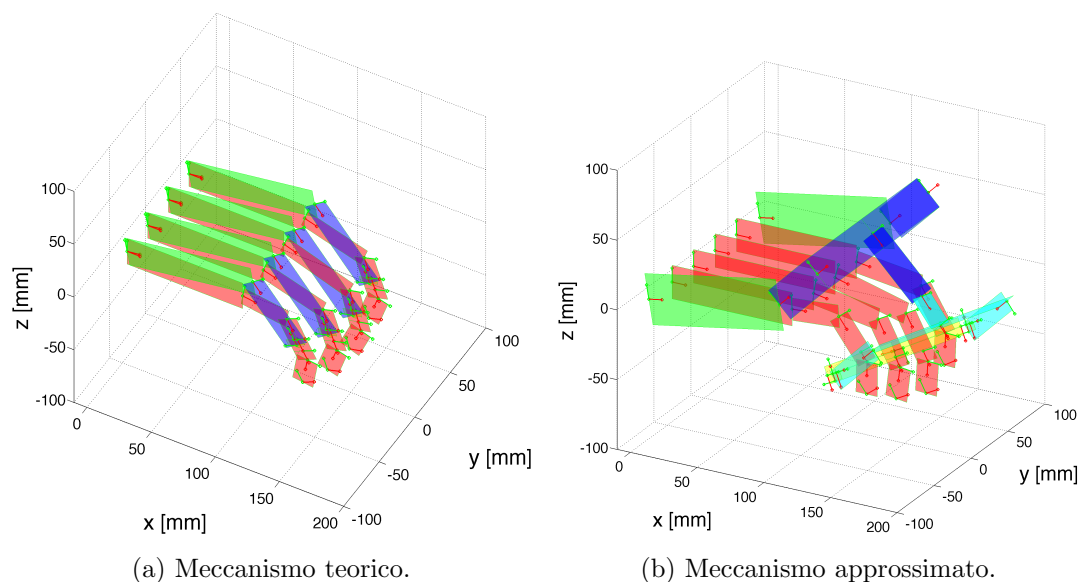


Figura 7.47: Meccanismo sviluppato teorico e approssimato con registrazione bloccata per il polso e regolabile per la mano.

Lo sviluppo tridimensionale del meccanismo con registrazione bloccata per il polso e regolabile per le dita è riportato in Figura 7.47, dove è posto a confronto con il meccanismo definito teorico con i medesimi tipi di registrazione. L'algoritmo di calcolo di analisi dei due meccanismi "tridimensionali" è basato sui calcoli visti in 7.8. Come valori di input si sono utilizzati per le prime falangi delle dita a partire dall'indice rispettivamente $49mm$, $55mm$, $49mm$, $35mm$, per la lunghezza e la larghezza della mano quelle medie ($90mm$ e $87mm$).

I valori di scorrimento e distacco delle falangi rispetto alla fascia di attacco si verificano essere dell'ordine rispettivamente di $5 - 7mm$ e $2 - 4mm$ che si possono ritenere plausibili.

Dai calcoli di ottimizzazione dell'angolo γ risulta che all'inizio del movimento di flessione (estensione) si tenda ad utilizzare tutto l'angolo del g.d.l. sbloccato, fino quindi a -10° circa, mentre si riduca poi tale rotazione man mano che la mano si chiude. Questo sembra essere abbastanza confermato anche da alcune prove preliminari.

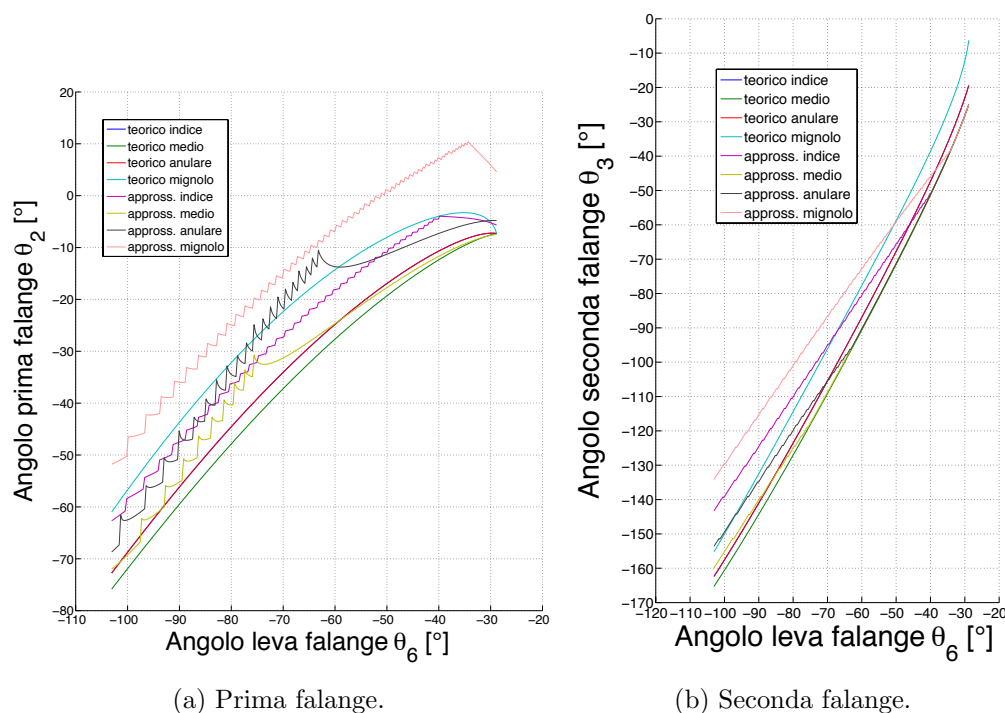


Figura 7.48: Andamento degli angoli delle falangi di ciascun dito in funzione dell'angolo della leva motrice.

Per confrontare il meccanismo approssimato con quello reale si possono considerare in particolare gli andamenti degli angoli delle falangi in funzione dell'angolo di manovella.

La Figura 7.48a mostra che per la prima falange:

- la flessione dell'indice si ferma intorno ai 65° confronto ai 72° teorici;
- la flessione del medio è all'incirca la medesima del meccanismo teorico intorno ai 75° ;
- l'anulare è intorno ai 72° di flessione come nel caso teorico;
- il mignolo arriva quasi ai 55° contro i 60° teorici;

mentre le estensioni raggiungono i -5° per tutte le dita tranne il mignolo che tende ad una sovraestensione all'inizio del movimento probabilmente causata dall'angolo γ . Questi risultati di simulazione confermano comunque un buon funzionamento del meccanismo anche nello spazio. Si nota come il g.d.l. sbloccato tenda

a penalizzare l'indice.

Per quanto concerne la seconda falange (Figura 7.48b), considerando il meccanismo teorico come termine di paragone, si osserva invece che:

- la flessione dell'indice si ferma a ben 20° in meno (circa 145°);
- la flessione del medio è all'incirca la medesima del teorico intorno ai 165° ;
- l'anulare perde circa 7° (circa 155°);
- il mignolo si flette fino a 135° contro i 155° teorici;

mentre invece in estensione tutte le dita dovrebbero assestarsi a circa $5 - 10^\circ$ dai valori teorici tranne il mignolo che arriva anche a 15° di minore estensione. Questi risultati non sembrano a prima vista molto positivi rispetto a quelli teorici, in realtà però bisogna considerare che l'angolo γ può variar in modo diverso da quello previsto e ciò potrebbe aiutare notevolmente la rotazione della seconda falange. Inoltre essi soddisfano in ogni caso i requisiti funzionali del ROM (Tabella 3.2). Non solo ma l'angolo di finecorsa superiore della leva motrice, come già accennato, può in realtà essere spostato leggermente sopra alla posizione attuale in quanto la posizione iniziale è dovuta alla scelta del primo punto della curva di Fig. 7.34b. Ciò può aumentare di fatto l'estensione della seconda falange (e anche in parte della prima).

Capitolo 8

Progettazione meccanica

8.1 Specifiche meccaniche

Il prototipo preesistente di ortesi motorizzata, descritta dettagliatamente in 6.1.2, possiede dei problemi sostanziali principalmente meccanici che si sono poi messi in evidenza durante i test di televalutazione (6.4 e 6.5.4). I principali problemi più strettamente meccanici, intesi come legati all'attuazione o alla struttura, sono:

- range di movimentazione delle dita ridotto anche a causa dei cavi e della struttura;
- elevato attrito nella trasmissione a cavi dovuto al contatto dei cavi con le guaine anche utilizzando grasso o liquidi lubrificanti, ciò provoca difficoltà nella movimentazione della leva anche a forza nulla;
- struttura poco ergonomica e molto pesante (circa $4kg$) ed ingombrante, in parte dovuto alla presenza di un corpo batteria;
- manopola di fissaggio delle dita troppo rigida;

Le specifiche di progetto meccanico principali sono allora individuabili nei seguenti punti:

- attuazione sicura tramite SEA (Series Elastic Actuator) ma di tipo torsionale per evitare giochi e attrito (backlash) della trasmissione a cavi;

- palmo libero per movimenti di presa di oggetti;
- struttura più versatile, leggera, prototipabile, ergonomica e attenta anche al design.

8.2 Scelta dei componenti

La macchina è stata progettata con lo scopo principale di realizzare il meccanismo sintetizzato e analizzato, le cui fasi di progettazione sono riportate nel Capitolo 7. In particolare ci si riferisce alla Figura 7.35b. In questa sezione si riportano le scelte dei componenti da catalogo.

8.2.1 Motore

Per movimentare il nuovo prototipo di ortesi, si è optato per un attuatore elettrico, in luogo di uno pneumatico od idraulico, perché presenta diversi vantaggi:

- silenziosità
- pulizia
- precisione
- facilità di controllo

In particolare poi si è preferito un motore a corrente continua in luogo di un ormai più diffuso brushless per questioni di semplicità di pilotaggio soprattutto alle basse velocità che questo permette e a fronte anche dei buoni risultati ottenuti con l'ortesi preesistente.

La scelta della taglia del motore è stata fatta sulla base dei calcoli di coppia richiesta alla leva motrice riportati in Figura 7.43. In questi calcoli si è supposto che un paziente mediamente non arrivi ai valori di un soggetto sano, perciò si è supposta una forza normale all'attacco di circa $30N$. Inoltre questa è la forza di flessione, mentre in estensione il valore è sicuramente più basso. Infine se è vero che si è decurtato la forza di un soggetto sano del 50%, bisogna osservare che si tratterebbe di forza massima, cioè di picco non continuativa. La coppia massima

raggiunta si assesta, con una prima falange di $60mm$, attorno ai $900Nmm$. Per la scelta, in favore di sicurezza, si è scelto allora di confrontare tale coppia di picco moltiplicata per un coefficiente pari a 1.5 con la coppia massima continuativa del motore.

La scelta del motore a questo punto si è basata su due considerazioni. La prima è che si è deciso di mantenere l'utilizzo di un elemento elastico in serie tra attuazione e organo terminale. Ciò comporta la necessità di spazio che si può trovare in particolar modo sotto o sopra l'avambraccio del paziente. In questo caso per lasciare avambraccio, polso e mano più liberi possibili, si è optato per inserire il giunto torsionale elastico al di sotto. Con l'elemento elastico posto al di sotto dell'avambraccio è necessaria una trasmissione che trasporti il moto dal piano inferiore alla coppia rotoidale della leva che è quasi a livello dell'articolazione MCP: il motore non può essere quindi in presa diretta. Inoltre, l'ingombro laterale della macchina è importante quindi per non comprometterlo è conveniente spostare indietro (verso il braccio) il motore rispetto al giunto torsionale elastico. Ciò significa che è necessaria un'altra trasmissione dal motore all'ingresso del giunto elastico. Le sezioni successive chiariranno tale affermazione.

La seconda osservazione riguarda il peso. Per soddisfare le specifiche tecniche è necessario utilizzare un motore con peso il più ridotto possibile, o meglio una mototrasmissione a peso contenuto.

Da tali considerazioni si evince che sono necessarie almeno due trasmissioni che allora si possono sfruttare per realizzare due rapporti di riduzione in modo da scegliere un motore di taglia più piccola e conseguentemente minor peso. Supponendo un primo rapporto di riduzione $k_1 = 7.2 : 1$ e un secondo di $k_2 = 1.78 : 1$, si ottiene che la coppia richiesta all'albero motore è pari a

$$C_m = \frac{C_6}{k_1 \cdot k_2} = \frac{0.9 \cdot 1.5}{7.2 \cdot 1.78} = 0.106Nm \quad (8.1)$$

Si sono valutate diversi marchi di motori. In particolare la scelta è ricaduta sul motore Portescap 35NT2R82-426SP.50 con encoder E9-0500-2,5-1 per miglior rapporto qualità-prezzo-tempi di consegna. La Tabella 8.1a descrive le caratteristiche principali del motore insieme a quelle dell'encoder mentre la Figura 8.1b ne mostra un'immagine.

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

(a) Caratteristiche tecniche.



(b)

Figura 8.1: Immagine e caratteristiche principali del motore Portescap 35NT2R82-426SP.

8.2.2 Trasmissione

Per trasmettere il moto rotatorio da un asse ad un altro parallelo al primo si è optato per utilizzare una trasmissione a cinghia dentata. I principali motivi che hanno portato alla scelta di una trasmissione di questo tipo 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.

La trasmissione del moto rotatorio avviene in particolare tramite cinghie dentate PowerGrip® HTD prodotte su licenza della Gates Corporation® dalla POGGI® Trasmissioni Meccaniche S.p.a. Le cinghie dentate hanno anche la funzione di ridurre la velocità della leva rispetto a quella del motore e aumentare la coppia che agisce sulla leva stessa.

La sigla HTD è l'abbreviazione di High Torque Drive. Queste cinghie infatti possono trasmettere a bassa velocità coppie elevate che in passato erano trasmissibili solo con catene o ingranaggi. Le cinghie Gates PowerGrip HTD® (Figura 8.2) utilizzano una nuova forma di dente, la cui concezione 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: i vari movimenti, l'entrata e l'uscita del dente della cinghia dal vano della corona della puleggia, sono così dolci e precisi che anche l'inevitabile attrito è di fatto trascurabile. La situazione è del tutto simile a quella dei denti di ingranaggi.

Il calcolo della taglia delle cinghie è stato effettuato tramite il procedimento di dimensionamento presente nei cataloghi della POGGI®. Per dimensionare nel modo migliore una trasmissione a cinghia è necessario conoscere i seguenti parametri:

- Motore: Tipo, potenza massima, velocità massima;
- Utilizzatore: tipo, potenza assorbita, velocità;

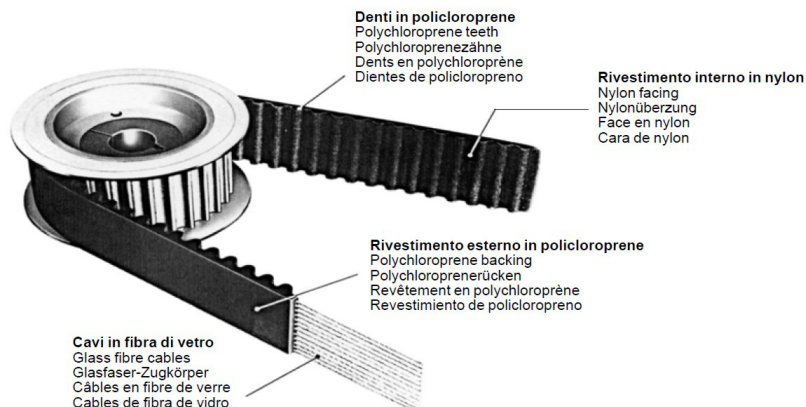


Figura 8.2: Struttura di una cinghia dentata HTD.

- Tipo di funzionamento: continuo, intermittenza, ore/giorno;
- Ingombri: massimo diametro, ingombro assiale, interasse.

Dal datasheet della cinghia si ricava la classe di appartenenza del motore e successivamente il fattore di servizio (f_s), conoscendo la classe di appartenenza del motore e il tipo di utilizzatore, oltre ai fattori correttivi di potenza. Noti questi termini si può calcolare la potenza corretta da trasmettere, data da:

$$P_c = P \cdot c_c \quad (8.2)$$

dove c_c rappresenta il coefficiente correttivo complessivo in cui è contenuto anche il fattore di servizio. In base alla potenza P_c e alla velocità della puleggia più piccola, si determina il passo dei denti p ottimale. Note le condizioni di funzionamento del motore e quelle dell'utilizzatore, si conosce di fatto anche il rapporto di riduzione. Da tale rapporto e dagli ingombri massimi si sceglie il numero di denti di ciascuna puleggia. Da qui si calcola lo sviluppo della cinghia e dell'interasse effettivo, a partire dai dati geometrici che derivano dalla progettazione della struttura meccanica, utilizzando le seguenti formule:

$$L_t = 2 \cdot I_t + 1.57 \cdot (D_p + d_p) + \frac{(D_p + d_p)^2}{4 \cdot I_t} \quad (8.3)$$

$$I_e = I_t \pm \frac{L_t - L_e}{2} \quad (8.4)$$

dove L_t è lunghezza primitiva teorica della cinghia, I_t l'interasse teorico, D_p il diametro primitivo della puleggia maggiore, d_p il diametro primitivo della puleggia

minore, L_e la lunghezza primitiva effettiva della cinghia ed infine I_e l'interasse effettivo. Da catalogo si sceglie L_e da cui quindi è calcolato I_e . A questo punto la cinghia e le pulegge sono di fatto determinate una volta scelta arbitrariamente la larghezza della cinghia w .

Date le varie scelte arbitrarie, il procedimento richiede poi la verifica del potenza reale trasmessa. Si procede calcolando i denti in presa sulla puleggia minore:

$$zt = \left[0.5 - \frac{4 \cdot p}{79 \cdot I} \cdot (Z - z) \right] \cdot z \quad (8.5)$$

dove zt è il numero di denti in presa sulla puleggia minore, p il passo della puleggia, I l'interasse in [mm], Z il numero di denti della puleggia maggiore, z il numero di denti della puleggia minore. Trovato il numero di denti in presa, insieme ai parametri precedenti, è possibile determinare le prestazioni base (P_b) della trasmissione, ovvero la massima potenza trasmissibile per una cinghia di larghezza pari a 25mm. La potenza base va moltiplicata per tre coefficienti che tengono conto rispettivamente della larghezza reale della cinghia, del numero di denti in presa e della lunghezza della cinghia:

$$P_t = P_b \cdot C_l \cdot C_d \cdot L_f \quad (8.6)$$

In tal modo si ottiene la reale potenza trasmissibile dalla cinghia scelta. Il dimensionamento è allora concluso e corretto se:

$$P_t \geq P_c \quad (8.7)$$

Considerato il caso in questione, oltre alle 2 trasmissioni già accennate, se ne sono rese necessarie altre 2 per questioni di ingombro all'interno della leva del polso $\mathbf{z}_{11}$ che contiene la trasmissione del moto trasportandola alla leva motrice attuata $\mathbf{z}_6$. Complessivamente:

1. una trasmissione tra il motore e l'ingresso del giunto torsionale;
2. una trasmissione tra l'uscita del giunto e l'asse in corrispondenza della leva del polso;
3. una trasmissione tra l'asse del polso e metà della leva del polso $\mathbf{z}_{11}$;

4. una trasmissione tra metà della leva del polso $\mathbf{z}_{11}$ e l'asse della leva motrice del meccanismo delle falangi $\mathbf{z}_6$.

In Tabella 8.1 si riportano dati e caratteristiche delle trasmissioni scelte e verificate.

Dati e caratteristiche	Trasm. 1	Trasm. 2	Trasm. 3	Trasm. 4
Velocità puleggia minore $n[rpm]$	256	35.56	26.67	26.67
Coppia puleggia minore $M[Nm]$	0.106	0.759	1.013	1.013
Potenza (rend. trascurabile) $P[kW]$	0.00283			
Potenza corretta $P_c[kW]$	0.00395			
Passo p	3M			
N° denti puleggia maggiore Z	72	32	32	32
N° denti puleggia minore z	10	18	24	24
Diametro primitivo maggiore $D_p[mm]$	68.75	30.56	30.56	30.56
Diametro primitivo minore $d_p[mm]$	9.55	17.19	22.92	22.92
Interasse teorico $I_t[mm]$	72.8	81.86	51	51
Lunghezza primitiva effettiva $L_e[mm]$	282	237	183	183
Interasse effettivo $I_e[mm]$	73.52	80.74	49.38	49.38
N° denti in presa (per difetto) z_t	3	8	11	11
Larghezza cinghia $w[mm]$	9			
Potenza trasmissibile $P_t[kW]$	0.006	0.004	0.004	0.004

Tabella 8.1: Dati e caratteristiche delle trasmissioni a cinghia utilizzate.

8.2.3 Molle a compressione

Le scelte progettuali hanno portato ad utilizzare esclusivamente molle a compressione per entrambe le due funzioni in cui un elemento elastico è necessario. Si tratta del giunto torsionale elastico, che forma insieme all'attuatore un SEA, e di un giunto di accoppiamento per rendere la leva del polso controbilanciata da due molle e permettere così al paziente una riabilitazione attiva (giunto non attuato).

Giunto torsionale elastico per SEA

Lo sviluppo della nuova ortesi ha portato ad adottare una configurazione diversa per quanto riguarda l'attuatore elastico. Per ridurre lo spazio e il peso rispetto alla soluzione precedente si è pensato di realizzare un attuatore elastico torsionale, descritto nel paragrafo seguente. Tale soluzione ha comportato la scelta di molle di compressione lineari che, montate sul giunto torsionale, fossero in grado di fornire la stessa funzionalità delle molle lineari montate sul prototipo precedente.

Per avere una stima del valore della costante elastica necessaria per le molle, si è considerato il prototipo preesistente di ortesi. Nota la rigidezza complessiva delle molle dell'ortesi precedente k , si può calcolare con il principio dei lavori virtuali la rigidezza torsionale equivalente in corrispondenza della leva motrice. Noto che la forza elastica lineare (F) si può esprimere come $F = k \cdot x$, supponendo che F e x siano la forza e lo spostamento applicati al carrello dell'attuatore lineare elastico del prototipo preesistente, mentre la rigidezza torsionale con $C_6 = k' \cdot \varphi_6$, con C_6 e φ_6 la coppia e la rotazione applicata in corrispondenza della coppia rotoidale della leva $\mathbf{z}_6$, allora la rigidezza equivalente k' applicando il principio dei lavori virtuali si scrive:

$$k' = k \cdot \left(\frac{\delta x}{\delta \varphi_6} \right)^2 = \frac{1290 \cdot 4}{17^2} = 17.8548 Nm/rad \quad (8.8)$$

dove $\frac{\delta x}{\delta \varphi_6}$ è il rapporto tra gli spostamenti virtuali. Considerando il nuovo prototipo, la coordinata di rotazione qui considerata si riferisce alla rotazione del perno di uscita del giunto torsionale elastico ma scalata rispetto alla leva $\mathbf{z}_6$ di un rapporto di trasmissione dovuto alla trasmissione a cinghie (pari a $\tau = 18/32$). A sua volta però il nuovo giunto non monta una molla torsionale, bensì 4 molle lineari che lavorano in senso circonferenziale. Invertendo allora le formule precedenti, noto il raggio R (circa $27mm$) del giunto torsionale e inserendo il rapporto di trasmissione, si può scrivere:

$$k' \cdot \Delta \varphi_6 = k'' \cdot \left(\Delta \varphi_6 \frac{1}{\tau} \right) \cdot R^2 \frac{1}{\tau} \quad (8.9)$$

$$k'' = \frac{k' \tau^2}{R^2} = \frac{17.8548 \cdot 0.563^2}{0.027^2} = 7749.5 N/m \quad (8.10)$$

Il valore di k'' ricavato rappresenta il valore della rigidezza totale delle molle lineari presenti sul giunto elastico torsionale. Dato che però le molle sono 4 in

parallelo, il valore di rigidezza di ciascuna molla risulta pari a:

$$k_m = \frac{k''}{n_m} = \frac{7749.5 N/m}{4} \simeq 1937 N/m \simeq 1.9 N/mm \quad (8.11)$$

Sulla base di altre considerazioni si sono allora scelte delle molle con costanti elastiche di valori dello stesso ordine ma in particolare più bassi e di diverso tipo per poter eseguire più prove. Per la scelta, oltre a questo dato sono stati necessari quelli geometrici in base all'ingombro, in particolare la corsa ma anche le lunghezze minime (molla compressa) e massime (molla a riposo). Queste dimensioni dipendono dalle caratteristiche dei blocchetti dei giunti sui quali essa appoggiano e dal raggio di lavoro R , perché lo scopo è che le molle siano sempre in contrasto quindi mai nessuna a riposo ma nel contempo non arrivino a finecorsa per evitare deformazioni plastiche e cambiamento della costante elastica. I dati e le caratteristiche delle molle Metersprings scelte sono riportati in Tab. 8.2. Come si può vedere, con un raggio di lavoro $R = 27 mm$, la corsa angolare di ciascuna molla è di circa:

$$\frac{L_1 - L_0}{R} \simeq 60^\circ \quad (8.12)$$

che se sfruttata interamente nel giunto torsionale fornisce una variazione dall'equilibrio delle 4 molle per il SEA di circa $\pm 30^\circ$.

Dati e caratteristiche				
Costante elastica $R[N/mm]$	0.3	0.5	0.7	0.94
Diametro esterno $D_e[mm]$	9.14			
Lunghezza a riposo $L_0[mm]$	50.8			
Lunghezza minima $L_1[mm]$	18.8	21.62	22.81	24.05

Tabella 8.2: Dati e caratteristiche delle molle a compressione per il giunto torsionale elastico del SEA.

Giunto elastico per il polso

La progettazione del meccanismo per il polso ha comportato la scelta di ulteriori elementi elastici che permettessero il ritorno del meccanismo nella posizione di riposo. Si sono progettate diverse soluzioni con molle a trazione, molle a spirale

e molle a torsione. I problemi di ingombro hanno portato a scegliere una soluzione con 2 molle a compressione inserite in una tasca circonferenziale, come verrà mostrato successivamente. Sulla base della letteratura e su alcune prove sperimentali, si sono scelte delle molle del tipo riportato in Tab. 8.3. Come si può vedere, con un raggio di lavoro $R = 14mm$, la corsa angolare di ciascuna molla è di circa:

$$\frac{L_1 - L_0}{R} \simeq 125^\circ \quad (8.13)$$

che corrisponde al range di movimento scelto per il polso per questioni di ingombri.

Dati e caratteristiche				
Costante elastica $R[N/mm]$	0.86	0.94	1.66	4.44
Diametro esterno $D_e[mm]$	12.19	10.67	11.25	11.6
Lunghezza a riposo $L_0[mm]$	57.15		64	58.5
Lunghezza minima $L_1[mm]$	23.57	26.09	21.1	26.5

Tabella 8.3: Dati e caratteristiche delle molle a compressione per il giunto elastico del polso.

8.2.4 Encoder per il giunto torsionale del SEA

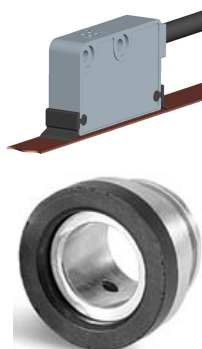
Affinché il giunto torsionale elastico possa realizzare insieme all'attuazione un SEA, è necessario leggere lo spostamento delle molle.

L'accoppiata di sensore Philips KMZ41, che rileva la variazione del campo magnetico grazie all'effetto magneto-resistivo di un sottile film di lega ad alta permeabilità magnetica, con un magnete permanente, realizzando un giunto simile da questo punto di vista a quello in [102] è probabilmente la soluzione in assoluto più compatta. Questo componente è risultato però di difficile reperimento oltre al fatto che il giunto avrebbe richiesto molte prove di taratura per il posizionamento e la lettura corrette del magnete permanente.

Si è preferito ricorrere ad un sensore più commerciale sempre di tipo magnetico ma ad anello, in particolare l'anello Lika MRI31-48-2-16 con testina di lettura

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

(a) Caratteristiche tecniche.



(b)

Figura 8.3: Immagine e caratteristiche principali dell'anello Lika MRI31-48-2-16 con testina di lettura Lika SME21-L1-I1000-R2A.

Lika SME21-L1-I1000-R2A. In Tabella 8.3a e Figura 8.3b vengono mostrate le caratteristiche ed un'immagine.

Questa soluzione è molto vantaggiosa a livello di performance in quanto si tratta di un encoder magnetico che invia segnali TTL e con un numero di impulsi elevatissimo ($48000ppr$), tale da permettere una buona rilevazione del piccolo angolo di displacement delle molle.

L'unico inconveniente che comporta l'ausilio di tale encoder riguarda le dimensioni. In particolare il sensore ha dimensioni tali che portano l'intero giunto torsionale ad aumentare notevolmente rispetto all'anello (anche se quest'ultimo già non è troppo compatto). Purtroppo poi il diametro del giunto torsionale è molto legato alle dimensioni di tutta la parte inferiore della macchina perché ne definisce di fatto l'altezza dal piano di appoggio all'avambraccio. Esistono in commercio fortunatamente eventuali soluzioni più costose ad es. dell'azienda Renishaw che presentano testine di lettura ridotte alla dimensione di un chip per sviluppi futuri del prototipo qui presentato.

Dati e caratteristiche	SKF 619-6-2z	SKF 619-8-2z	SKF 628-8-2z	SKF 638-5-2z
Tipo di cuscinetto	Radiale a sfere, una corona, schermi non striscianti			
Diametro foro [mm]	6	8	8	5
Diametro esterno [mm]	15	19	16	11
Larghezza [mm]	5	6	5	5
Coeff. carico din. C [kN]	1.24	1.9	1.33	0.637

Figura 8.4: Specifiche tecniche principali dei cuscinetti SKF a sfere utilizzati.

8.2.5 Cuscinetti

Nel progetto della nuova ortesi si sono impiegati due tipologie di cuscinetti:

- cuscinetti a sfere SKF per il supporto degli alberi della trasmissione posteriore (albero motore, albero in ingresso al giunto torsionale del SEA, albero in uscita);
- cuscinetti IGUS in plastica (boccole) ad attrito ridotto per la trasmissione anteriore (perni delle pulegge nella leva del polso, rotazione del g.d.l. sbloccato nell manopola).

I carichi agenti sui perni dell'ortesi sono di fatto piuttosto ridotti, il dimensionamento dei cuscinetti è stato fatto per lo più in base alla dimensione dell'albero in ingresso e dell'ingombro esterno. Poi sono stati in ogni caso verificati rispettivamente con il metodo della vita a durata come da manuale SKF per i cuscinetti a sfere e con il dimensionamento IGUS per quelli in plastica. In Tabella 8.4 vengono riportate in particolare le caratteristiche dei cuscinetti a sfere. Due cuscinetti metallici sono utilizzati come galoppini tendicinghia (SKF 619-8-2z, SKF 638-5-2z) e sono stati scelti quindi facendo attenzione che il diametro esterno fosse maggiore del diametro primitivo della puleggia più piccola.

I cuscinetti in plastica sono della serie Iglidur-J che permettono ridotti attriti in contatto con acciaio ed alluminio ma anche elevata resistenza ad abrasione. Sono stati scelti di tre diverse forme, a seconda dell'impiego: flangiati, non flangiati e a rondella.

8.3 Struttura e trasmissione meccanica

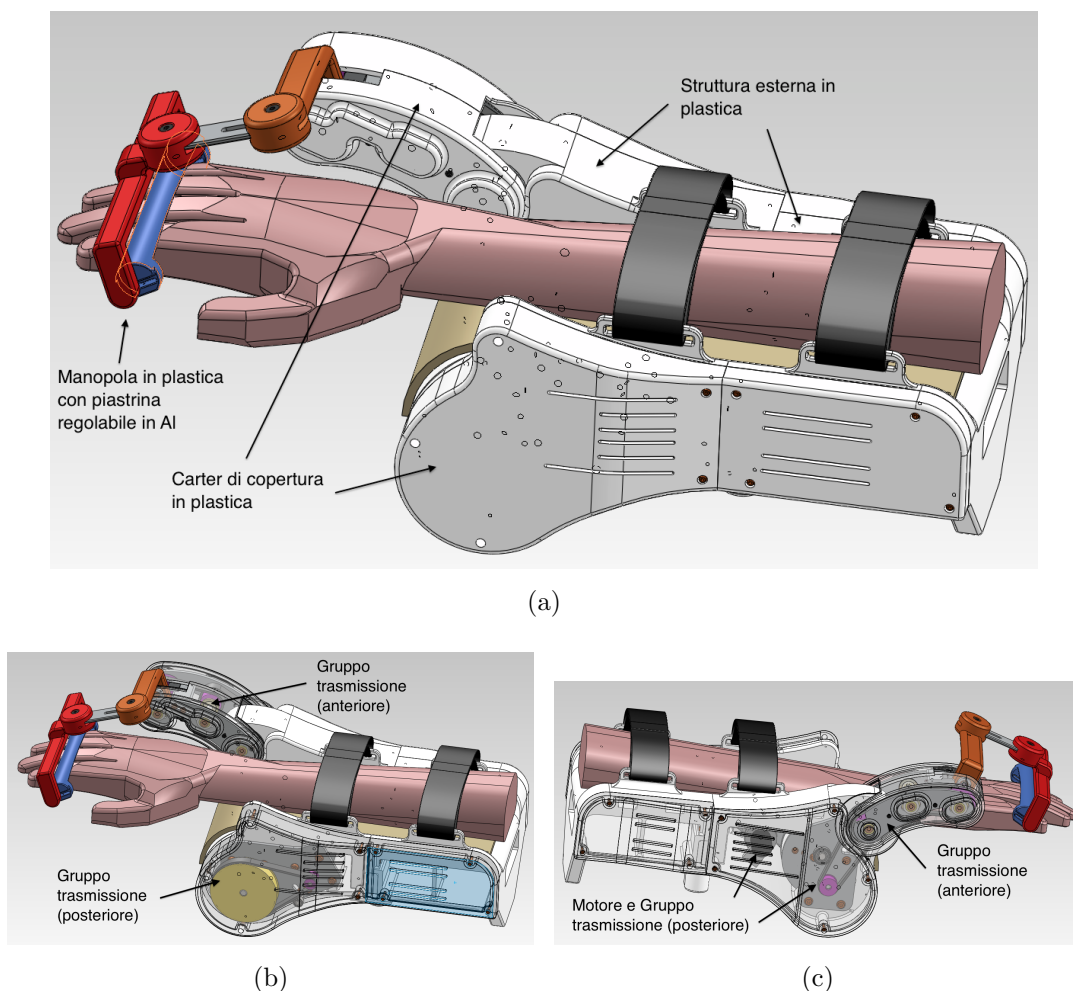


Figura 8.5: Vista tridimensionale del modello CAD dell'assemblato finale del nuovo prototipo di ortesi. Nelle tre figure sono indicati i gruppi principali.

La Figura 8.5 mostra il modello CAD dell'assemblato finale, risultato dell'intera progettazione, non solo meccanica ma anche funzionale. La parte elettrica e di controllo, che verrà affrontata nel Capitolo 9, si è scelto di posizionarla all'esterno dell'ortesi per ridurre i pesi. Di conseguenza è prevista una mascherina con connettori nel retro dell'ortesi per interfacciare il controllore e il driver con il motore, l'encoder del motore e l'encoder del giunto torsionale. Non sono previsti finecorsa meccanici, si utilizzerà un controllo robusto di sicurezza e le battute meccaniche.

Come si vede, l'assemblato 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;
- la manopola di fissaggio per la mano, che permette il movimento di flessione-estensione delle dita.

Nel seguito verranno presi in esame in dettaglio tali gruppi.

Si fa notare che l'ortesi non è simmetrica, cioè il gruppo di attuazione così come la leva del polso sono stati progettati e realizzati da un lato solo della macchina per lasciare la mano e il polso più liberi possibile. La decisione di spostare tutto a destra piuttosto che a sinistra nasce da una semplice considerazione.

Prima di tutto l'arto che normalmente si riabilita o sul quale si deve concentrare l'attenzione è quello utilizzato per le attività del giorno. In letteratura, però, 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. In qualche studio si definisce per lo più la percentuale di eventi che colpiscono l'emisfero sinistro e quello destro rispettivamente senza però indicare se il paziente fosse destrorso o mancino. L'unica considerazione che si può fare è allora legata alla percentuale di persone destre piuttosto che sinistre.

Di conseguenza si è optato per spostare tutto a destra 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 eventuali prese di oggetti. La macchina in ogni caso può essere utilizzata anche per il braccio sinistro.

8.3.1 Scelta dei materiali

Per riuscire ad ottenere una nuova ortesi che potesse seguire tutte le specifiche richieste e che permettesse di raggiungere gli obiettivi prefissati si è pensato di realizzare tutta la struttura esterna in materiale plastico (ABSplus). In tal modo

si ottiene un prodotto facilmente realizzabile a livello di laboratorio¹ (RP, Rapid Prototyping) e in seguito di facile produzione tramite processi di stampaggio plastico nel caso di eventuali sviluppi.

Nella parte interna troviamo invece dei supporti metallici in Alluminio ERGAL che fungono da rinforzo per le parti più sollecitate e da supporto per i vari componenti interni di trasmissione e attuazione.

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

Caratteristiche dell'ERGAL 7075 T651

La struttura portante interna si è pensato di realizzarla con Alluminio 7075 T651, denominato ERGAL. La scelta è ricaduta su questa lega (allo Zn-Mg-Cu) per le sue elevate caratteristiche meccaniche (vedi Tab. 8.4), infatti ha una maggiore resistenza e durezza rispetto alle altre leghe di alluminio, ma l'intrinseca leggerezza conferita dall'Alluminio oltre che una buona lavorabilità alle macchine utensili.

Proprietà fisiche	
<i>Densità</i> [g/cm^3]	2.81
Proprietà Meccaniche	
<i>Tensione di rottura</i> [MPa]	530
<i>Tensione di snervamento</i> [MPa]	460
<i>Allungamento</i> [%]	11
<i>Modulo di Young</i> [MPa]	71700
<i>Modulo di Poisson</i>	0.33
<i>Tensione a fatica</i> [MPa]	159

Tabella 8.4: Caratteristiche dell'ERGAL 7075 T651.

¹In particolare con la Stampante Inkjet 3D Dimension Elite presente nei laboratori DIMEG.

Caratteristiche dell'ABSplus

L'ABS²plus è una materia termoplastica dimensionalmente stabile e rigida, possiede una buona resistenza all'impatto, all'abrasione, ai prodotti chimici e all'elettricità, buona resistenza e tenacità, e proprietà alle basse temperature [113], inoltre è più resistente di un 40% dell'ABS normale.

Si è preso in considerazione questo materiale perché si presta molto bene alla prototipazione rapida ma nel contempo è lavorabile anche al tornio (parti assialsimmetriche), permette di ridurre il n° di componenti carter sfruttando la possibilità di forme più complesse grazie alle tecniche RP, sopporta temperature di esercizio fino a 95°C (quindi non ci sono problemi per i carter del braccio meccanico) ed è sufficiente in termini di resistenza visti i carichi non gravosi da sopportare. I limiti di dimensione dei pezzi per la macchina di laboratorio sono di $203 \times 203 \times 305mm$.

Proprietà fisiche	
<i>Densità</i> [g/cm ³]	1.02÷1.06
Proprietà Meccaniche	
<i>Resistenza alla trazione</i> [MPa]	36
<i>Allungamento a trazione</i> [%]	4
<i>Modulo a trazione</i> [MPa]	2.265
<i>Resistenza flessionale</i> [MPa]	52
<i>Modulo a flessione</i> [MPa]	2.198

Tabella 8.5: Caratteristiche dell'ABSplus.

Caratteristiche dell'Acciaio C40

Per i perni degli alberi si è deciso di impiegare materiale meno deformabile come l'Acciaio, in particolare il C40 che è particolarmente adatto ad organi di movimento. La Tab. 8.6) ne riporta le caratteristiche.

²Acrilonitrile Butadiene Stirene.

Proprietà fisiche	
<i>Densità</i> [g/cm^3]	7.87
Proprietà Meccaniche	
<i>Tensione di rottura</i> [MPa]	570
<i>Tensione di snervamento</i> [MPa]	325
<i>Modulo di Young</i> [MPa]	220000
<i>Modulo di Poisson</i>	0.3

Tabella 8.6: Caratteristiche dell'Acciao C40.

8.3.2 Struttura esterna

La struttura dell'ortesi comprensiva di carter di copertura, realizzata in materiale plastico, si compone di nove elementi totali, figura 8.6.

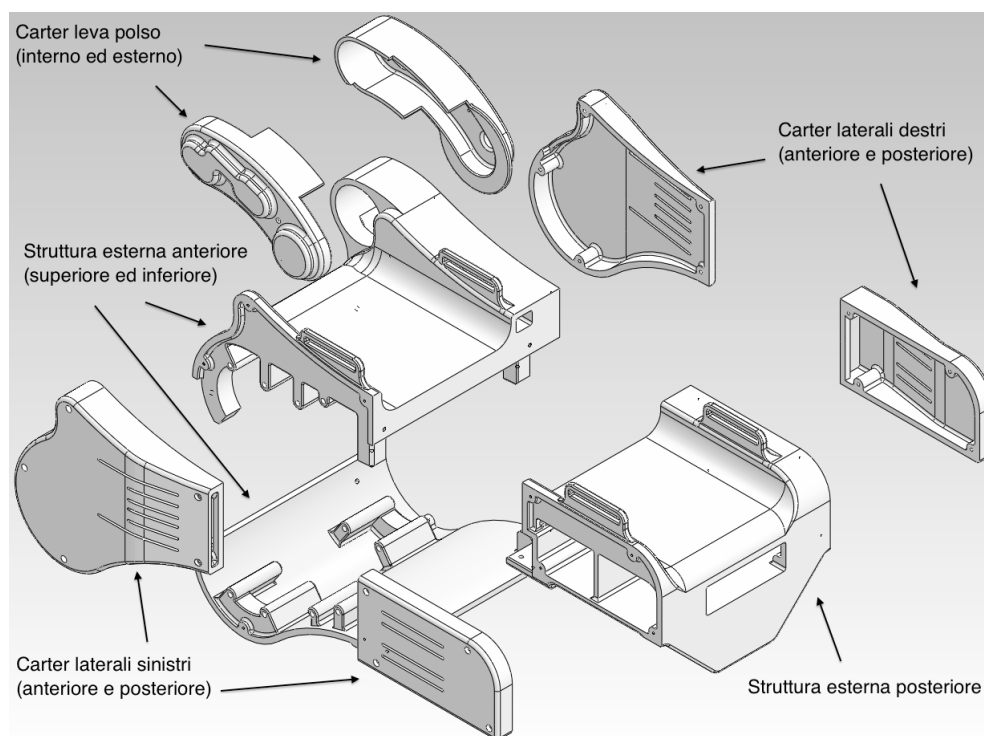


Figura 8.6: Vista esplosa di carter e struttura esterna.

La struttura portante l'avambraccio del paziente nonché tutto il gruppo di trasmissione è costituita da tre di queste nove parti. Essa è suddivisa in particolare in struttura anteriore e posteriore. Tale separazione è necessaria per questioni di limite d'ingombri nella macchina di prototipazione. Senza tale limite si sarebbe potuto pensare di unire la parte anteriore con quella posteriore. La divisione però tra superiore ed inferiore, che in questo caso è propria solo della parte anteriore, rimarrebbe in ogni caso indispensabile. Il motivo è legato all'assemblaggio, cioè all'inserimento del gruppo di trasmissione al di sotto dell'avambraccio del paziente. La sezione 8.4 chiarirà quanto detto.

Il pezzo anteriore superiore e la parte superiore del pezzo posteriore sono conformati appositamente per accogliere l'avambraccio umano all'interno di un'inse-natura di forma piana arrotondata sui bordi. Tra l'ortesi e l'arto è previsto uno strato di materiale morbido come spugna per rendere più confortevole l'appoggio. Nella parte superiore sono visibili inoltre le quattro asole per il passaggio delle fasce a strappo necessarie per fissare il braccio del paziente all'ortesi stessa. La parte frontale in corrispondenza dell'asse del polso (dove termina l'appoggio) è arrotondata in modo da permetter al polso di ruotare ma nel contempo parzialmente di appoggiarsi, prevedendo uno strato morbido di spessore maggiore.

La parte interna della struttura anteriore presenta delle estrusioni per l'appoggio e il fissaggio tramite viti (fori passanti) delle piastre di supporto del gruppo di trasmissione. I fori sono passanti per utilizzare la plastica solo come ostacolo sul quale tirare le viti ma non per avvitare direttamente le viti della trasmissione, ciò per garantire maggiore precisione che il metallo lavorato alle macchine utensile tipicamente fornisce.

Infine la parte sottostante permette l'appoggio dell'ortesi su un piano. L'appoggio è dato dalla rotondità anteriore, da una gamba cilindrico centrale e da un supporto terminale.

Gli altri sei componenti rimasti sono carter di copertura. Quelli frontali servono per nascondere la trasmissione passante all'interno della leva del polso, insieme all'anello della struttura anteriore superiore.

Quelli laterali servono invece a chiudere completamente la struttura. Sulle parti laterali del carter sono state previste delle fessure per il raffreddamento del

motore presente all'interno.

8.3.3 Gruppo di trasmissione

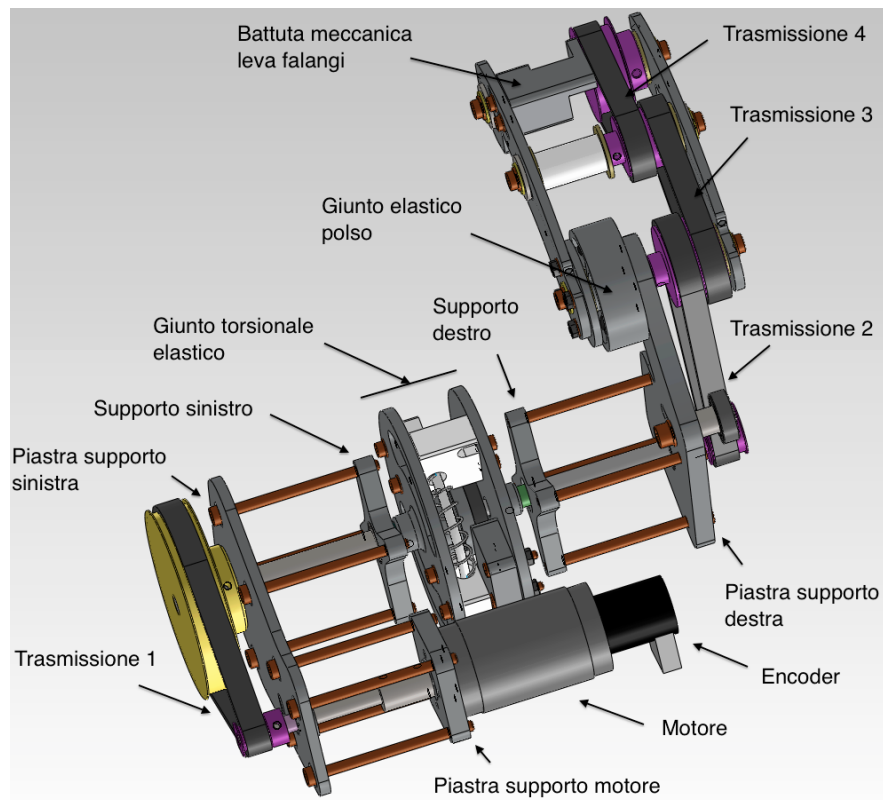


Figura 8.7: Vista tridimensionale del modello CAD della trasmissione del nuovo prototipo di ortesi. Nella figura sono indicati i sottogruppi principali.

La Figura 8.7 mostra l'intero gruppo di trasmissione dell'ortesi, che si può dividere in alcune parti:

- gruppo motore;
- trasmissione sinistra;
- giunto torsionale elastico del SEA;
- trasmissione destra;
- giunto elastico del polso;

- gruppo trasmissione anteriore della leva del polso.

Tutte le parti in moto, trattandosi di componenti di piccola dimensione, sono calettate tramite grani. Tutte le piastre e i supporti sono realizzati in Al ERGAl, gli alberi e i perni in Acciaio C40 ed eventuali distanziali in plastica ABSplus.

Trasmissione posteriore

Con riferimento alla Figura 8.7, il motore montato insieme all'encoder è fissato su una piastrina di supporto, mentre l'albero del motore è allungato tramite un giunto per calettare la prima puleggia della trasmissione 1. Un cuscinetto alloggiato nella piastra di supporto sinistra supporta l'albero di diametro $\phi 5$. La trasmissione rinvia il moto alla puleggia più grande tramite cinghia. Essa è montata su un albero $\phi 8$ all'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 $\phi 6$ si infila parzialmente all'interno del disco di sinistra che prevede un cuscinetto flangiato, come sarà descritto in dettagli nel seguito. 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 utilizzando dei galoppini tendicinghia anche se il moto è reversibile, cioè non esiste un lato sempre teso della cinghia.

Giunto torsionale elastico del SEA

Uno dei nuovi dispositivi sviluppati è il giunto elastico che disaccoppia il motore dal carico e misura la rotazione relativa. Come si vede dall'esploso di Figura 8.8, esso è fondamentalmente formato da

- il disco sinistro (con estrusione a perno), solidale alla trasmissione sinistra (ingresso);
- l'anello magnetico del sensore Lika calettato per mezzo di grani sul disco sinistro che fa nel contempo da albero;

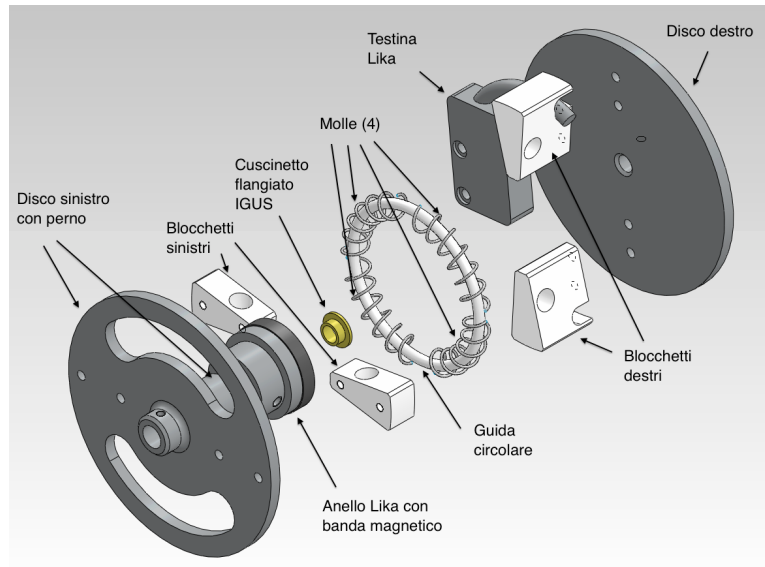


Figura 8.8: Vista tridimensionale del modello CAD esploso del nuovo giunto torsionale elastico per il SEA nell'ultima versione. Nella figura sono indicati i componenti.

- un cuscinetto flangiato IGUS per inserire l'albero della trasmissione destra e garantire la coassialità;
- due blocchetti, fissati al disco sinistro;
- quattro molle lineari a compressione forzate a lavorare circonferenzialmente;
- una guida;
- due blocchetti, fissati al disco destro;
- la testina di lettura del sensore Lika, avvitata sul disco destro;
- il disco destro, solidale alla trasmissione destra (uscita).

I dischi sono realizzati in Al ERGAL mentre in questa versione del giunto i blocchetti sono prototipati in plastica.

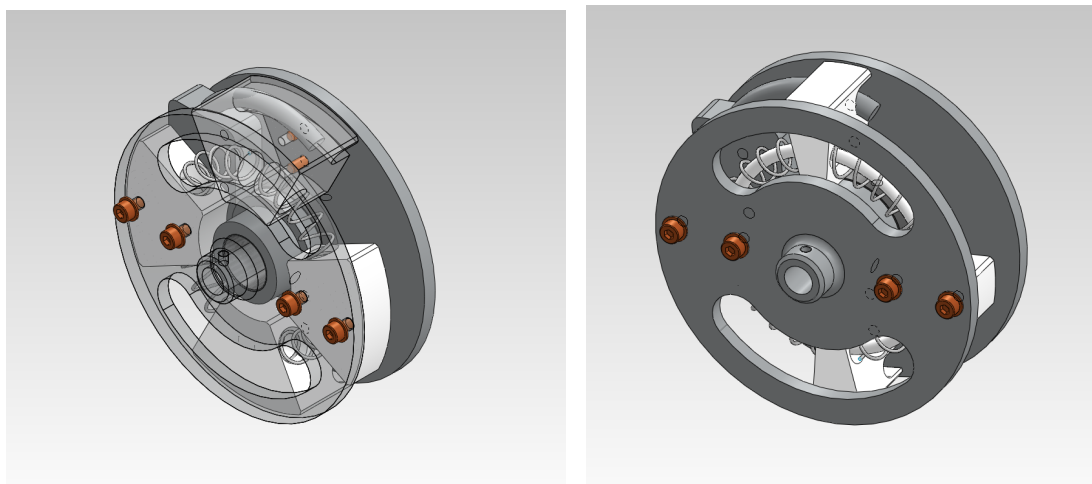
Il funzionamento consiste nel permettere rotazioni relative tra le due trasmissioni (sinistra e destra) e quindi tra i due dischi in quanto, tramite i blocchetti,

una rotazione relativa si traduce in una compressione di due delle quattro molle distendendo della stessa quantità le altre due (molle in parallelo). La rotazione è poi misurata tramite l'anello, solidale al disco sinistro, e la testina, solidale al disco destro. I blocchetti destri sono più alti di quelli sinistri per lavorare con le molle nell'unico spazio disponibile che si trova prima della banda magnetico dell'anello Lika. La guida circolare è necessaria utilizzando molle lineari forzate a lavorare circonferenzialmente altrimenti esse tenderebbero a piegarsi verso l'esterno e saltare al di fuori del giunto, inoltre ovviamente non lavorerebbero correttamente. Si fa subito osservare che, come verrà chiarito in 8.4, per montare una guida di tale forma è necessario tagliarla, inserire i componenti e poi richiuderla.

Utilizzare delle molle lineari provoca in realtà molti problemi. La prima versione del giunto torsionale che si è progettata utilizzava dei blocchetti di Al con 2 piccoli fori passanti (ovviamente retti, non in rivoluzione come nel caso della Fig. 8.8) con lo scopo di impiegare due fili di acciaio armonico già piegati ai raggi di lavoro in modo che funzionassero da guida superiore ed inferiore per le molle. Purtroppo non è stato possibile reperire fili con i raggi desiderati. Di conseguenza forzando il filo ad un raggio diverso ha provocato ulteriori tensioni nel giunto che si sono riprodotte sottoforma di attrito durante lo spostamento delle molle in funzionamento. Perciò è stata esclusa tale scelta.

Si è testata allora una seconda versione priva di guida circolare ma con dei blocchetti cavi di forma più allungata circonferenzialmente tale da permettere l'utilizzo delle cave di rivoluzione realizzate in prototipazione rapida come guida per le molle. La Fig. 8.9a mostra il modello CAD. Purtroppo il fatto che le molle tendano ad uscire verso l'esterno provoca un contatto tra le spire delle molle stesse e il bordo dei fori delle cave dei blocchetti. Inoltre l'attrito tra i due componenti aumenta.

La versione che presenta i migliori compromessi è quella in cui l'esplosivo è mostrato in Fig. 8.8 mentre l'assemblato in Fig. 8.9b. I fori nei blocchetti sono in rivoluzione e passanti; la guida ha uno spessore di diametro inferiore a quello del foro e l'idea è che rimanga sospesa al centro del foro senza andare in contatto con le pareti. In realtà però qualsiasi differenza tra le molle porta la guida a toccare leggermente le pareti. L'impiego di lubrificante permette comunque un



(a) Seconda versione.

(b) Terza versione.

Figura 8.9: Vista tridimensionale del modello CAD dell'assemblato del nuovo giunto torsionale in due diverse versioni.

buon compromesso. Un grosso miglioramento potrebbe essere quello di utilizzare molle a compressione già piegate al raggio desiderato, che si possono trovare in commercio su richiesta a costi però più elevati. Un'altra possibilità valutata è quella di utilizzare un cosiddetto “posizionatore”, cioè un grano con una sfera che ruota ad un'estremità per ottenere eventualmente un contatto puntuale.

Trasmissione anteriore

Come si può osservare in Figura 8.7, i perni ($\phi 6$) dell'intero gruppo anteriore di trasmissione sono solidali alle pulegge corrispondenti (trasmissione 3 e 4). Di conseguenza essi sono montati sulle piastre interna ed esterna su cuscinetti flangati IGUS, come si può meglio apprezzare nella Figura 8.10. Sono poi impiegati anche dei cuscinetti a rondella per evitare lo strisciamento di componenti come le pulegge sulle piastre stesse. Per compattare l'intero gruppo di trasmissione, si sono utilizzati dei perni forati e filettati alle estremità in modo da poter avvitare e stringere due viti opposte e chiudere a pacco il gruppo. Si fanno notare anche altri due aspetti.

Il primo è che per gli ultimi due perni si interpone una rondella metallica tra

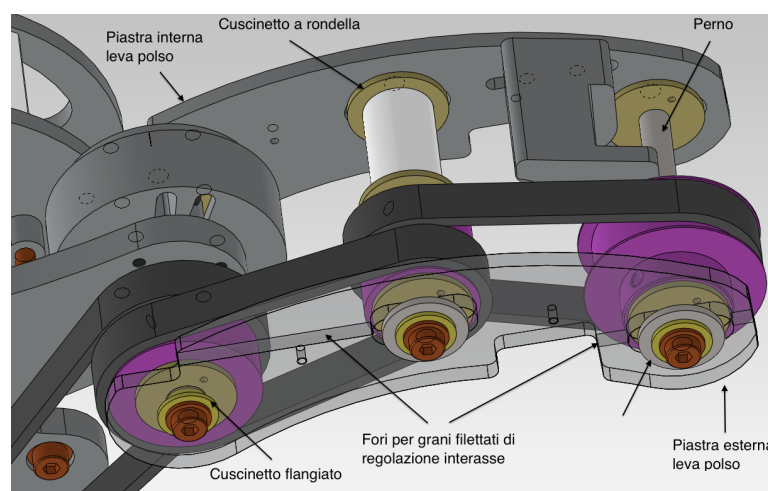


Figura 8.10: Vista tridimensionale del modello CAD della trasmissione anteriore. Nella figura sono indicati i componenti principali.

il cuscinetto flangiato e la piastra (sia quella esterna che quella interna). Ciò è necessario per aiutare i perni della trasmissione 3 e 4 a non muoversi dalla posizione in cui sono stati fissati, cioè di fatto a non modificare gli interassi tra le pulegge. Interassi che vengono regolati solo in seguito al montaggio tramite grani di regolazione raggiungibili dall'esterno (Figura 8.10).

Il secondo aspetto è che nella trasmissione 2 e 3 si utilizza una puleggia sulla quale ingranano due cinghie. Ciò è stato necessario per rinviare il movimento mantenendo ridotti gli ingombri oltre a dover effettuare alla cinghia un percorso per poter oltrepassare il dito pollice nel caso di mano sinistra. Per gli stessi motivi la puleggia intermedia del gruppo anteriore è leggermente più piccola delle altre due.

Giunto elastico del polso

La trasmissione fin qui descritta ha lo scopo di attuare il ponte della manopola della mano. L'obiettivo però di questo prototipo è quello di permettere anche il movimento del polso predisponendo un asse non attuato ma dotato di ritorno elastico con lo scopo sia di riportare la leva del polso in una certa posizione desiderata ma anche di far sforzare il paziente quando cerca di muovere il polso.

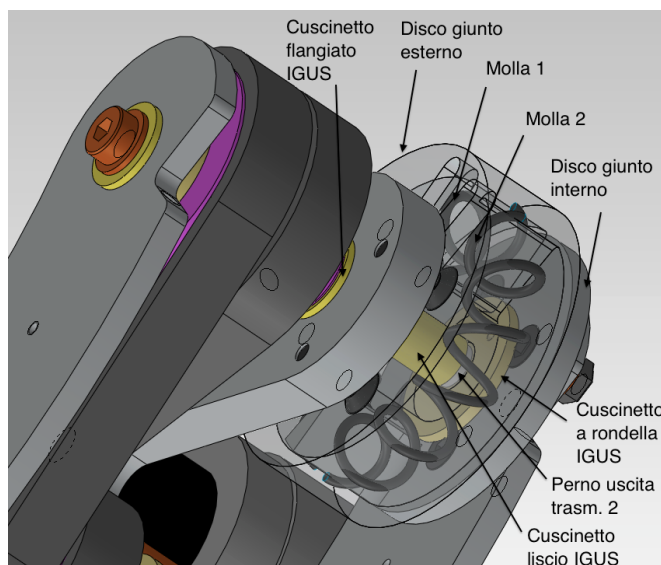


Figura 8.11: Vista tridimensionale del modello CAD del giunto elastico del polso. Nella figura sono indicati i componenti che lo costituiscono.

Tale obiettivo si è raggiunto utilizzando un giunto elastico agente all'asse del polso ma folle rispetto al perno di trasmissione (cuscinetti IGUS interposti). Come illustrato in Figura 8.11, esso è costituito da due dischi, uno solidale con la piastra destra di supporto della trasmissione, 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.

8.3.4 Manopola di fissaggio e movimentazione della mano

La trasmissione, che ha la funzione di trasportare il moto dal motore fino alla leva delle dite, termina con il calettamento della manopola sull'ultimo perno della trasmissione a cinghia 4. Con riferimento alla Figura 8.12, si può prima di tutto osservare che essa è formata da:

- un ponte di collegamento in plastica, alla cui gamba sono fissati i corpi di Al per il calettamento sul perno di uscita della trasmissione 4 e il bloccaggio

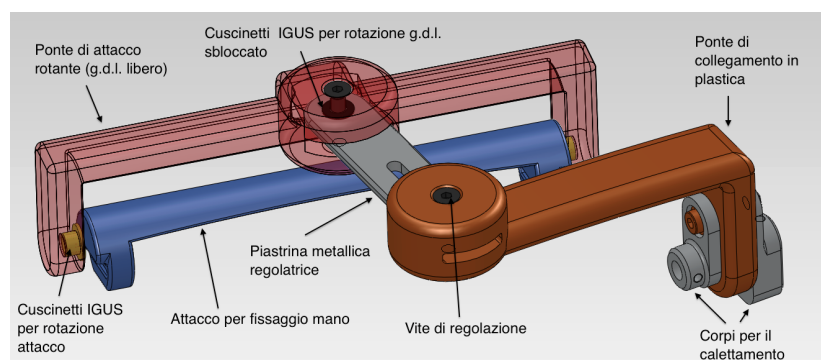


Figura 8.12: Vista tridimensionale del modello CAD dell'assemblato della manopola per la movimentazione della mano. Nella figura sono indicati i componenti che la costituiscono.

in battuta;

- una piastrina di Al per la regolazione della lunghezza della leva per le dita;
- un ponte in plastica rotante, per imperniare l'attacco al livello delle seconde falangi (con due cuscinetti flangiati) e due cuscinetti a rondella per la rotazione della piastrina rispetto al ponte (g.d.l. sbloccato);
- l'attacco vero e proprio per fascia a strappo.

Si fa notare che di fatto la manopola, insieme alle dita, rappresenta l'intero meccanismo sintetizzato nel Capitolo 7. La registrazione regolabile avviene in questo caso tramite vite che blocca il ponte in una certa posizione dell'asola della piastrina metallica. In futuro la vite potrebbe essere integrata in una manopolina per rendere più comodo l'avvitamento.

La Figura 8.13 mostra come il calettamento della manopola al perno della trasmissione anteriore avvenga alla base del ponte di collegamento. Inoltre dalla figura si nota anche la battuta meccanica su cui i due corpi metallici appoggiano a finecorsa. La posizione della battuta meccanica è regolabile a seconda degli interessi delle trasmissioni.

Le dita vengono fissate nella parte inferiore con una fascia a strappo sulla quale sarà presente un supporto rigido (una piastrina di plastica applicata sulla

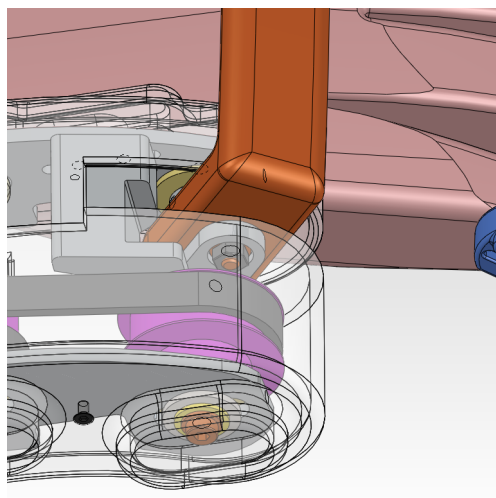


Figura 8.13: Vista di dettaglio del calettamento del ponte di collegamento della manopola con il perno di uscita della trasmissione 4.

fascia, qui non raffigurata) che permette di mantenere le dita del paziente ben allineate tra di loro.

8.4 Realizzazione, assemblaggio e test preliminari

Le fasi per arrivare ad una macchina di cui si può testare il funzionamento passano dalla realizzazione dei pezzi di progettazione, l'acquisto dei componenti a catalogo, l'assemblaggio della macchina. Il procedimento poi è sempre iterativo in quanto, come in questo caso, si sono rese necessarie piccole modifiche tecniche per arrivare ad un prototipo funzionante.

8.4.1 Realizzazione dei pezzi di progettazione

La realizzazione dei componenti di progettazione dell'ortesi è stata eseguita con diverse macchine a seconda del tipo di materiale e del tipo di lavorazione richiesta.

Per i componenti metallici le lavorazioni a partire dallo sbazzamento iniziale alle lavorazioni di finitura sono state eseguite alle macchine utensili, in particolare con:

- fresatrice a tre assi con controllo numerico (CNC) e tornio per i pezzi in Alluminio ERGAL;
- tornio per alberi e perni di Acciaio C40.

Le macchine impiegate sono quelle dell'officina interna dei laboratori del DIMEG.

I componenti in plastica sono invece stati ottenuti per prototipazione rapida (RP) tramite la macchina Dimension Elite a getto di materiale del laboratorio di Automazione del DIMEG. Eventuali finiture successive sono state eseguite a mano, come le finiture superficiali tramite carta abrasiva o le filettature con maschio, etc.

Si sottolinea che alcuni componenti sono stati alesati già montati insieme per garantire le tolleranze, come per la piastra destra di supporto e il disco esterno del giunto del polso.

8.4.2 Assemblaggio dell'ortesi

Per montare tutti i componenti e assemblare così l'ortesi finale è necessario procedere in una determinata sequenza più o meno flessibile. Si possono elencare sinteticamente le fasi principali dell'assemblaggio:

1. Assemblaggio del giunto torsionale: si taglia accuratamente la guida circolare in un punto con dimensione della lama nota, si inseriscono i blocchetti e le molle opportunamente intervallati, si avvita la testina Lika sul disco destra, si caletta l'anello Lika sul disco sinistro, si avvitano i blocchetti sui dischi, si inserisce per incollaggio uno spessore della dimensione della lama nel taglio della guida in modo da richiudere la guida.
2. Assemblaggio trasmissione sinistra: si inseriscono i cuscinetti mediante presa negli alloggiamenti della piastra di supporto, nella piastrina del motore e nel supporto sinistro; si inseriscono gli alberi; si monta il perno con il galoppino inserito; si fissa il motore alla piastrina.
3. Assemblaggio trasmissione destra: si inseriscono i cuscinetti mediante presa negli alloggiamenti della piastra di supporto e nel supporto destro; si

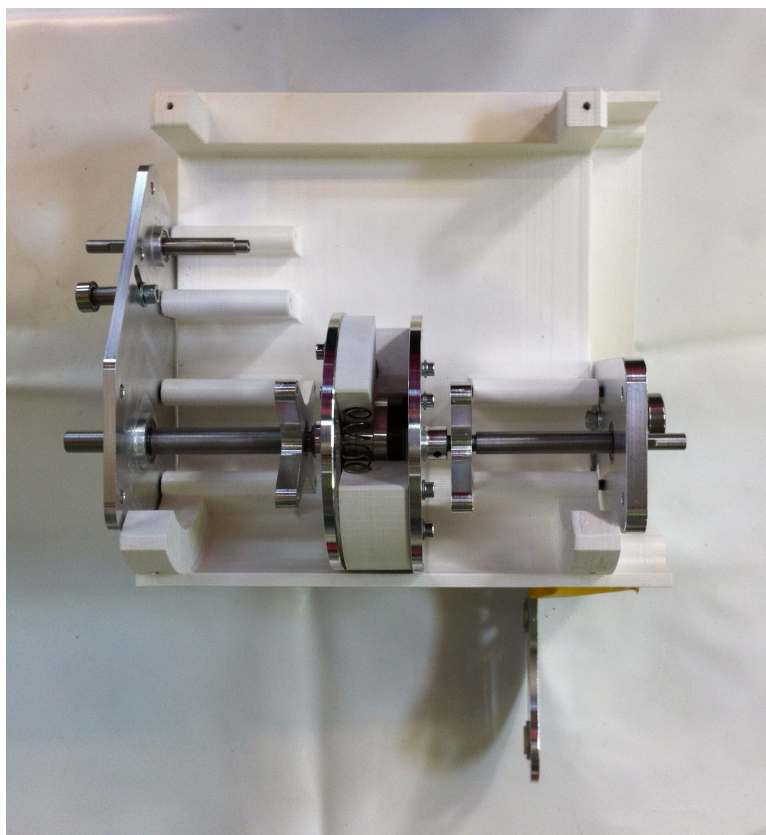


Figura 8.14: Montaggio dell'ortesi con la struttura in plastica esterna superiore appoggiata su un piano.

inseriscono gli alberi; si monta il perno con il galoppino inserito; il disco del giunto del polso si considera già avvitato sulla piastra in quanto per inserire il cuscinetto liscio in plastica all'interno si sono alesati i due pezzi già montati assieme.

4. Assemblaggio leve: si montano i cuscinetti in plastica negli alloggiamenti sulle leve.
5. Assemblaggio manopola: si montano tutti i componenti della manopola.
6. Fissaggio della piastra destra: si ruota la struttura esterna in plastica anteriore-superiore, la si appoggia su un piano (Figura 8.14); si appoggia la piastra di supporto destro, con trasmissione già montata, alla struttura in plastica dal

lato destro, si collega il supporto alla piastra di supporto con le viti tramite i fori passanti della struttura in plastica, fissando così i supporti ad essa.

7. Calettamento del giunto torsionale: si monta il giunto sul perno destro fino a raggiungere il distanziale.
8. Fissaggio della piastra sinistra: si fissa alla struttura in plastica analogamente a quella destra anche la piastra sinistra nonché il motore, chiudendo così la trasmissione.
9. Fissaggio della leva esterna: si avvita il disco interno del giunto del polso sulla leva interna, si inseriscono le molle nella tasca, si inserisce il perno dell'asse del polso, si chiude il giunto del polso avvitando il perno alla leva.
10. Calettamento delle pulegge posteriori con cinghie: si calettano sugli alberi le pulegge posteriori con già montate le cinghie.
11. Calettamento delle pulegge anteriori con cinghie: si inseriscono i due perni mancanti nella leva interna; si calettano le pulegge con già montate le cinghie; si chiude la trasmissione anteriore con la leva esterna.
12. Fissaggio struttura inferiore e posteriore: si monta anche la struttura inferiore in plastica e si applicano le viti analogamente a quella superiore; si avvitano insieme la struttura anteriore con quella posteriore.
13. Fissaggio carter: si montano i carter di copertura.

Nel montaggio si sono trascurate le fasi importantissime di lubrificazione, dove necessaria, e di regolazione. In ogni fase bisogna fare molta attenzione e usare particolare cura nel montaggio. In particolare è necessario controllare sempre gli accoppiamenti quando si tirano le viti per evitare disassamenti e cuscinetti troppo precaricati che aumentano attriti peggiorando la trasmissione e regolare quindi ogni trasmissione.

L'assemblaggio ha evidenziato che il montaggio delle molle nel giunto del polso è la parte più critica. Esso probabilmente abbisogna di alcune modifiche altrimenti risulta impossibile inserire molle particolarmente rigide.

Il giunto torsionale invece in questa versione ha il solo svantaggio di richiedere il taglio della guida e l'incollaggio per richiuderla. Se però si prevedono diversi set di blocchetti, molle e guida ciò non è più necessario per fare le diverse prove in quanto basta eseguire l'operazione una volta per ogni set e poi avvitare/svitare i blocchetti dai dischi. Si riportano nelle pagine seguenti le foto del prototipo.

8.4.3 Test preliminari

Si sono svolti alcuni test preliminari per verificare il corretto funzionamento di ogni parte dell'ortesi e la messa in funzione. Si anticipa qui che il sistema di controllo implementato è sempre il VS-SEA come per il prototipo preesistente, schema di controllo già validato nel sistema di teleoperazione con l'ortesi preesistente (Capitolo 6). I test eseguiti sono i seguenti:

- Test di verifica sequenziale di ogni singolo accoppiamento fissando di volta in volta i grani degli accoppiamenti considerati per minimizzare attriti e giochi;
- Test di movimento spingendo a mano la leva delle dita e quella del polso;
- Test di accensione del sistema e taratura del controllo per il funzionamento del motore in velocità (taratura guadagni del loop di corrente e di quello di velocità) in forza libera e con opposizione sulla leva;
- Taratura e test preliminare con controllo VS-SEA attivo (taratura guadagni loop di coppia) in forza libera e con opposizione sulla leva.

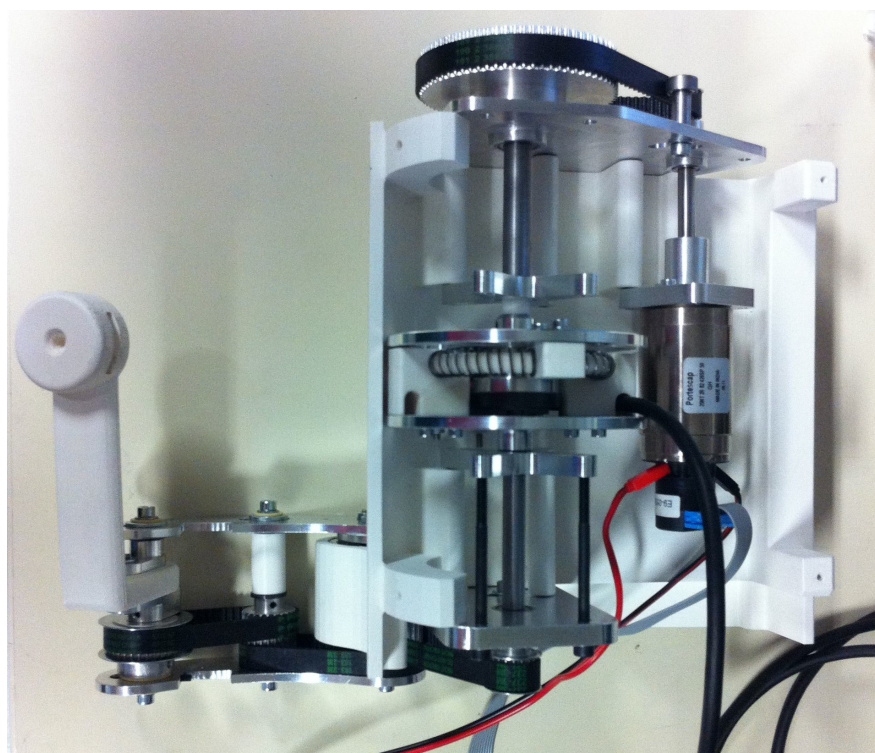
Si osservato che la nuova ortesi permette movimenti più ampi della precedente, lascia la mano molto più libera da impedimenti soprattutto grazie all'attuazione posizionata interamente da un lato, permette al polso di flettersi ed estendersi passivamente, ha dimensioni simili al precedente prototipo ma pesa di meno.

Dai test risulta che nel giunto del polso sono necessarie molle più rigide rispetto a quelle da $R = 0.94 N/mm$, mentre per il giunto torsionale del SEA valori di $R = 0.3 \div 0.5 N/mm$ sembrano quelli indicati altrimenti il giunto tende a deformarsi poco in quanto apparentemente troppo rigido.

Ulteriori prove con sperimentazioni di terapia su soggetti sani e pazienti post-ictus sono lasciate ad attività future.

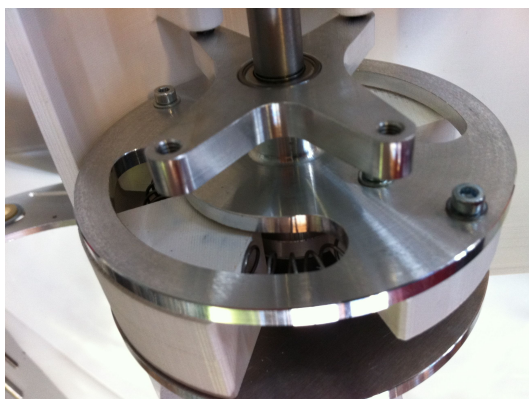


(a)

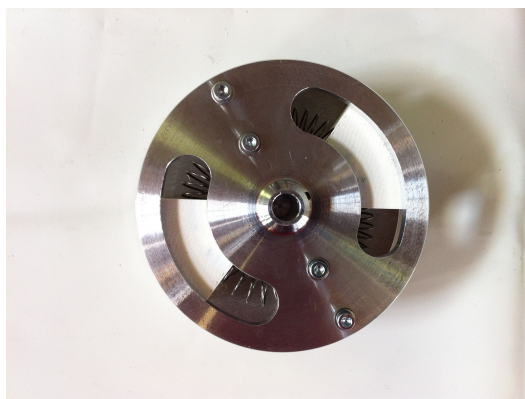


(b)

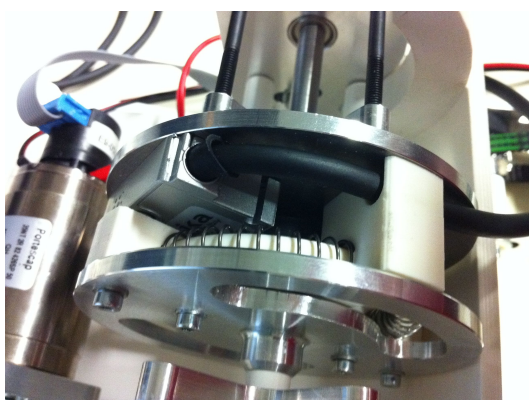
Figura 8.15: Assemblato finale e vista inferiore del gruppo interno di trasmissione.



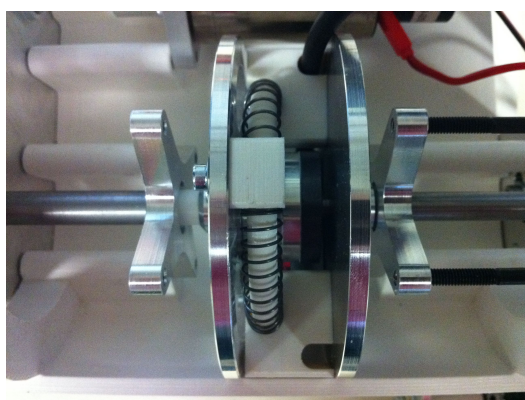
(a)



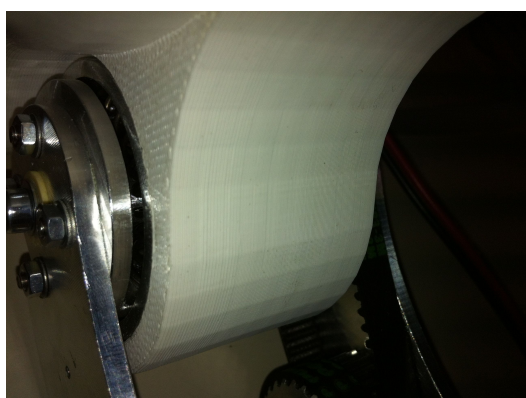
(b)



(c)

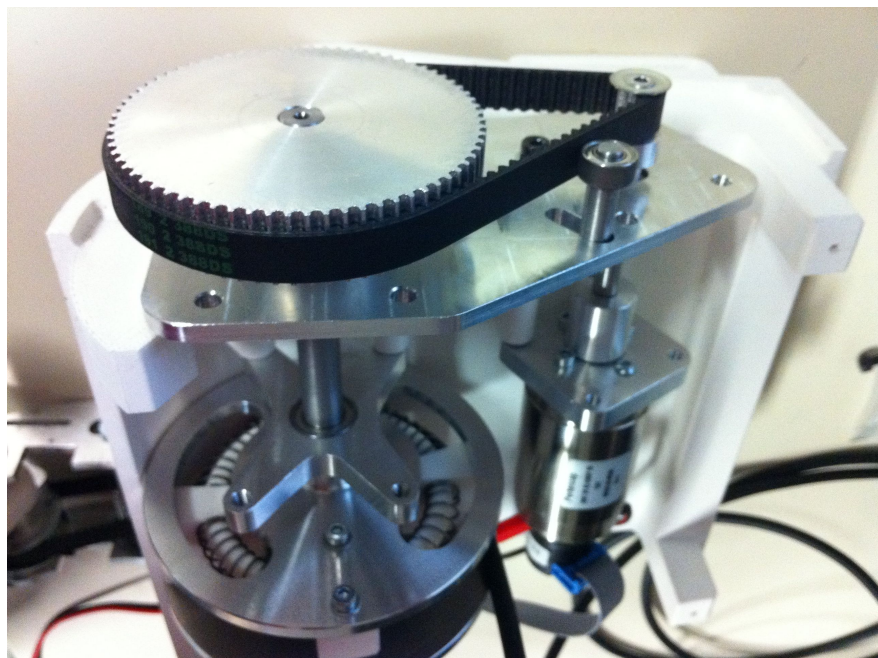


(d)

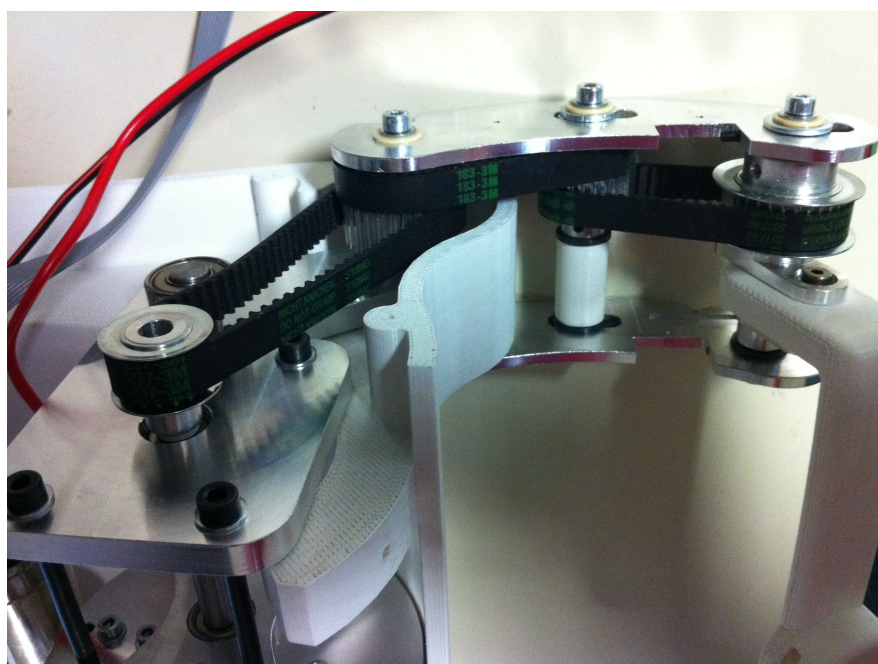


(e)

Figura 8.16: Giunto torsionale elastico del SEA (versione 2 e versione finale) e giunto del polso.



(a)



(b)

Figura 8.17: Immagini della trasmissione sinistra e destra.

Capitolo 9

Progettazione di quadro elettrico e controllo

9.1 Specifiche di controllo

Il controllo dell'ortesi preesistente non permette di programmare direttamente gli anelli del driver essendo il driver di tipo industriale. Inoltre l'insieme dsPIC e driver EPOS rendono la programmazione del sistema poco flessibile a soluzioni varie e moduli da integrare differenti, come un modulo per feedback aumentati come può essere quello uditivo oppure un modulo dedicato alla teleoperazione, moduli che si desiderano testare in molte diverse modalità con questo nuovo prototipo.

Si possono definire allora le specifiche considerate nella scelta di hardware e software per l'implementazione dell'architettura di controllo:

- controllore e driver full-programmable;
- controllo di tipo VS-SEA (analogo all'ortesi precedente);
- gestione moduli feedback addizionali;
- modulo di sicurezza per il quadro elettrico.

9.2 Componenti di controllo e pilotaggio

Sulla base delle ipotesi di partenza, si sono considerate inizialmente alcune piattaforme embedded completamente programmabili e compatibili anche con MatLab e Simulink. Alla fine però si optato per l'impiego di hardware National Instruments soprattutto per lavorare direttamente anche sui loop di bassissimo livello (loop di corrente e velocità) del driver per il motore Portescap in corrente continua.

I componenti scelti per implementare il controllo dell'ortesi sono:

- un modulo CompactRIO NI9002 dotato di microprocessore a 196MHz con 32MB di DRAM con frequenza di aggiornamento Real-Time oltre il kHz e 64MB di Compact Flash per il sistema di alto livello;
- uno chassis (modulo NI9102) dotato di 8 slot con bus FPGA;
- un modulo NI9505 come driver del motore, è adatto infatti all'alimentazione di motori in corrente continua a spazzole con alimentazione fino a 30V e 5A (corrente massima continua), sufficiente quindi per il motore Portescap 35NT2R82, viste le specifiche riportate in Tabella 8.1a;
- un modulo NI9411 per input digitali 0-24V, per collegare l'encoder magnetico Lika del giunto torsionale.

La Figura 9.1 mostra uno schema di principio delle interconnessioni riportando le caratteristiche principali dei vari moduli.

Il CompactRIO (Figura 9.2) 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 dell'hardware custom mantenendo la flessibilità di un sistema programmabile. Generalmente però, l'utilizzo di chip FPGA è una prerogativa di

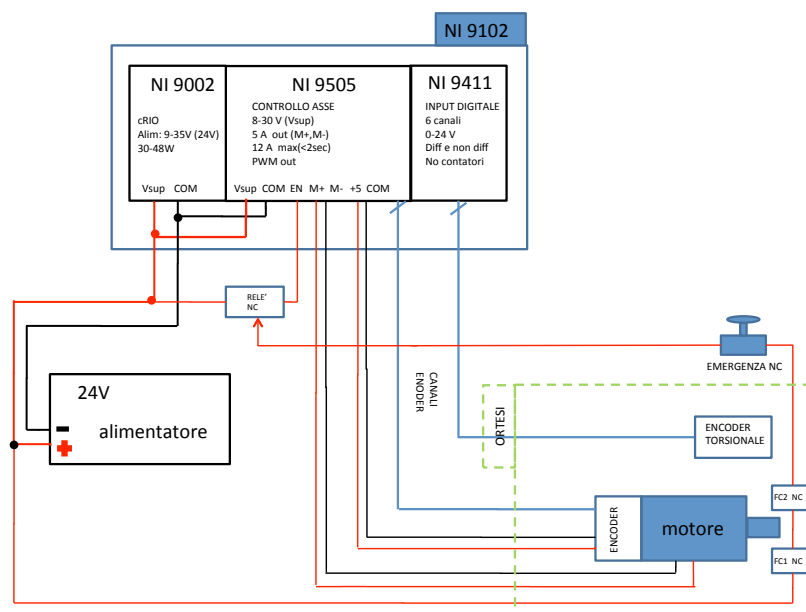


Figura 9.1: Schema di principio delle interconnessioni dei componenti di pilotaggio e I/O.

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.



Figura 9.2: Foto del controllore National Instruments CompactRIO in funzionamento.



(a) Modulo di sicurezza.



(b) Quadro elettrico.

Figura 9.3: Immagine del modulo di sicurezza XPSAF5130 e del quadro elettrico di dimensioni $400 \times 400 \times 200mm$.

9.3 Schema e componenti per il quadro elettrico

Per la scelta dei componenti del quadro elettrico, si parte dall'analisi dei carichi elettrici. I carichi in gioco sono i seguenti:

- controllore Real-Time NI9002: alimentazione a 24V, potenza 30-48W;
- motore: alimentazione a 24V, corrente massima di picco di 9A (limite del motore, il driver arriva fino a 12A).

Gli encoder sono alimentati direttamente dal modulo I/O. Si è scelto di dividere la linea di alimentazione in due parti: una linea alimenta solo il controllore con l'alimentatore Siemens Logo i-Power per guida DIN da 24V-1.3A e l'altra con l'alimentatore SNP-B209 per guida DIN da $22 \div 30V$ -200W.

Oltre alle linee di alimentazione, è necessaria una linea di sicurezza che per rispettare le normative ingloba un modulo in grado di tagliare l'alimentazione in tempi previsti e sufficientemente veloci. Il modulo è il relè di sicurezza XPSAF5130 (Fig. 9.3a). A questi poi si aggiungono i funghi di emergenza e la pulsantiera del quadro. Il quadro (Fig. 9.3b) è completo con l'aggiunta di fusibile di sicurezza, case (dimensioni $400 \times 400 \times 200mm$), connettori e guida DIN per il montaggio dei componenti compreso il controllore CompactRIO. Lo schema elettrico delle connessioni è riportato in Fig. 9.4.



Figura 9.4: Scheme elettrico del quadro.

9.4 Software LabView

Il controllo dell'ortesi è stato sviluppato per una piattaforma hardware CompactRIO (compact reconfigurable input/output) prodotto dalla National Instruments.

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).

9.5 Architettura del controllo

Come si può vedere in Figura 9.5, il controllo dell'ortesi è sviluppato di fatto su tre livelli:

- il livello FPGA;
- il livello REAL TIME;

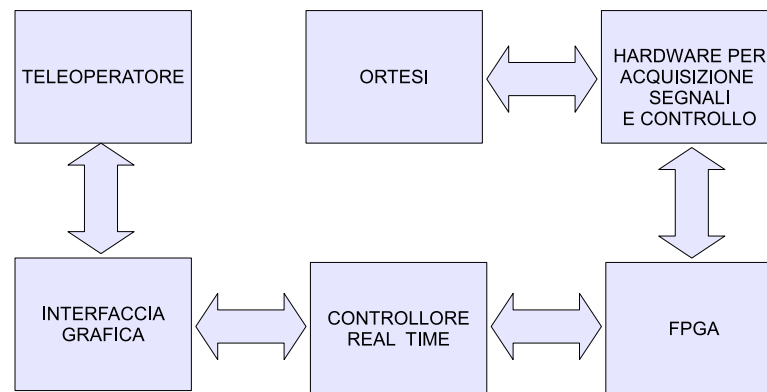


Figura 9.5: Architettura generale del sistema di controllo dell'ortesi.

- il livello INTERFACCIA GRAFICA;

9.5.1 Il livello FPGA

Il livello FPGA è un livello fondamentale in quanto 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 (Velocity Source Series Elastic Actuator), analogo a quello già ampiamente discusso nel Capitolo 6 e validato sperimentalmente in un sistema di teleoperazione. La coppia applicata dall'ortesi alla mano del paziente a valle del giunto elastico viene controllata tramite un anello di coppia al cui interno lavora un anello di velocità che permette di considerare il motore elettrico controllato come una sorgente di velocità. Per realizzare tale controllo, il codice scritto in linguaggio LabVIEW è costituito da tre cicli di tipo *While-do* che lavorano a velocità differenti e implementano ciascuno un algoritmo di tipo PID (con aggiunta di un integratore in uscita nel controllo di coppia); 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.

I tre loop di controllo e quindi i relativi algoritmi PID 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 del 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 NI 9505. Il generatore di PWM altro non è che un'altra struttura di tipo *While-do* prioritaria che lavora alla massima velocità permessa dal FPGA (40MHz) costruendo a passi di 25nsec la forma d'onda del segnale PWM. Tale segnale è un'onda quadra di frequenza 20KHz (modificabile nello stato di calibrazione implementato), di duty-cycle variabile, e con ampiezza compresa tra zero e il valore di tensione con cui si alimenta il modulo NI 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).

Attraverso un accesso software diverso relativo sempre al modulo NI 9505, viene monitorata la corrente sul 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 all'NI 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 $T_{pwm} = T_{on} + T_{off}$ 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 NI 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. Una struttura *While-do* identica rileva gli impulsi provenienti dall'encoder preposto alla misura della torsione relativa del giunto elastico; questo encoder è collegato al sistema tramite il modulo di acquisizione di segnali digitali NI 9411.

Il livello FPGA vede ancora due loop nella sua struttura: il primo è un semplice countdown mentre il secondo è un monitoraggio dello stato del driver e del 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 PID e i limiti di saturazione delle uscite degli stessi. In questo modo è possibile variare 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.

9.5.2 Il livello REAL TIME

Il controllore NI 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:

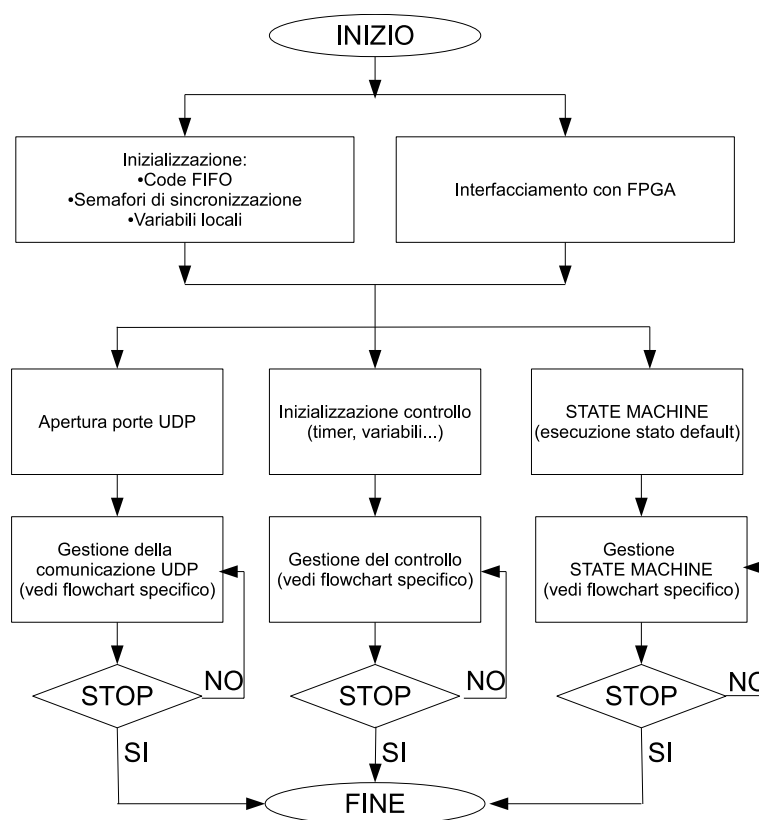


Figura 9.6: Descrizione sintetica del controllo attuato dal livello REAL TIME.

- 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 indi-

spensabile perché 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.

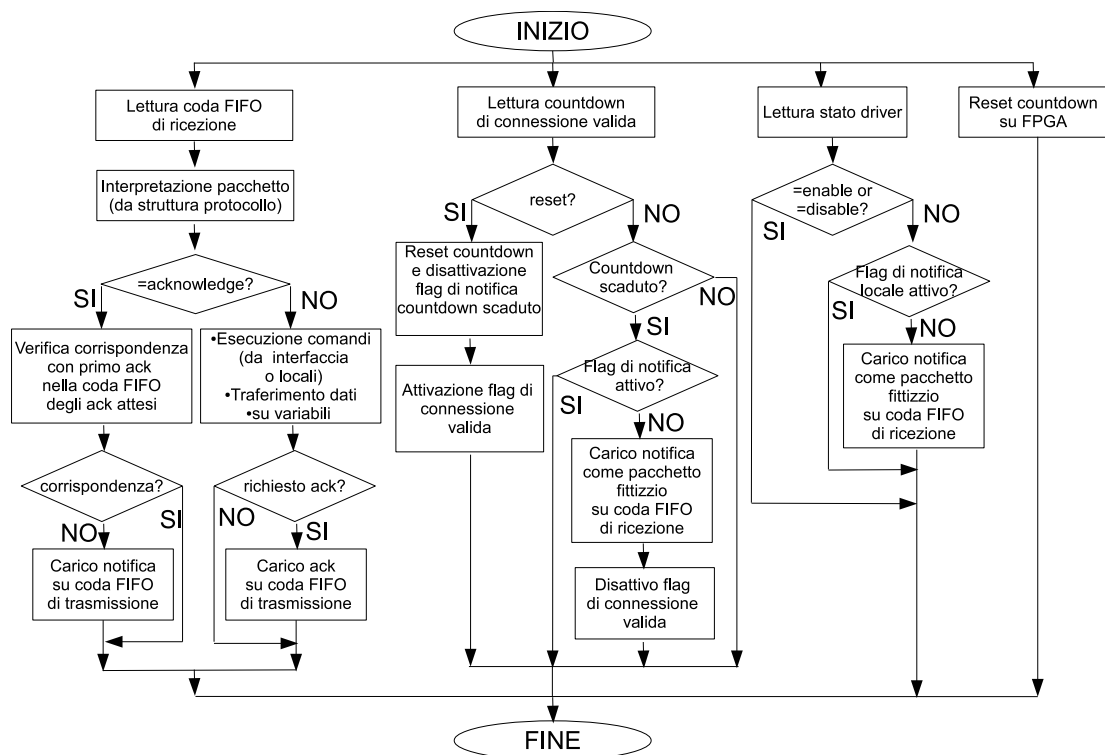


Figura 9.7: Descrizione del blocco 'gestione controllo' di Figura 9.6.

La macchina a stati è inserita in un ciclo dedicato che viene eseguito in parallelo alla comunicazione e al controllo. Essa 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.

Si sottolinea che 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 perché utilizzata dall'interfaccia stessa come forma di sincronizzazione e il mancato recapito della stessa comporta un comando di STOP.

Funzionamento

Quando il controllore NI 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

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.

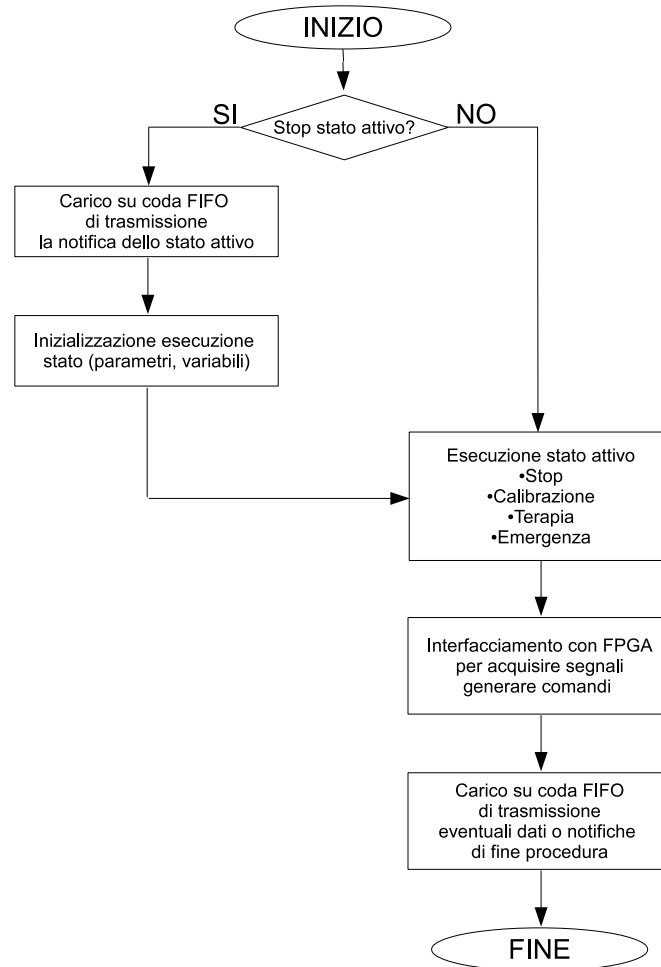


Figura 9.8: Descrizione del blocco 'gestione STATE MACHINE' di Figura 9.6.

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 valida (tale flag sblocca la trasmissione verso l'interfaccia); la connessione viene quindi ritenuta attiva e funzionante finché 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

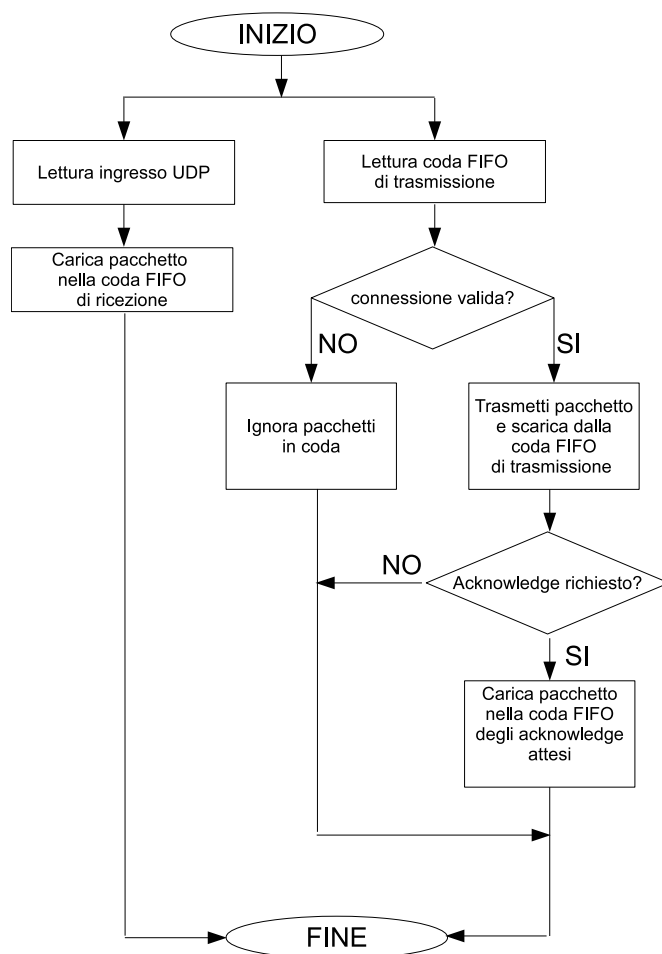


Figura 9.9: Descrizione del blocco 'gestione comunicazione UDP' di Figura 9.6.

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 NI 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 perché 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.

9.5.3 Il livello INTERFACCIA GRAFICA

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 si 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 NI 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

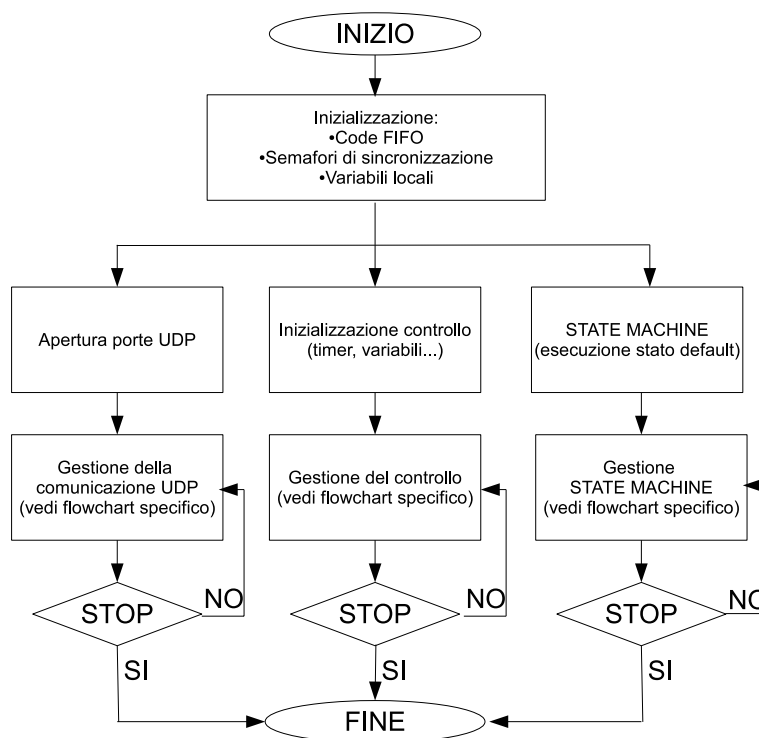


Figura 9.10: Descrizione sintetica del controllo attuato dal livello INTERFACCIA GRAFICA.

particolari controlli e/o visualizzatori, decide gli eventi attivi nel particolare stato attivo assegnano 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 che lo stato attivo atteso su controllore real time corrisponda con l'effettivo stato attivo sullo stesso (lo stato attivo su NI 9002 viene inviato dal controllore e scritto su una variabile locale monitorata nel polling). 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

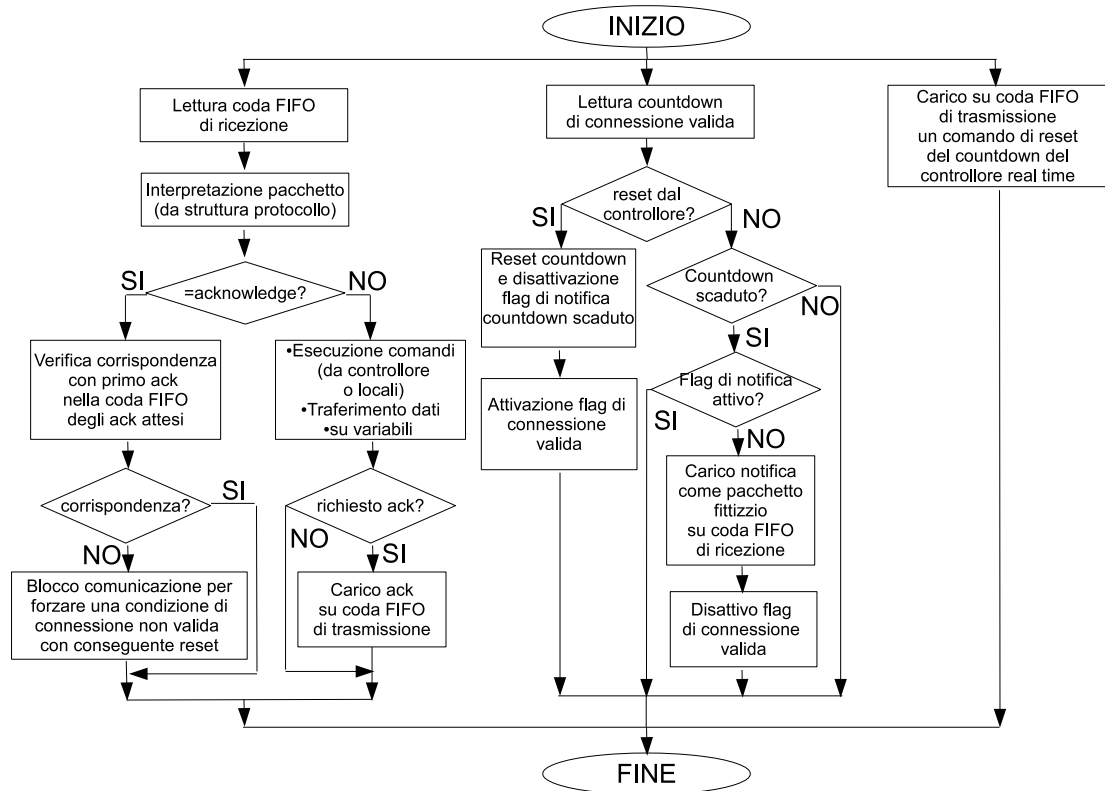


Figura 9.11: Descrizione del blocco 'gestione del controllo' di Figura 9.10.

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.

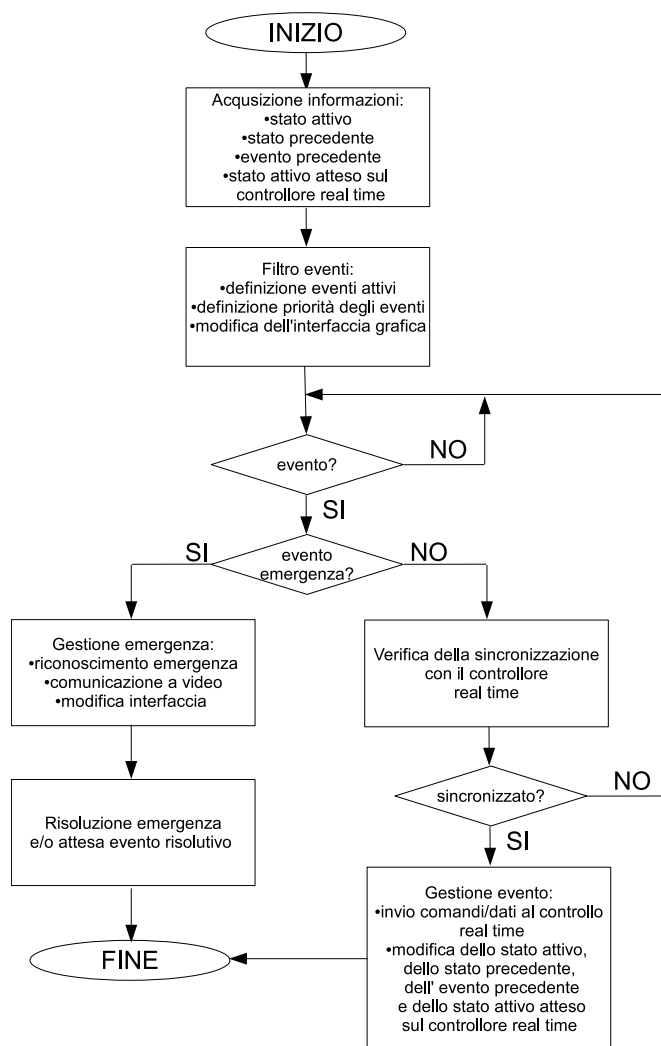


Figura 9.12: Descrizione del blocco 'gestione STATE MACHINE' di Figura 9.10.

- **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.
- **EMERGENZA:** in questo stato l'interfaccia grafica è blindata mentre vengono elencate a video le cause che hanno causato l'emergenza.

9.5.4 Protocollo di comunicazione

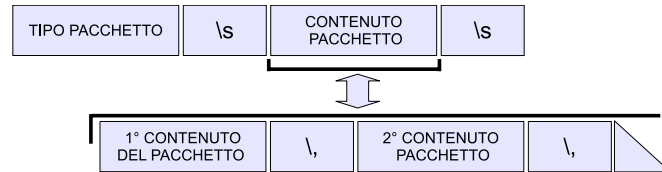


Figura 9.13: Struttura del pacchetto gestito nella comunicazione UDP tra interfaccia grafica e controllore real time.

Come si vede dalla Figura 9.13 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.

Parte IV

Controllo multi-feedback con sensory substitution

Capitolo 10

Motor control e motor learning

Come accennato in precedenza nel Capitolo 2, le modellizzazioni dei vari componenti del sistema neuromotorio non sono di semplice realizzazione: i modelli delle singole parti di questo sistema, presenti in letteratura, non risultano essere sempre ben definiti, né del tutto chiari. Ciò è dovuto alla mancanza di sufficienti informazioni sui componenti del sistema neuromotorio. Sono inoltre ancor meno conosciuti i collegamenti che intercorrono tra i singoli componenti del sistema neuromotorio, cioè il funzionamento complessivo dell'intera architettura del sistema.

In quest'ottica, si sono condotti presso l'Università della California di Irvine (USA), sotto la supervisione del Prof. David J. Reinkensmeyer, dei test sperimentali sul motor learning per capire quale sia in particolare il possibile ruolo del feedback uditivo nel controllo e nell'apprendimento motorio. Tali test, descritti dettagliatamente in questo capitolo, si affiancano ad altri test sulle potenzialità dell'audio a cui si è partecipato a Padova, dei quali si riportano solo brevemente nel seguito descrizioni e risultati.

L'idea è quella di sfruttare un feedback uditivo per realizzare sistemi di controllo a feedback aumentato e/o a sostituzione sensoriale da implementare in particolar modo in macchine interagenti per la rieducazione motoria. Nel nuovo prototipo di ortesi si è allora già implementato un modulo predisposto allo scambio dati (invio dati) tramite protocollo UDP con un software di sintesi sonora (PureData). Ciò a fronte degli innovativi risultati ottenuti dall'utilizzo di

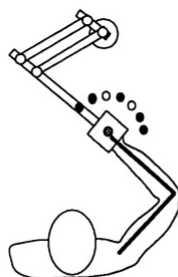


Figura 10.1: Schema tipico dei test neuromotori: interazione del soggetto con un manipolatore.

particolari tipologie di feedback sonoro, descritte nel seguito, che sono state sintetizzate proprio con la piattaforma PureData, in abbinamento, nel caso dei test condotti, ad un joystick aptico, in modo da utilizzare un protocollo che si è ormai consolidato nel tempo per esperimenti sul motor learning e motor control.

10.1 Test neuromotori e risultati principali

Al fine di comprendere maggiormente il funzionamento dell'intero sistema neuromotorio, durante gli ultimi trent'anni sono stati svolti innumerevoli test che hanno visto come protagonisti sia persone sane, sia pazienti malati.

Tali test risultavano essere tra loro simili per lo schema con cui avveniva il loro svolgimento: la maggior parte di questi esperimenti prevedeva infatti l'utilizzo di un joystick aptico, la somministrazione di un campo di forza (perturbazioni dinamiche prodotte da un sistema robotico, con lo scopo di verificare la risposta dei soggetti sottoposti al test) e l'erogazione di feedback (solitamente video) con eventuali perturbazioni anche cinematiche.

Proprio considerando un esercizio di reaching con la presenza di forze meccaniche esterne, Schadmehr e Mussa-Ivaldi [114] cercarono di comprendere in quale modo il sistema nervoso centrale apprende il controllo motorio: il campo di forza di disturbo veniva generato da un robot manipulandum e i soggetti erano tenuti a compiere movimenti di reaching afferrando l'end-effector del manipulandum (Fig. 10.1). I movimenti iniziali di questi soggetti erano affetti da grandi errori

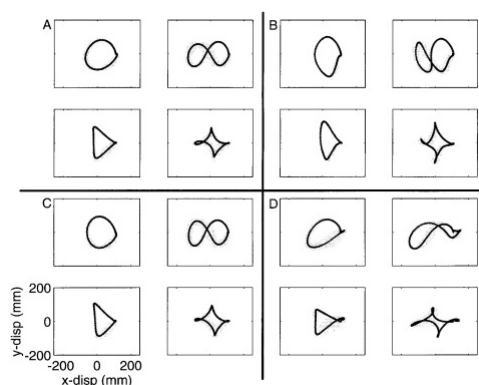


Figura 10.2: A) Traiettorie per le 4 forme con force-field nullo. B) Traiettorie inaspettatamente perturbate da force-field. C) Traiettorie in presenza di force-field dopo 4 set di training. D) Traiettorie, ad adattamento avvenuto, dopo la rimozione inattesa del force-field.

di inseguimento dovuti al force-field, ma si poteva chiaramente osservare, con la pratica, un loro notevole miglioramento (adattamento motorio). Quando poi veniva eliminato il disturbo esterno si assisteva ad una traiettoria risultante che era l'immagine speculare di quella che aveva visto inizialmente l'improvvisa applicazione della forza di disturbo: il motor control, quindi, aveva elaborato un modello del campo di forza, utile al sistema nervoso per prevedere e compensare le forze imposte dall'ambiente esterno (Fig. 10.2).

Col progredire degli studi si scoprì, inoltre, che l'adattamento ad un campo di forza esterna si verifica per differenti tipi di movimento e non esclusivamente per task di reaching [115]; e nei soggetti in cui si è verificato un tale adattamento, lungo una direzione specifica, esso non viene generalizzato per movimenti in altre direzioni. Questi risultati, riferiti all'abilità del sistema nervoso centrale di generalizzare l'apprendimento al di là della serie di posizioni e velocità esplorate, dimostrano che esso decade rapidamente con la distanza dai luoghi in cui i disturbi erano stati avvertiti dall'arto in movimento [116].

Un ulteriore esperimento simile [117] vide i soggetti protagonisti del test imparare a contrastare il disturbo con la produzione di forze che non dipendono dal tempo ma dalla velocità e dalla posizione del braccio, concludendo da questa evidenza

che il tempo e le dinamiche dipendenti da esso non sono esplicitamente rappresentati all'interno delle strutture neurali che sono responsabili dell'adattamento motorio.

Altri test [118], differenti dai precedenti perché si è effettuato lo spostamento del force-field tra due luoghi di lavoro, sono stati svolti per comprendere il sistema di coordinate coinvolto nella rappresentazione della dinamica e da essi si è avuta la conferma dell'idea che le nuove dinamiche vengono apprese dal sistema nervoso centrale in coordinate intrinseche.

Criscimagna e al. [119] compiono le loro indagini svolgendo due uguali test con force-field per soggetti destrimani: il primo afferrando l'end-effector con la mano destra, il secondo con la sinistra. I risultati suggerirono che, quando il braccio destro dominante viene utilizzato nell'apprendimento delle dinamiche, le informazioni ricavate potrebbero essere rappresentate nel sistema nervoso centrale in modo da risultare efficaci sia per il braccio destro, sia per il sinistro. Al contrario, l'apprendimento con il braccio non dominante sembra avvenire solo per i movimenti compiuti da esso.

Goodbody e Wolpert [120] usarono invece un'interfaccia tridimensionale robotica, la quale generava campi di forza dipendenti dalla velocità di un certo movimento. Il loro scopo consisteva nello studiare come l'adattamento viene generalizzato per tutti gli altri movimenti, anche per quelli di ampiezza diversa rispetto a quella del movimento compiuto dai soggetti durante il learning. L'ipotesi, trovando conferma, ha condotto all'idea di una rappresentazione non-locale del processo di controllo.

Un nuovo interessante risultato fu quello di Brashers-Krug [121], il quale dimostrò che il consolidamento di una capacità motoria in seguito a un primo learning, viene poi cancellato con l'apprendimento di un secondo motor task.

Altri tipi di test furono compiuti da Feygin [122]: egli propose di utilizzare interfacce aptiche per guidare fisicamente il soggetto nel compiere il movimento; in questo modo egli poteva comprendere il movimento richiesto mediante la propriocezione. Ogni soggetto ha svolto il test in tre modalità diverse (haptic, visive, haptic and visive) ed è poi stato chiamato a riprodurre manualmente il movimento in due diverse condizioni: con e senza feedback visivo. I risultati hanno

dimostrato l'efficacia della guida aptica durante il training.

In un esperimento simile [123] i partecipanti sono stati guidati lungo una traiettoria e si è chiesto loro di imparare una sequenza di forze attraverso il solo haptic tracking, poi con il solo feedback visivo e, infine, con la combinazione di entrambi. Si è avuta la conferma dell'efficacia dell'haptic-tracking in collaborazione con il feedback visivo.

10.1.1 Feedback uditivo

Mentre la stimolazione visiva è un argomento molto studiato nel campo della riabilitazione post-stroke, ben poca attenzione è dedicata al feedback uditivo. Nonostante ciò, anche il suono può risultare un ottimo strumento ai fini del recupero: stimola, infatti, la corteccia uditiva, posta nel lobo temporale, la quale comunica con la corteccia motoria, integrando le afferenze somatosensoriali del lobo parietale (si veda Capitolo 2); in tal modo contribuisce a favorire la plasticità del cervello, meccanismo fondamentale per il recupero di danni neurologici, in particolare dell'ictus.

Se propriamente progettato, il feedback audio può portare molti vantaggi, in quanto:

- stimola l'utente ad eseguire esercizi ripetitivi e stancanti;
- potrebbe rappresentare informazioni temporali e spaziali che possono migliorare il processo di apprendimento motorio; apre, infatti, un altro canale di comunicazione attraverso il quale vengono fornite informazioni complementari a quelle disponibili tramite la vista; ad esempio, può fornire informazioni difficili da vedere quando lo è schermo è limitato;
- potrebbe sostituire le altre modalità di feedback, in caso di loro assenza, come nel caso di pazienti non vedenti.

Il feedback audio può fare uso o meno del linguaggio; tuttavia, la parola viene preferibilmente sostituita da suoni per fornire un'indicazione quantitativa. Sono stati individuati 4 modi principali in cui i dati possono essere codificati in audio:

- auditory icons: suoni di tutti i giorni riprodotti sul computer che stabiliscono un collegamento intuitivo con ciò che rappresentano ;
- earcons: toni astratti e sintetici utilizzati per fornire un messaggio; un esempio può essere il 'beep' di inizio o fine esercizio; devono essere spiegati perché non c'è nessun collegamento con quello che rappresentano;
- speech: linguaggio parlato;
- sonification: 'mappatura di informazioni multidimensionali in un dominio acustico'; può essere considerato l'equivalente della visualizzazione delle informazioni.

Fornire un appropriato feedback audio si è rivelato efficace per bilanciare cali di attenzione, dovuti a varie fonti di distrazione, durante l'esecuzione del task [124]. Durante l'esercizio di target tracking, privo di feedback sonoro, veniva introdotto un semplice distrattore visivo, il quale aumentava l'errore di inseguimento (*tracking error*), portando ad un peggioramento della performance. In alcuni test veniva fornito un feedback audio, in forma di beep, proporzionale all'errore di inseguimento, il quale riportava la performance su livelli normali.

Robertson [125] ha studiato l'effetto di 2 tipi di feedback audio forniti a pazienti emiparetici con lesioni all'emisfero destro (*RHD*) o sinistro (*LHD*). L'esercizio prevede movimenti di reaching verso 9 target equamente distribuiti nell'area di lavoro di fronte al soggetto. Il feedback somministrato può essere:

- simple: il volume aumenta quanto più la mano si avvicina al target;
- spatial: il suono percepito dipende dalla posizione della mano rispetto al target (è più basso nell'orecchio sinistro se il target è alla destra del soggetto).

Sorprendentemente non sono state trovate differenze tra i 2 tipi di audio. I soggetti, eccetto uno (un musicista), non sono nemmeno stati in grado di riconoscere la natura del feedback spazializzato. Invece, sono comparse differenze tra i gruppi RHD e LHD. Tale stimolazione si è rilevata positiva per il gruppo RHD,

ma ha peggiorato la performance del gruppo LHD; ciò dimostra che l'efficacia del feedback audio dipende dall'emisfero lesionato e che i 2 emisferi giocano un ruolo diverso nel processare le informazioni uditive.

10.2 Tipologie di controllo motorio proposte in letteratura

Sulla base dei risultati trovati nel corso degli esperimenti precedentemente citati c'è stata un'elaborazione parallela delle possibili tipologie di controllo vigenti nel sistema neuro-motorio.

Burdet [126] ha esaminato i movimenti del braccio in un ambiente dinamico instabile creato da un'interfaccia robotica. I risultati della sua indagine suggeriscono che il controllo motorio sia sostanzialmente fondato su un *controllo di impedenza*, combinato con vari tipi di controllo basati su modelli interni per ambienti rumorosi o instabili.

I *modelli in avanti* prevedono il movimento sulla base di un comando motorio, mentre i *modelli inversi* predicono il comando motorio necessario per ottenere un movimento desiderato. Nel paragrafo precedente si è citato il fatto che il sistema neuro-motorio è in grado di cancellare l'effetto di un campo di forza e ciò probabilmente richiede un calcolo inverso della dinamica. Su queste basi, quindi, è stata proposta l'idea secondo la quale il sistema nervoso centrale simula internamente il comportamento dinamico del sistema motorio nella pianificazione, controllo e apprendimento.

Un altro fatto dimostrato è che il movimento è guidato dalla necessità di mantenere una forma e un profilo temporale desiderati del movimento stesso [127]. In particolare, uno degli obiettivi principali di coordinazione motoria è la produzione del movimento più liscio possibile della mano, approssimata dalla funzione di minimum jerk: il sistema nervoso, quindi, potrebbe *ottimizzare i movimenti da un criterio di cinematica*.

Secondo un altro punto di vista, il movimento è guidato dalle esigenze fisiche del movimento. Vale a dire, l'adattamento ha lo scopo di *ottimizzare le caratteristiche*

dinamiche di movimento come fatica, potenza, ... [128].

Il controllo motorio, quindi, dovrebbe essere influenzato sia da ottimizzazioni cinematiche, sia dinamiche.

Infine, parlando di motor control, è necessario sottolineare l'estrema importanza che hanno i diversi tipi di *feedback* (video, propiocezione, audio, ...) nell'esecuzione delle più svariate tipologie di task; i risultati di alcune ricerche hanno inoltre dimostrato che il sistema nervoso centrale è a conoscenza della precisione delle informazioni propriocettive e visive, ed è quindi in grado di utilizzarle nel migliore dei modi attribuendo peso maggiore ai feedback più precisi.

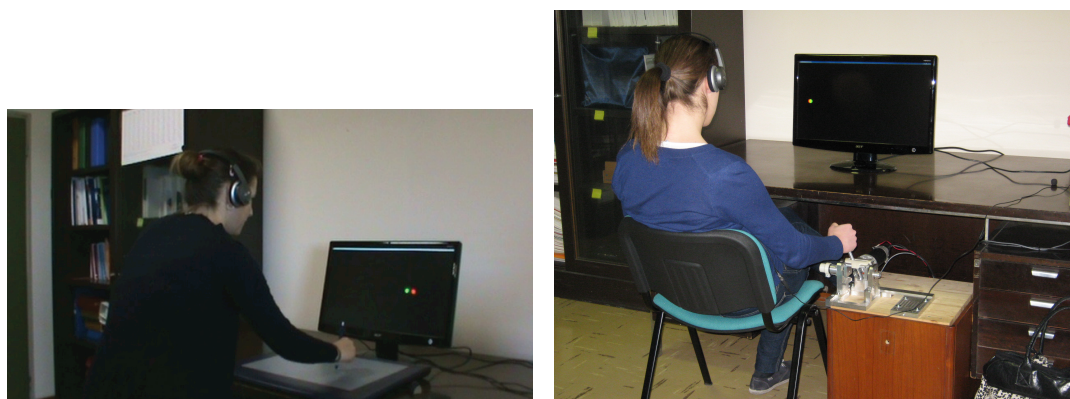
10.3 Ruolo del feedback uditivo nel motor control

Da qualche anno anche il gruppo di robotica del DIMEG dell'Università di Padova sta portando avanti un progetto di ricerca nell'ambito del quale sono stati effettuati test simili a quelli precedentemente citati, anch'essi svolti con l'utilizzo di un joystick, senza la somministrazione di un force-field e con l'impiego di feedback aumentato visivo-uditivo.

Tali test sono stati ideati con il principale scopo di indagare gli effetti positivi che vari tipi di feedback audio possono apportare alla performance relativa allo svolgimento di un task di reaching.

Riepilogando brevemente, i test che sono stati svolti a Padova sono stati somministrati a soggetti sani e hanno consistito in esercizi di tracking motorio sinistra-destra inseguendo un pallino rosso sullo schermo, con le diverse seguenti modalità:

- 2 tipi di device utilizzati: una tablet pen della Wacom e un joystick a due g.d.l. senza alcun feedback aptico (Figura 10.6).
- 3 tipi di audio forniti:



(a) Esperimento 1.

(b) Esperimento 2 e 3.

Figura 10.3: Setup sperimentale per i tre esperimenti condotti.

1. Task-related: un feedback uditivo la cui ampiezza è proporzionale alla velocità del pallino target e che rievoca il rotolamento di una sfera su un piano.
 2. Position error-related: un feedback uditivo proporzionale all'errore di inseguimento del pallino target e che è ottenuto come sintesi vocale.
 3. Velocity error-related: un feedback uditivo legato all'errore di velocità rispetto al target e che simula lo scratching di un DJ.
- 2 tipi di traiettorie del quinto ordine impiegate, a larghezza del movimento fissa e a larghezza variabile.
 - 1 test con trasformazione visuomotoria continua (cambio di scala).

Si aggiunge che tutte le tipologie di audio sono state implementate in PureData ed erano spazializzate, cioè si utilizzavano con un filtro i canali audio destro e sinistro per indicare la posizione del soggetto. Sono state date in dotazione delle cuffie in tutte le modalità di test per far fruire il feedback uditivo.

Per svolgere i test si è collaborato all'implementazione di un'interfaccia in Matlab (temporizzata in Simulink) per gestire il protocollo dei diversi test, leggere le posizioni dai device, generare l'output su schermo ed eventualmente inviare a PureData l'informazione audio, da cui poi viene sintetizzato il suono nelle cuffie del soggetto. La Fig. 10.4 riporta uno schema di funzionamento del sistema.

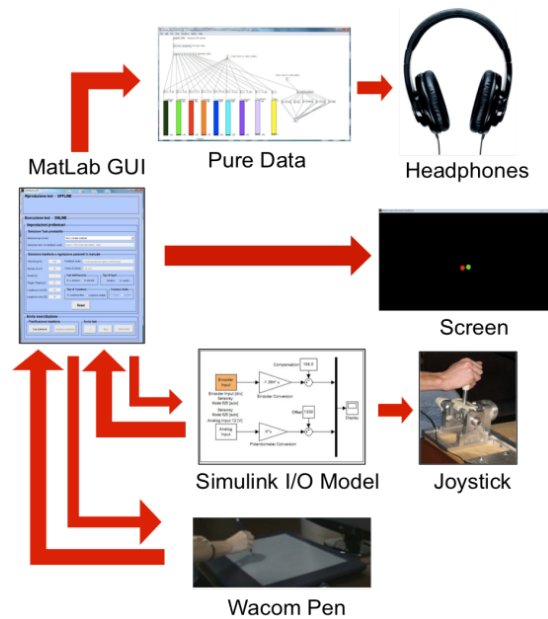


Figura 10.4: Schema concettuale di funzionamento del sistema.

10.3.1 Esperimento 1

I test su tablet pen sono stati effettuati su una tavoletta grafica (Figura 10.3a) appoggiata sul piano orizzontale di una scrivania: i soggetti impugnavano un puntatore a forma di stilo con il quale tracciavano i loro inseguimenti. Essi visualizzavano in tempo reale la propria posizione e quella del target su uno schermo posizionato al centro della scrivania.

Durante l'esecuzione degli esercizi di target tracking, sono stati forniti in tempo reale 3 tipi di feedback audio:

1. assenza di audio;
2. feedback audio legato alla velocità del target (task-related);
3. feedback audio legato all'errore di posizione del soggetto rispetto al target (position error-related).

Ogni feedback è stato testato in una prova a lunghezza del movimento su schermo fissa e in una dove la lunghezza della traiettoria percorsa dal target veniva variata.

In totale si contano 6 task somministrati in sequenza random ad ogni soggetto:

- A lunghezza fissa - no audio;

- B lunghezza casuale - no audio;
- C lunghezza fissa - audio task related;
- D lunghezza casuale - audio task related;
- E lunghezza fissa - error related;
- F lunghezza casuale - error related.

L'obiettivo principale è stato quello di verificare se fornire continuamente feedback audio task-related potesse dare risultati migliori, in termini di prestazioni, rispetto a un feedback error-related durante l'esecuzione di un task di tracking.

10.3.2 Esperimento 2

Il test riguarda una sperimentazione eseguita con un joystick a due gradi di libertà (Figura 10.3b). In questo test, si è voluto verificare se l'audio poteva essere sostituito da equivalenti elementi visivi, in particolare da un cambio di colore dello sfondo dello schermo.

Durante l'esecuzione degli esercizi di target tracking, sono stati forniti in tempo reale 4 tipi di feedback audio:

1. assenza di audio;
2. feedback audio legato alla velocità del target (task-related);
3. feedback audio legato all'errore di posizione del soggetto rispetto al target (position error-related);
4. feedback audio legato all'errore di velocità del soggetto rispetto al target (velocity error-related).

Ogni feedback è stato testato in una prova a lunghezza del movimento su schermo fissa.

I 7 task complessivi, somministrati in sequenza random ad ogni soggetto, sono i seguenti:

- A (NF): no feedback;

- B (CPER - color position error related): feedback visivo legato all'errore di posizione del paziente rispetto al target;
- C (CVER - color velocity error related): feedback visivo legato all'errore di velocità del paziente rispetto al target;
- D (CTR - color task related): feedback visivo legato alla velocità del target;
- E (APER - audio position task related): feedback uditivo legato all'errore di posizione del paziente rispetto al target;
- F (AVER - audio velocity task related): feedback uditivo legato all'errore di velocità del paziente rispetto al target;
- G (ATR - audio task related): feedback uditivo legato alla velocità del target.

10.3.3 Esperimento 3

L'ultimo test, sempre con lo stesso device dell'esperimento precedente (Figura 10.3a), ha avuto come obiettivo quello di capire se l'audio può velocizzare o migliorare l'apprendimento di una trasformazione visuomotoria, si parla anche di learning cinematico.

In questo caso, ogni soggetto è stato sottoposto al medesimo esercizio di target tracking, diversificato solo per la tipologia di feedback audio fornito. Durante l'esecuzione degli esercizi di target tracking, sono stati forniti in tempo reale 4 tipi di feedback audio descritti successivamente. Ogni test è stato suddiviso in 3 fasi distinte:

1. Pre-Test, con una serie di 50 cicli ad ampiezza video costante e massima;
2. Post-Test, con 40 cicli ad ampiezza video costante e massima;
3. Test Variabile, con una serie di 30 cicli ad ampiezza video variabile.

L'appartenenza a gruppi distinti come detto, è in funzione del tipo di feedback audio a cui i soggetti sono stati sottoposti, quindi si contano 4 gruppi:

- NF (No Feedback): al soggetto non è fornito alcun effetto sonoro durante tutto il task, quindi l'esecuzione si basa solamente sull'utilizzo del feedback visivo dei pallini in movimento.
- ER (Audio Position Error Related): in questo caso il soggetto ha a disposizione un feedback audio relativo all'errore di posizione, cioè un effetto sonoro che indica l'errore di posizione del suo pallino rispetto al target stesso che deve inseguire.
- TR-V (Audio Task Related Video): il feedback audio utilizzato in questo caso è proporzionale alla velocità del target da inseguire nella scala del pallino visualizzato a video.
- TR-J (Audio Task Related Joystick): anche in questo gruppo l'audio utilizzato è di tipo task related, cioè l'effetto sonoro è legato alla velocità del target ma riportata alla scala del joystick.

10.3.4 Risultati

Si riporta per brevità esclusivamente il risultato dell'analisi statistica relativa all'errore di posizione pesato con il segno della velocità:

$$e_x(k) = \frac{1}{N} \sum_{h=1}^N \frac{(x_s(h) - x_t(h)) \cdot \text{sign}(v_{x,t}(h))}{R} \quad (10.1)$$

Esso prende in considerazione il segno della velocità e fornisce l'indicazione della performance del movimento, mostrando se il soggetto anticipa (errore positivo) o è in ritardo (errore negativo) rispetto al target durante l'esercizio. Un valore nullo indicherebbe che un soggetto ha un ritardo medio nullo rispetto al movimento del target, anche se la strada percorsa, che è misurata dall'integrale della velocità relativa, potrebbe essere eventualmente non nulla.

La Figura 10.5 riporta i risultati di tutti e tre gli esperimenti. Si può concludere in sintesi che un audio continuo legato (intuitivamente) al task nella scala video migliora le performance in esercizi di tracking riducendo il ritardo di inseguimento del target (esperimento 1), non può essere sostituito da un'informazione visiva

aggiuntiva (esperimento 2) e permette l'apprendimento di continue variazioni cinematiche (esperimento 3).

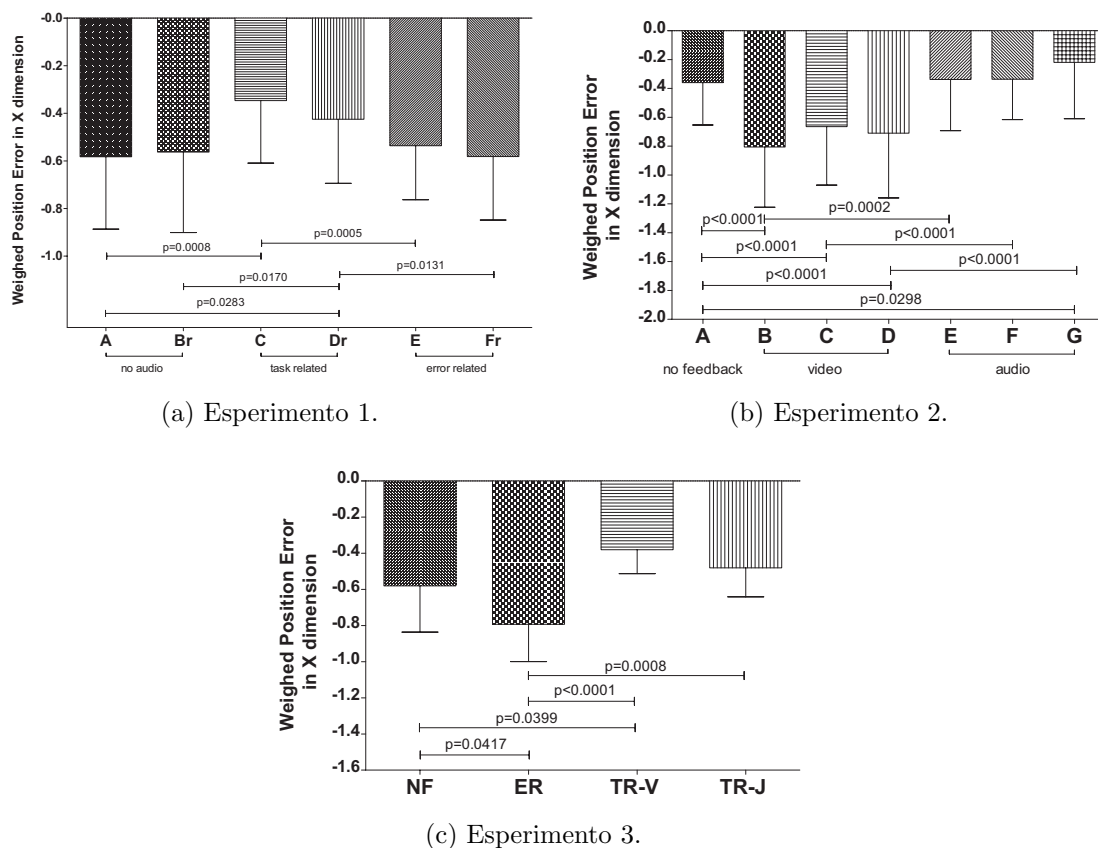


Figura 10.5: Risultati sperimentali dell'analisi statistica condotta per i tre esperimenti sul feedback uditivo in esercizio di tracking motorio.

10.4 Ruolo del feedback uditivo in sostituzione sensoriale

Per sostituzione sensoriale ci si riferisce alla capacità del sistema nervoso di interpretare le informazioni provenienti da un sensore artificiale usando un sistema sensoriale non utilizzato per trasdurre queste informazioni [129, 130, 131]. Per esempio, dispositivi di sostituzione da visiva a tattile convertono le immagini in rappresentazioni tattili [130]. Gli individui con disturbi sensoriali temporanei o

permanenti possono utilizzare la sostituzione sensoriale per eseguire una serie di compiti quali la lettura, il riconoscimento di oggetti, la localizzazione e rilevamento del movimento. Studi di imaging indicano che la sostituzione sensoriale attiva aree del cervello associate alla modalità sensoriale di solito utilizzate per eseguire il compito (si veda [132, 133]). Questo ha portato all'ipotesi chiamata "flexible task machine", che ipotizza un cervello altamente flessibile, orientato al task e indipendente dal tipo di modalità sensoriale [133]. In questo modello di percezione, il cervello usa facilmente dati da qualsiasi modalità sensoriale che riportano informazioni rilevanti per il task, basandosi su reti di connessione relative al task piuttosto che alle modalità sensoriale stesse.

Coerentemente con altri risultati dalla letteratura sulla sostituzione sensoriale, la sostituzione uditiva permette prestazioni basiche in compiti di puntamento, raggiungimento e localizzazione di oggetti [129, 134, 135]. Tuttavia, non è ancora chiaro se il feedback uditivo è sufficiente per guidare l'adattamento motorio in task di raggiungimento in ambienti con dinamiche e cinematiche alterate. Normalmente, il sistema di controllo motorio del braccio si basa su un insieme di segnali visivi e propriocettivi per stimare l'errore cinematico usato per guidare l'adattamento motorio [136]. La domanda "se si potrebbero facilmente utilizzare le informazioni uditive in un modo simile" è di rilevante importanza pratica per la progettazione di dispositivi di sostituzione per la manipolazione, ma è anche di interesse per ciò che implica il sistema di adattamento del controllo motorio dell'arto. Se gli individui potessero facilmente incorporare il feedback uditivo per adattare i loro movimenti del braccio, questo suggerirebbe una visione modulare della stima degli errori, coerente con l'ipotesi di una flexible task machine di Reich et al. [133]. Questo suggerirebbe che una varietà di input sensoriali alimentano un sistema unico di stima dell'errore motorio, e che l'uscita di questo modulo è poi utilizzato per controllare l'adattamento motorio piuttosto genericamente. Le ipotesi alternative, che il cervello sia organizzato in sistemi dedicati basati sulle esperienze uditivo-motorie, visuo-motorie, o propriocettivo-motorie, sarebbero quindi smentite. Inoltre, se i segnali uditivi potessero essere utilizzati per guidare l'adattamento motorio, ciò suggerirebbe che essi potrebbero essere uno strumento efficace per migliorare il feedback sensoriale per applicazioni di training motorio

come le terapie riabilitative e l'allenamento sportivo.

L'obiettivo di questo studio è stato quindi di determinare se il sistema di controllo motorio del braccio può utilizzare feedback uditivo per adattarsi ad ambienti dinamici e cinematici alterati, con una efficacia comparabile a quando è disponibile un feedback visivo. Sono stati randomizzati 20 volontari sani e sono stati sottoposti a feedback visivo (VF) o uditivo (AF) in task di raggiungimento di un target in una situazione in presenza di perturbazioni prodotte da un dispositivo robotico e subendo una trasformazione visuomotoria inaspettata .

10.4.1 Materiali e metodi

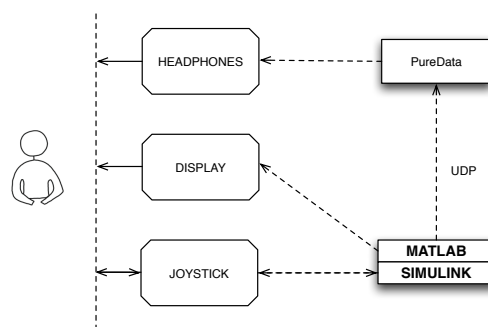
Soggetti

Hanno partecipato alla sperimentazione 20 soggetti sani (età media $27,48 \pm 4.01$, 14 maschi, 6 femmine). Tutti i partecipanti erano destrimani ed hanno dichiarato di avere una vista normale, di non essere daltonici e senza problemi di udito. La procedura sperimentale è stata approvata dal Comitato Etico dell'Università della California a Irvine, ed i partecipanti hanno fornito il loro consenso informato.

Setup sperimentale



(a) Setup sperimentale.



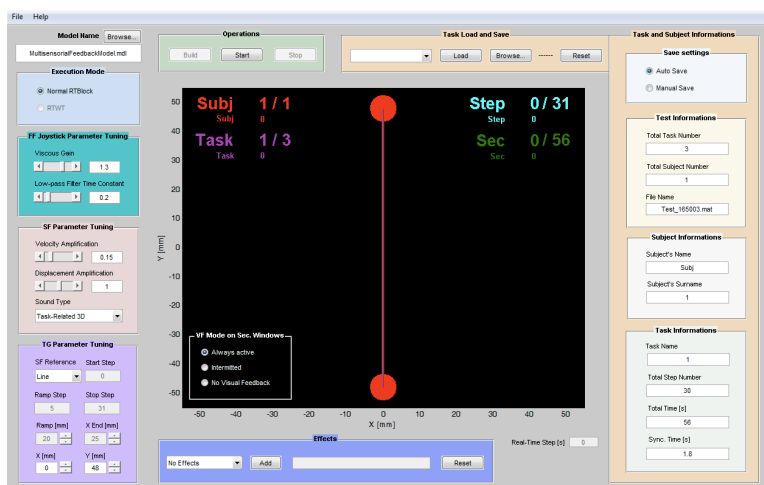
(b) Schema di funzionamento.

Figura 10.6: Setup sperimentale con un joystick aptico a due g.d.l. posizionato su un tavolo e schema di funzionamento del sistema.

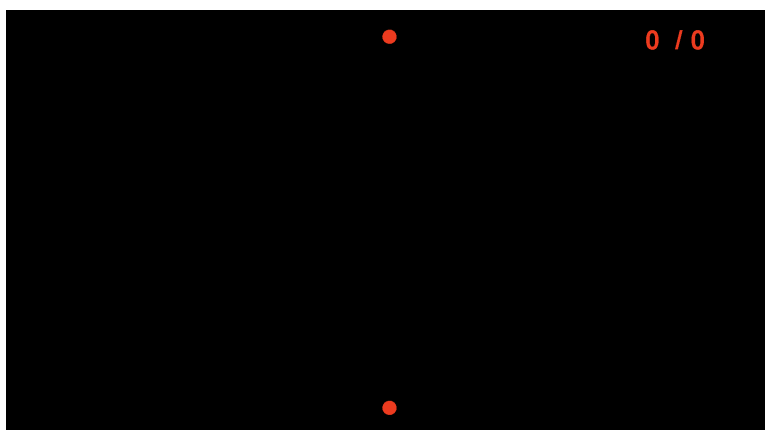
Come si può vedere dalla figura 10.6a, i soggetti erano posti su una sedia di fronte ad un tavolo con un joystick aptico commerciale (Immersion Impulse Stick, forza massima $14.5N$). Un pannello bianco bloccava la visione della mano e del joystick. Il task richiedeva al soggetto di eseguire movimenti di raggiungimento avanti e indietro (definito rispettivamente con $+/-y$) in un range di $10cm$. I movimenti erano sincronizzati con il suono di un metronomo a $33bpm$. I target sono stati posizionati praticamente in corrispondenza della battuta meccanica del joystick, in modo che i soggetti non potessero superare il target.

Il joystick era controllato tramite un'interfaccia in tempo reale (circa $200Hz$) completamente implementata in Matlab-Simulink R2010b, sfruttando le librerie Windows DirectX con cui il joystick lavora per fornire effetti aptici sulla leva. Il front-end del sistema implementato è costituito da una GUI in MatLab in cui si carica il file con tutti i settaggi per l'esercizio oppure manualmente si sceglie l'eventuale tipo di audio, si regolano tutti i guadagni, si definisce una traiettoria di riferimento (successivamente ne verrà spiegato il significato), si imposta tutto l'occorrente per l'esercizio e si inseriscono anche le informazioni dei soggetti che in questo caso si sono mantenuti anonimi. Inoltre durante l'esercizio si può osservare in tempo reale i movimenti del soggetto insieme ad altre informazioni aggiuntive. Parallelamente all'apertura della GUI, viene anche aperta su uno schermo secondario lo scenario che verrà mostrato al soggetto. L'output grafico è quindi gestito da MatLab. La Figura 10.7 mostra le due finestre.

Il back-end è invece un modello Simulink. Il modello contiene un blocco per comunicare con il joystick per il feedback aptico, un blocco per la generazione di traiettoria (per la trasformazione visuomotoria) e un blocco che spedisce le grandezze cinematiche di soggetto e riferimento ad una piattaforma di sintesi audio real-time (Open-source PureData) attraverso il protocollo OSC (Open Sound Control) in pacchetti UDP. Il modello Simulink, il cui più alto livello è mostrato in Figura 10.8, è caricato dall'interfaccia MatLab stessa che ne setta anche alcuni parametri. Successivamente, quando viene dato l'avvio all'esercizio un event listener tiene collegati i due ambienti tra loro permettendo a Simulink di temporizzare in real-time l'intero sistema. La Figura 10.6b riepiloga semplicemente lo schema di funzionamento del sistema.



(a) Monitor principale.



(b) Monitor secondario.

Figura 10.7: Screenshot delle finestre MatLab sul monitor principale (GUI per impostare l'esercizio e controllarlo in real time) e secondario (monitor soggetto).

I soggetti sono stati randomizzati in due gruppi in base al tipo di feedback fornito durante gli esperimenti: 10 soggetti, in risposta agli errori di traiettoria, ricevevano un feedback uditivo, mentre gli altri 10 un feedback visivo.

Per il gruppo con feedback visivo (VF, Visual Feedback), sono stati disposti alle estremità opposte di un display LCD due target circolari rossi (diametro = 0,4 cm nello spazio della mano) ed un cursore verde circolare della stessa dimensione indicava la posizione corrente lungo l'asse y e l'errore di posizione lungo l'asse x , calcolato come differenza tra la posizione corrente del joystick ed il percorso di

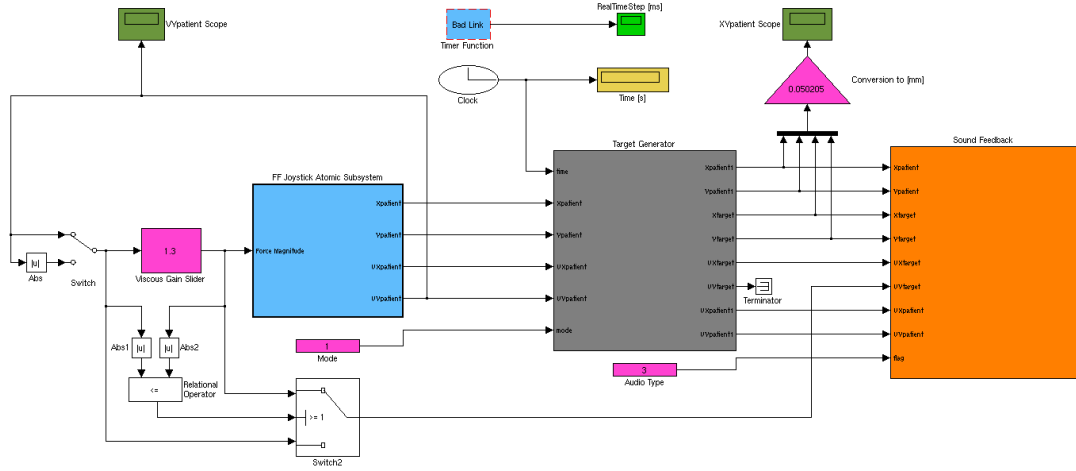


Figura 10.8: Livello più alto del modello Simulink implementato.

riferimento (una linea retta $y = 0$ o un trapezio, si veda sotto).

Per il gruppo con feedback uditivo (AF, Auditory Feedback) è stato invece creato un segnale audio con la piattaforma di sintesi audio real-time PureData ed è stato fruito al soggetto attraverso delle cuffie date in dotazione (Bose QuietComfort 15). I dati relativi alle prestazioni dei soggetti erano inviati in tempo reale come spiegato precedentemente. Il feedback uditivo è stato generato moltiplicando il valore assoluto dell'errore di movimento nella direzione sinistra-destra (errore di posizione nell'asse x), con l'uscita di un generatore di rumore rosa filtrato attraverso un filtro passa-banda con una frequenza centrale di 500 Hz ed un fattore Q pari a 9. Il segnale è stato poi spazializzato attraverso le cuffie, in modo che il suono fosse percepito ad una posizione sinistra-destra legata al segno dell'errore di posizione in x . Soggettivamente, il feedback audio simulava il rumore di un vento sibilante, con il volume e la posizione proporzionale all'errore cinematico nella direzione x .

Protocollo sperimentale

I partecipanti sono stati istruiti a tenere il joystick dall'alto per l'intero esperimento e di muoverlo avanti e indietro nella direzione y , il più dritto possibile, al tempo scandito dal metronomo.

Essi eseguivano un riscaldamento di 30 secondi, per prendere pratica con il ritmo dettato dal metronomo nell'esecuzione del task e con feedback visivo continuo attivo.

L'esperimento è stato poi diviso in tre fasi (A - baseline, B - adaptation e C - washout). Durante le fasi A, B e C, i soggetti ricevevano un feedback visivo o uditivo dell'errore di raggiungimento sinistra-destra a seconda del gruppo in cui erano stati randomizzati. Un contatore di ripetizioni veniva in ogni caso mostrato sul display (Figura 10.7).

Stage A (Baseline) Essa è composta da 20 ripetizioni (ripetizione = raggiungimento singolo, cioè avanti o indietro). Solo durante questa fase, il gruppo di feedback uditivo (AF) riceveva anche un feedback visivo in modo intermittente allo scopo di aiutare l'apprendimento ed interpretare il feedback uditivo. Nello specifico, venivano mostrati il cursore della mano e i target ogni quinto trial e solo quando la mano distava meno di $0.2cm$ da uno dei due target.

Stage B (Adaptation) Essa consisteva di 140 movimenti con feedback visivo o uditivo. Un campo di forza viscosa F_x è stato applicato dopo la decima ripetizione e fino al termine dello stage. La forza è stata calcolata in funzione della velocità della mano lungo l'asse y :

$$\mathbf{F} = \begin{Bmatrix} F_x \\ F_y \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 35 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} v_x \\ v_y \end{Bmatrix} \quad (10.2)$$

Qui, la forza sull'organo terminale, $\mathbf{F}$, è data in Newton e la velocità, $\mathbf{v}$, in metri al secondo. La Figura 10.9 mostra una rappresentazione del campo di forza.

Durante questa fase, dopo l'adattamento al campo di forza, a partire dal movimento 71 e per 40 ripetizioni, il percorso di riferimento è stato gradualmente modificato da una linea retta a una trapezoidale con i due lati obliqui di $2cm$ di distanza nella direzione y dal target. L'ampiezza finale del trapezio era un offset in x di $2.5cm$ verso destra (si veda Figura 10.13). Il percorso di riferimento rettilineo è stato ripristinato nelle ultime 30 ripetizioni di questa fase B.

La variazione del percorso di riferimento produceva una perturbazione motoria essendo il feedback all'utente proporzionale all'errore rispetto all'asse x invece

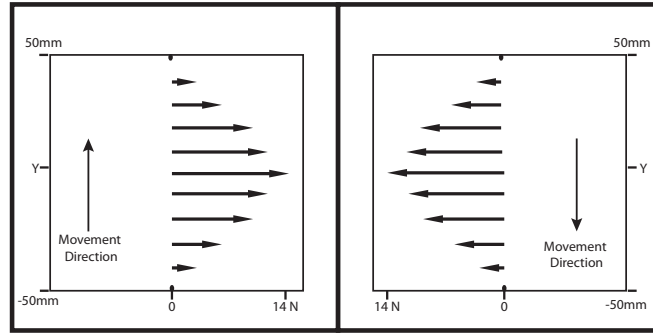


Figura 10.9: Campo di forza applicato.

che alla coordinata x della posizione. Una corretta riproduzione della traiettoria trapezoidale da parte del soggetto si sarebbe tradotta quindi in un movimento rettilineo (asse y) del cursore verde sullo schermo per il gruppo che riceveva il feedback visivo o in nessun suono nelle cuffie per il gruppo che riceveva feedback uditivo.

Dopo aver completato i 140 movimenti di questa fase, i soggetti restavano in pausa per 5 minuti tenendo la mano immobile sulla base del joystick.

Stage C (Washout) Quest'ultima fase è formata da 30 cicli in presenza dello stesso campo di forza seguiti da 30 cicli senza campo di forza per misurare gli aftereffect.

Analisi dei dati

Per ogni partecipante e per ogni movimento, è stato calcolato come segue l'errore di posizione in x (sinistra-destra) tra la posizione attuale del soggetto e il percorso di riferimento:

$$e_x = (x_s - x_r) \cdot (-\text{sign}(v_y)) \quad (10.3)$$

dove x_s è la posizione della mano corrente e x_r è la posizione di riferimento (una linea o un trapezio). Questa formula assegna quindi un valore positivo all'errore quando esso è nella direzione opposta al campo di forza; ciò permette agli errori nei movimenti in avanti e indietro di essere mediati tra loro, essendo il campo di forza in verso opposto per ogni movimento. Uno dei partecipanti del gruppo che

ha ricevuto feedback uditivo ha esibito grossa discrepanza tra gli errori e, interrogandolo dopo l'esperimento, è emerso evidente che aveva frainteso il compito, così i suoi dati sono stati esclusi.

Test di normalità (Shapiro-Wilk Normality Test and D'Agostino-Pearson omnibus normality test) hanno indicato una distribuzione gaussiana di errori per entrambi i gruppi sottoposti a feedback visivo e uditivo. Per confrontare gli errori tra i due gruppi, sono stati eseguiti t-test spaiati con correzione di Welch; mentre sono stati eseguiti t-test per dati appaiati per confrontare le performance in differenti fasi all'interno dello stesso gruppo.

In accordo con la letteratura sull'adattamento motorio [137, 138], nella seguente presentazione dei risultati e delle figure, si sono raggruppate le prove sperimentali in otto fasi principali:

1. *Campo di forza nullo - Null force field*: i movimenti venivano eseguiti senza feedback di forza (ripetizioni 1-10, Stage B).
2. *Effetto diretto - Direct effect*: il primo movimento con l'esposizione al campo di forza perpendicolare (ripetizione numero 11, Stage B).
3. *Adattamento 1 (pre-trapezio) - Adaptation 1 (pre-trapezoid)*: le ripetizioni dopo l'effetto diretto durante le quali i soggetti si adattano al campo di forza (ripetizioni 12-70, Stage B).
4. *Perturbazione visuomotoria - Visuomotor perturbation*: i trials dopo il primo adattamento, quando si fornisce un nuovo percorso di riferimento, da una linea retta ad un trapezio (fase di riferimento trapezoidale, ripetizioni 71-110, Stage B). La fase di perturbazione visuomotoria è suddivisa in tre sotto-fasi: *aumento trapezio - trapezoid increase* (ripetizioni 71-75), *trapezio completo - full trapezoid* (ripetizioni 76-105) e *diminuzione trapezio - trapezoid decrease* (ripetizioni 106-110).
5. *Adattamento 2 (post-trapezoidale) - Adaptation 2 (post-trapezoid)*: la fase dopo il ripristino del riferimento rettilineo (ripetizioni 111-140, Stage B).

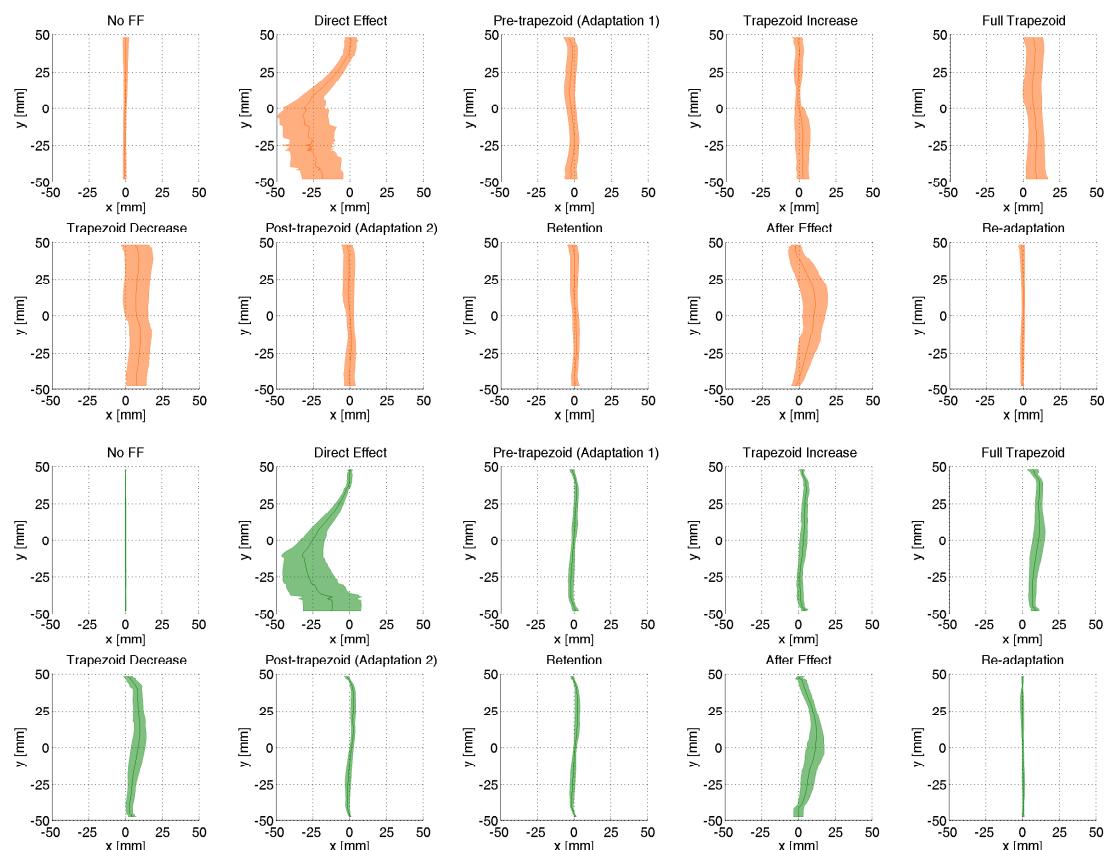


Figura 10.10: Percorsi del Gruppo AF (arancione) e VF (verde) in differenti fasi degli stage B (*adaption*) and C (*washout*). Sono mostrate la traiettoria media (linea continua) e la deviazione standard (ombreggiatura).

6. *Mantenimento - Retention*: i movimenti durante i quali i soggetti (dopo una pausa di cinque minuti) sono di nuovo esposti al campo della stessa forza (ripetizioni 1-30, Stage C).
7. *After effect*: il primo trial di risposta alla rimozione improvvisa del campo di forza dopo la fase di training (ripetizione 31, Stage C).
8. *Riadattamento - Re-adaptation*: i trials durante i quali i soggetti si riadattano al campo di forza nullo (32-60, Stage C).

10.4.2 Risultati sperimentali

Venti partecipanti sono stati istruiti a compiere un compito di raggiungimento con una traiettoria il più rettilinea possibile, interagendo con un joystick che perturbava i loro movimenti. Metà dei partecipanti hanno ricevuto un feedback visivo del loro errore, mentre l'altra metà un feedback uditivo sotto forma di un suono sibilante, il cui volume e provenienza riflettevano l'entità dell'errore. Le traiettorie medie nelle fasi principali dell'esperimento definite nella sezione Materiali e metodi sono mostrate nella Figura 10.10, mentre la Figura 10.11 mostra l'errore medio per entrambi i gruppi durante queste fasi, fatta eccezione per la fase in cui la traiettoria desiderata è stata cambiata ad un trapezio, che è mostrato nella figura 10.12. Entrambi i gruppi hanno mostrato significativi effetti diretti quando il campo di forza veniva applicato per la prima volta ($p = 0.0008$ per il feedback uditivo e $p < 0.0001$ per il feedback visivo) per poi ridurre l'errore di traiettoria quasi a zero. Entrambi i gruppi hanno mostrato un effetto simile quando il campo di forza è stato rimosso inaspettatamente ($p = 0.0039$ per il feedback uditivo e $p < 0.0001$ per il feedback visivo). La dimensione del after effect non era diversa tra i gruppi ($p = 0.7599$). Così, come primo risultato si ha che i partecipanti hanno esibito prove comparabili di adattamento al campo di forza e conseguente formazione di un modello interno, indipendentemente dal fatto che il feedback relativo all'errore fosse visivo o uditivo.

A seguito di un adattamento al campo di forza, è stata spostata lentamente la traiettoria di riferimento fino a farla diventare un trapezio spaziale che aumentava in ampiezza fino a uno spostamento in x di $2.5cm$ a destra dell'asse y . La figura 10.12 mostra l'errore medio di posizione prima del trapezio (*pre*), durante la fase di traiettoria di riferimento trapezoidale (*trap*) e dopo il ripristino ad una traiettoria rettilinea (*post*). L'errore nella fase *trap* è statisticamente differente a quello della fase *pre* ($p = 0.0002$ per il gruppo AF e $p < 0.0001$ per il gruppo VF) e *post* ($p < 0.0001$ per il gruppo AF e $p < 0.0001$ per il gruppo VF), indicando che entrambi i gruppi si sono adattati alla traiettoria trapezoidale. Il confronto tra i gruppi mostra una quantità simile di errore in tutte e tre le fasi ($p = 0.12$, $p = 0.23$, $p = 0.88$).

La Figura 10.13 mostra un esempio dei movimenti durante l'adattamento al

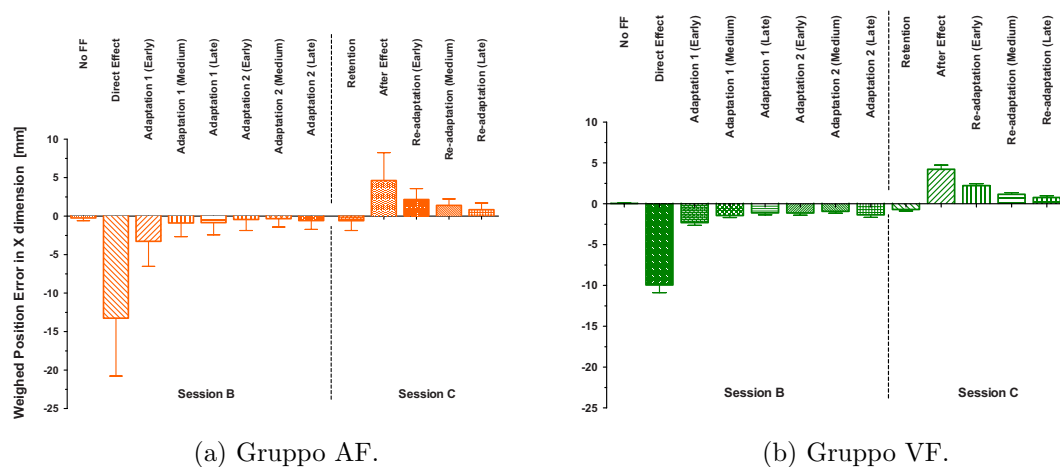


Figura 10.11: Errore pesato in x (media e deviazione standard) per il gruppo AF (a) e per il gruppo VF (b), per differenti fasi degli stage B (*adaption*) e C (*washout*). La fase di perturbazione visuomotoria della sessione B non è mostrata in queste figure (si veda Fig. 10.12 per dettagli).

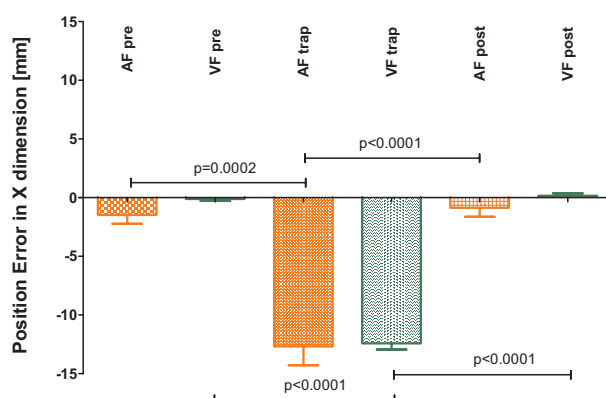


Figura 10.12: Errore di posizione in x (media e deviazione standard) in differenti fasi della sessione B (adaptation) per il gruppo con feedback visivo (VF, in verde) e per il gruppo con feedback uditivo (AF, in arancione). Sono mostrate le fasi pre-trapezio, trapezio, post-trapezio.

nuovo riferimento desiderato per un soggetto preso come campione dal gruppo AF e un soggetto dal gruppo VF. Le traiettorie in linea nera rappresentano il nuovo riferimento trapezoidale che si muove verso destra ampliandosi in “altezza”. Per non sentire alcun suono nelle cuffie (gruppo AF) o vedere un errore a schermo (gruppo VF), il soggetto avrebbe dovuto disegnare un trapezio perfetto.

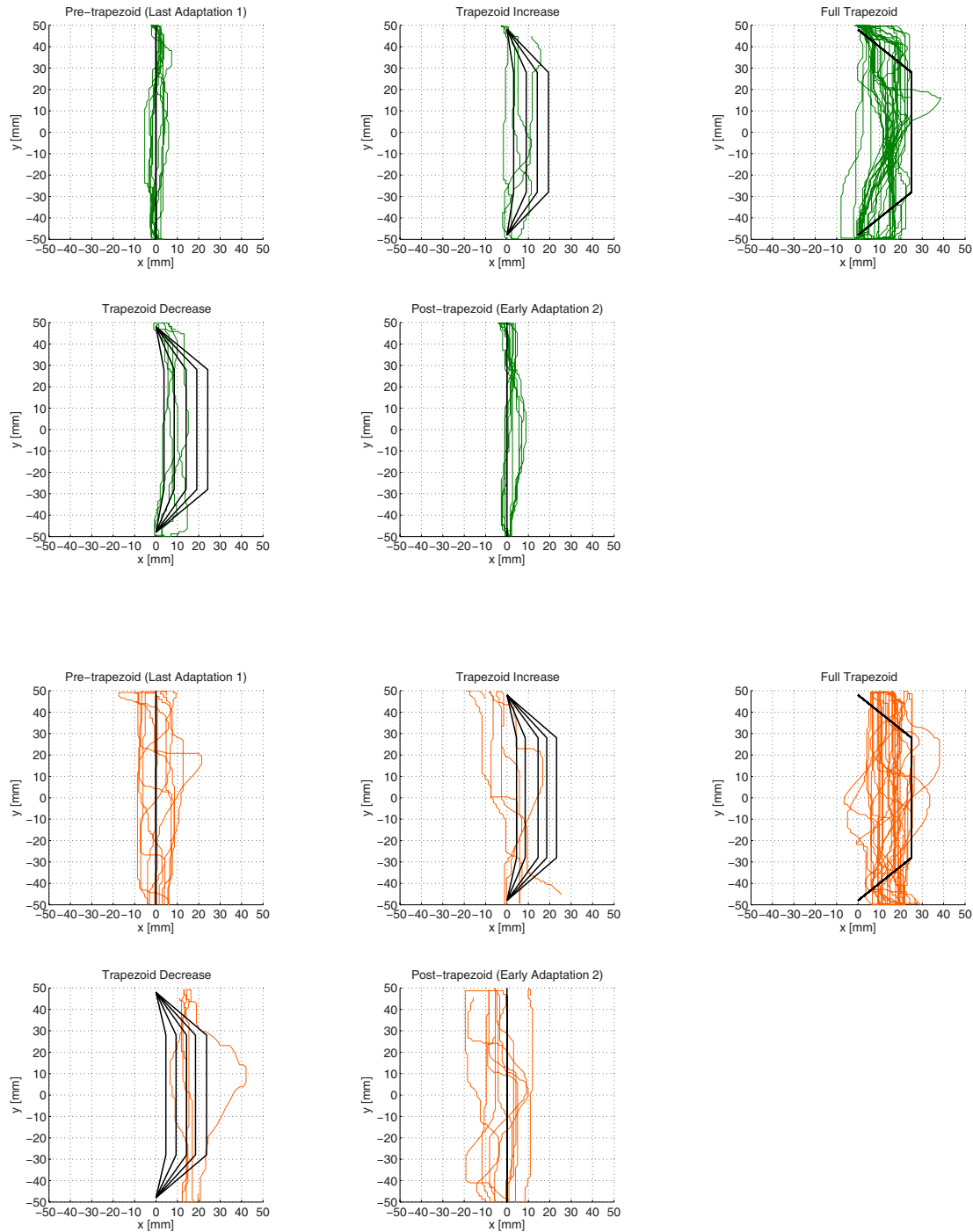


Figura 10.13: Percorsi di due soggetti rappresentativi (linea verde: soggetto n° 2, dal gruppo VF; linea arancione: soggetto n° 7, dal gruppo AF) in cinque differenti fasi dello Stage B (*adaptation*). La traiettoria di riferimento (rettilinea o trapezoidale) è mostrata in linea nera continua.

10.4.3 Discussione dei risultati e conclusioni

I principali risultati trovati per la condizione di perturbazione dinamica sono che il feedback uditivo ha permesso una riduzione dell'errore di traiettoria comparabile a quello del feedback visivo, e che gli individui di entrambi i gruppi hanno esibito degli after effect simili, indicando che i soggetti hanno formato dei simili modelli interni della perturbazione. La scoperta principale per la perturbazione cinematica è che i soggetti abbandonano le loro traiettorie per cercare di seguire la traiettoria desiderata in modi paragonabili con i due diversi feedback. Si discutono qui le implicazioni di queste scoperte per la struttura dell'adattamento sensoriale motorio, le implicazioni per la sostituzione sensoriale ed infine per le tecnologie di training.

Implicazioni per l'adattamento motorio sensoriale

Il sistema di controllo motorio del braccio si basa su feedback sensoriali di errori cinematici per guidare l'adattamento motorio a nuove dinamiche e trasformazioni visuo-motorie [136, 139]. Queste informazioni vengono solitamente elaborate da entrambi i sistemi propriocettivo e visivo. Il sistema motorio esibisce flessibilità nel combinare queste modalità sensoriali, a seconda della disponibilità e dell'affidabilità di ognuna di esse. Questa flessibilità nel combinare diverse modalità sensoriali per controllare il movimento di raggiungimento suggerisce che il sistema motorio è organizzato in maniera modulare, nel senso che i sistemi di calcolo dell'errore apparentemente mescolano qualsiasi informazione sensoriale che sia disponibile parzialmente in modo indipendente dall'azione motoria conseguente. I risultati qui descritti sono in accordo a questo punto di vista. Con un piccolo allenamento, gli individui sono stati in grado di utilizzare un innovativo feedback uditivo per aiutarsi nell'adattamento ad ambienti dinamici e cinematici alterati ed imprevisti in modo comparabile a quando in possesso di un normale feedback visivo. Non è logico pensare che essi infatti abbiano sviluppato rapidamente una nuova via di controllo del braccio di tipo audiomotoria, ottenuta in un numero così ridotto di trial. Piuttosto, questo risultato suggerisce fortemente che il sistema di controllo motorio dell'apprendimento sensoriale sia strutturato in modo

che tutti gli input sensoriali disponibili, inclusa l'informazione uditiva, finiscano all'interno di un sistema di calcolo dell'errore, la cui uscita è poi utilizzata per controllare l'adattamento motorio ed è incompatibile con un'alternativa strutturata in cui esistano delle vie dedicate, associate con ogni modalità sensoriale. Tale punto di vista è coerente con l'ipotesi "flexible task machine" di Reich et al. [133], supportata da studi di imaging del cervello sulla sostituzione sensoriale, nei quali le reti neurali dei processi sensoriali usualmente associate ad una particolare modalità (ad es. vista), prontamente utilizzavano dati da una modalità alternativa che conteneva informazioni rilevanti per il task.

I risultati trovati dovrebbero essere comparati a quelli di un recente lavoro di Kagerer et al. [140], nel quale i soggetti si adattavano ad una rotazione visuomotoria e successivamente, dopo l'adattamento, veniva chiesto loro di compiere movimenti di raggiungimento a occhi chiusi verso dei target sonori. I soggetti realizzavano movimenti rettilinei fino ai target, indicando che il modello interno formato durante l'esposizione alla rotazione visuomotoria è stato reso immediatamente disponibile per la rete uditivo-motoria. Il presente studio si differenzia però da questo in quanto il feedback uditivo legato all'errore è stato fornito continuamente per guidare gli aggiustamenti in fase di adattamento, ma ha in comune il fatto che il sistema motorio abbia mostrato la capacità di incorporare immediatamente le informazioni uditive per controllare i movimenti. Kagerer et al. fanno osservare che molte strutture cerebrali sono state identificate come coinvolte nella convergenza polisensoriale, sia nelle prime fasi che in quelle successive di elaborazione sensoriale[141, 142, 143, 144]. Essi identificano la corteccia parietale posteriore come una zona adatta per elaborare molteplici input sensoriali e ritrasmettere le informazioni elaborate per dettare l'output motorio, anche se altre reti parieto-frontali potrebbero pure asservire questa funzione.

Una caratteristica importante di questo studio da considerare è che il compito di raggiungimento era essenzialmente un compito unidimensionale, in quanto unici i soggetti dovevano di fatto controllare solo il movimento della mano sinistra-destra, perché i limiti meccanici del joystick limitavano il movimento in avanti-e-indietro nel range del target. Quindi, gli studi futuri dovrebbero esaminare se il feedback uditivo può guidare l'adattamento di movimenti del braccio

multi-dimensionali. Sulla base dei risultati attuali e l'ipotesi della "flexible task machine", si può ipotizzare che ciò sia possibile, con il fattore limitante di dover trovare il modo per fornire input uditivi multi-dimensionali che siano facilmente interpretabili dalla rete di elaborazione degli errori.

Implicazioni per la sostituzione sensoriale e l'allenamento motorio

I risultati di questo studio sostengono l'affermazione che i sistemi di sostituzione sensoriale abbiano un potenziale significativo per migliorare la funzionalità motoria delle persone con menomazioni sensoriali [133]. Non solo il feedback uditivo può facilitare il puntamento e il raggiungimento, ma quando progettato opportunamente può permettere alle persone di adattarsi a mutati ambienti dinamici e cinematici in cui essi si trovano. La capacità adattativa del sistema motorio è importante nei rapporti con l'affaticamento muscolare [145] e diversi carichi incontrati nella vita, così come i cambiamenti nella dinamica degli arti o cinematiche connesse allo sviluppo [145], malattie, cambiamenti di peso, o l'invecchiamento del sistema motorio. Il presente studio indica che il sistema di sostituzione sensoriale dovrebbe alimentare in modo naturale i processi motori di adattamento utilizzati per affrontare queste circostanze.

Inoltre, se i segnali uditivi possono essere facilmente utilizzati per guidare l'adattamento motorio, questo suggerisce che potrebbe essere uno strumento efficace per migliorare il feedback sensoriale per le applicazioni di training motorio come la terapia di riabilitazione e l'allenamento sportivo. Il feedback uditivo è relativamente sottoutilizzato infatti nelle tecnologie di riabilitazione attuali [146]. Tuttavia, è la forma più frequente di feedback nelle sessioni di terapia di riabilitazione [146]. Diversi studi hanno dimostrato la sua utilità nel facilitare l'apprendimento, la precisione [125], e l'attenzione e limitare i movimenti di compensazione [147] nel ri-allenamento di raggiungimento post-ictus [148, 149, 150, 151]. Il presente studio indica che il feedback uditivo è facilmente incorporato in reti di apprendimento del cervello, sostenendo il suo utilizzo come coadiuvante per aiutare i pazienti neurologici e tutti gli individui che devono apprendere azioni motorie a migliorare i loro movimenti.

Conclusioni

Il progetto di ricerca concluso e qui descritto dettagliatamente ha portato alla realizzazione di un'ortesi motorizzata ad un g.d.l., il cui controllo è stato validato sperimentalmente sul prototipo preesistente all'interno dell'architettura di teleoperazione sviluppata e qui illustrata. L'ortesi è anche predisposta alle feature più innovative per l'attuale stato dell'arte, essendo implementati dei moduli di gestione feedback che la rendono una potenziale macchina a feedback aumentato e/o sostitutivo, alla luce dei nuovi risultati trovati in uno studio condotto presso l'Università della California Irvine (UCI), sotto la supervisione del Prof. David J. Reinkensmeyer.

La macchina è pronta per essere testata in lavori futuri su soggetti sani per tarare opportunamente il sistema nonché i cicli di terapia oltre che verificarne l'efficacia (validazione clinica). Inoltre essa è adibita, grazie alla notevole flessibilità del sistema di controllo, anche allo scambio dati necessario nel caso di inserimento come slave in un sistema di televalutazione e teleriabilitazione della mano.

I punti critici dal punto di vista progettuale su cui sviluppi futuri possono indirizzarsi sono sicuramente il giunto del polso che comporta complessità di montaggio e impossibilità di utilizzare molle di rigidità maggiore di quella impiegata, proprio per tale ragione. Altro punto chiave è sicuramente il giunto torsionale che compone l'attuatore elastico che può essere ridotto in dimensioni impiegando un sensore più piccolo non diffuso ma comunque presente in commercio. Ciò potrebbe portare alla riduzione delle dimensioni dell'intera struttura esterna nonché interna.

Un nuovo fronte di sviluppo potrebbe essere quello di aggiungere un piccolo dispositivo per la riabilitazione del pollice.

Bibliografia

- [1] A. Vari, *Ictus cerebrale: linee guida italiane di prevenzione e trattamento*. Milano: CatelHypephar Group, 2005.
- [2] T. Truelsen, B. Piechowski-Jozwiak, R. Bonita, C. Mathers, J. Bogousslavsky, and G. Boysen, “Stroke incidence and prevalence in Europe: a review of available data,” *European Journal of Neurology*, vol. 13, no. 6, pp. 581–598, 2006.
- [3] P. L. Kolominsky-Rabas *et al.*, “Lifetime cost of ischemic stroke in Germany: Results and national projections from a population-based stroke registry,” *Stroke*, vol. 37, pp. 1179–1183, 2006.
- [4] D. Lloyd-Jones and et al., “Heart disease and stroke statistics-2010 update: A report from the american heart association statistics committee and stroke statistics subcommittee,” *Circulation*, vol. 121, no. 7, pp. e46–e215, 2010.
- [5] A. D. Carlo, M. Baldereschi, and C. Gandolfo, “Stroke in an elderly population: Incidence and impact on survival and daily function,” *Cerebrovasc Dis*, vol. 16, pp. 141–150, 2003.
- [6] M. Victor and A. Ropper, *Adams e Victor: Principi di Neurologia*. Milano: McGraw-Hill, 2002.
- [7] “The barthel index.” [Online]. Available: www.strokecenter.org
- [8] H. Masur, *Scale e punteggi*. Milano: Edi-Ermes, 1999.

- [9] A. Deakin, H. Hill, and V. M. Pomeroy, "Rough guide to the fugl-meyer assessment," *Physiotherapy*, 2003.
- [10] M. McDonnel, "Action research arm test," *Australian Journal of Physiotherapy*, 2008.
- [11] K. Salter, J. Jutai, L. Zettler, M. Moses, N. Foley, and R. Teasell, "Outcome measures in stroke rehabilitation," *The Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation (EBRSR)*, 2008.
- [12] J. C. MacDermid, "The patient-rated wrist evaluation (prwe) user manual."
- [13] M. Changulani, U. Okonkwo, T. Keswani, and Y. Kalairajah, "Outcome evaluation measures for wrist and hand. which one to choose?" *International Orthopaedics*, 2008.
- [14] "The dash." [Online]. Available: www.dash.iwh.on.ca
- [15] K. chung Lin, Y. wei Hsie Yuh Jang, and J. sen Liu, "Minimal detectable change and clinically important difference of the wolf motor function test in stroke patients," *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2009.
- [16] Michaelsen, Natalio, Silva, and Pagnussat, "Reliability of the translation and adaptation of the test de evaluation des membres superieurs des personnes agees (tempa) to the portuguese language and validation for adults with hemiparesis," *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2008.
- [17] U. o. W. S. Occupational Therapy Program, "Jebsen test of hand function," Jebsen Summary, 2006.
- [18] M. L. Palmer, *Fundamentals of musculoskeletal assessment techniques*. Lippincott Williams and Wilkins, 1998.
- [19] E. N. Marieb, *Essentials of Human Anatomy Physiology*. Pearson Education.
- [20] J. Winters, *Terminology and Foundations of Movement Science*. New York: Springer-Verlag, 2000, vol. Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement.

- [21] P. L. Williams, L. Bannister, M. M. Berry, P. Collins, M. Dyson, J. E. Dussek, M. W. Ferguson, R. Amprino, and G. Marotti, *Anatomia del Gray*. Zanichelli, 1998.
- [22] F. H. Netter, *Atlante di anatomia umana*, Elsevier, Ed., 2004.
- [23] G. Anastasi and et al., *Trattato di Anatomia Umana*, E. Ermes, Ed., 2006.
- [24] I. A. Kapandji, *Fisiologia articolare - Arto superiore*. Marrapese Editore, 1983.
- [25] W. T. Dempster, "Space requirements of the seated operator," *WADC Technical Report*, 1955.
- [26] J. D. Hsu, J. W. Michael, and J. R. Fisk, *AAOS atlas of orthoses and assistive devices*. Butterworth-Heinemann, 2008.
- [27] H. M. Clarkson, *Musculoskeletal assessment: joint range of motion and manual muscle strength*. Lippincott Williams and Wilkins, 2000.
- [28] G. Bain, N. Polites, B. Higgs, and R. Heptinstall, "The functional range of motion of the finger joints," 1997.
- [29] *La rieducazione motoria dell'emiplegico*. Ghedini, 1979.
- [30] B. Bucholtz and T. Armstrong, "A kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities," *Journal of Biomechanics*, 1991.
- [31] L. Y. Chang and Y. Matsuoka, "A kinematic thumb model for the act hand," in *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2006.
- [32] W. Cooney, M. Lucca, E. Chao, and R. Linscheid, "The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1981.
- [33] M. Stirling, "National anthropometry survey of female firefighters," in *On behalf of CACFOA*.

- [34] *apitolo 3: Anthropometry and biomechanics.* National Aeronautics and Space Administration (NASA), 1995, vol. Man-Systems Integration Standards Revision-B.
- [35] W. S. Marras and J. Y. Kim, *Anthropometry of industrial populations.* Biodynamics Laboratory, The Ohio State University, Department of Industrial and Systems Engineering, 1971.
- [36] A. D. Astins, "Finger force capability: measurement and prediction using anthropometric and myoelectric measures," Master's thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University, 1999.
- [37] K. Jung, H. You, and O. Kwon, "Evaluation of the force sensitive application hand force measurement system," *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing and Service Industries*, 2010.
- [38] R. Radwin and S. Oh, "External finger forces in submaximal five-finger static pinch prehension," *Ergonomics*, 1992.
- [39] P. Boissy, D. Bourbonnais, M. M. Carlotti, D. Gravel, and B. A. Arsenault, "Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function," *Clinical Rehabilitation*, 1999.
- [40] S. Li, M. L. Latasha, G. H. Yueb, V. Siemionow, and V. Sahgal, "Quantitative analysis of finger motion coordination in hand manipulative and gestic acts," *Clinical NeuroPhysiology*, 2003.
- [41] G. Amabile, C. Dell'Anna, and L. Parisi, *L'emiplegia nell'adulto: aspetti fisiopatologici, clinici e riabilitativi.* Piccin, 1987.
- [42] A. Sunderland, D. J. Tinson, E. L. Bradley, D. Fletcher, R. L. Hower, and D. T. Wade, "Enhanced physical therapy improves recovery of arm function after stroke. a randomised controlled trial," *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 1992.

- [43] P. W. Duncan, R. Zorowitz, B. Bates, J. Y. Choi, J. J. Glasberg, G. D. Graham, R. C. Katz, K. Lamberty, and D. Reker, "Management of adult stroke rehabilitation care," *American Heart Association*, 2005.
- [44] R. Teasell, N. Bayona, and J. Bitensky, "Background concepts in stroke rehabilitation," *The Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation (EBRSR)*, 2008.
- [45] L. Dovat, O. Lambercy, V. Johnson, B. Salman, S. Wong, R. Gassert, E. Burdet, , T. C. Leong, and T. Milner, "A cable driven robotic system to train finger function after stroke," in *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, June 12-15, 2007.
- [46] L. Dovat, O. Lambercy, R. Gassert, T. Maeder, T. Milner, T. C. Leong, , and E. Burdet, "Handcare a cable actuated rehabilitation system to train hand function after stroke," *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, vol. 16, no. 6, December, 2008.
- [47] H. Kawasaki, S. Ito, Y. Ishigure, Y. Nishimoto, T. Aoki, T. Mouri, H. Sakaida, , and M. Abe, "Development of a hand motion assist robot for rehabilitation therapy by patient self-motion control," in *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, June 12-15, 2007.
- [48] O. Lambercy, L. Dovat, V. Johnson, B. Salman, S. Wong, R. Gassert, T. Milner, T. C. Leong, , and E. Burdet, "Development of a robot-assisted rehabilitation therapy to train hand function for activities of daily living," in *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, June 12-15, 2007.
- [49] R. C. V. Loureiro and W. S. Harwin, "Reach & grasp therapy design and control of a 9-dof robotic," in *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, June 12-15, 2007.

- [50] R. C. V. Loureiro, B. Lamperd, C. Collin, , and W. S. Harwin, "Reach & grasp therapy effects of the gentleg system assessing sub-acute stroke whole-arm rehabilitation," in *2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto International Conference Center, Japan, June 23-26, 2009.
- [51] T. T. Worsnopp, M. A. Peshkin, J. E. Colgate, , and D. G. Kamper, "An actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following," in *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, June 12-15, 2007.
- [52] M. Chen, S. K. Ho, H. F. Zhou, P. M. K. Pang, X. L. Hu, D. T. W. Ng, , and K. Y. Tong, "Interactive rehabilitation robot for hand function training," in *2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto International Conference Center, Japan, June 23-26, 2009.
- [53] I. H. Ertas, E. Hocaoglu, D. E. Barkana, and V. Patoglu, "Finger exoskeleton for treatment of tendon injuries," in *2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto International Conference Center, Japan, June 23-26, 2009.
- [54] Y. Ren, H. S. Park, , and L. Q. Zhang, "Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation," in *2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto International Conference Center, Japan, June 23-26, 2009.
- [55] Y. Y. Huang, , and K. H. Low, "Initial analysis and design of an assistive rehabilitation hand device."
- [56] H. Kawasaki, H. Kimura, S. Ito, Y. Nishimoto, H. Hayashi, , and Sakaeda, "Hand rehabilitation support system based on a self-motion control, with a clinical case report," in *World Automation Congress (WAC)*, Budapest, Hungary, July 24-26, 2006.

- [57] A. Frisoli, F. Simoncini, M. Bergamasco, , and F. Salsedo, "kinematic design of a two contact points haptic interface for the thumb and index fingers of the hand," *Journal of Mechanical Design*, vol. 129, May, 2007.
- [58] M. Bouzit, G. Burdea, G. Popescu, , and R. Boian, "The rutgers master 2, new design force-feedback glove," *IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS*, vol. 7, no. 2, June, 2002.
- [59] <http://www.mindflux.com.au/products/vti/cybergrasp.html>.
- [60] F. Melchiori, "Progetto di ortesi per riabilitazione della mano," Tesi di Laurea in Ingegneria Meccanica, Università degli Studi di Padova, 2007-2008.
- [61] <http://www.technovelgy.com/ct/Science> Fiction-News.asp?NewsNum=937.
- [62] <http://www.ormed djo.de/de/index.php>.
- [63] <http://www.interactive motion.com/html/hardware.htm>.
- [64] "Rehatechnologies." [Online]. Available: www.rehatechnologies.com
- [65] "Tyromotion." [Online]. Available: www.tyromotion.com
- [66] E. M. Frick and J. L. Alberts., "Combined use of repetitive task practice and an assistive robotic device in a patient with subacute stroke," *Physical Therapy*, vol. 86, no. 10, October 2006.
- [67] L. Rosenstein, A. L. Ridgel, A. Thota, B. Samame, and J. L. Alberts, "Effects of combined robotic therapy and repetitive task practice on upper-extremity function in a patient with chronic stroke," *American Journal of Occupational Therapy*, 2008.
- [68] N. G. Kutner, R. Zhang, and et al., "Quality-of-life change associated with robotic-assisted therapy to improve hand motor function in patients with subacute stroke: A randomized clinical trial," *Physical Therapy*, vol. 90, no. 4, April 2010.

- [69] K. Hashtrudi-Zaad and S. E. Salcudean, "Analysis of control architectures for teleoperation systems with impedance/admittance master and slave manipulators," *International Journal of Robotics Research*, vol. 20, pp. 419–445, 2001.
- [70] R. J. Adams and B. Hannaford, "Stable haptic interaction with virtual environments," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 15, pp. 465–474, 1999.
- [71] B. Hannaford, "A design framework for teleoperators with kinesthetic feedback," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 5 (4), pp. 426–434, 1989.
- [72] D. A. Lawrence, "Stability and transparency in bilateral teleoperation," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 9 (5), pp. 624–637, 1993.
- [73] S. E. Salcudean and T. D. Vlaar, "On the emulation of stiff walls and static friction with a magnetically levitated input/output device," *Journal of Dynamical Systems*, pp. 303–309, 1994.
- [74] S. Haykin, *Active network theory*. Addison-Wesley Educational Publishers Inc (April 1970), 1970.
- [75] M. T. Mason, "Compliance and force control for computer controlled manipulators," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 11(6), 1981.
- [76] J. Raju, G. C. Verghese, and T. B. Sheridan, "Design issues in 2-port network models of bilateral remote manipulation," in *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Scottsdale, AZ, USA, May 14-19 1989, pp. 1316–1321.
- [77] L. Brooks, "Telerobotic response requirements," in *Proceedings of the IEEE International Conference on Cybernetics*, Los Angeles, CA, USA, Nov 4-7 1990, pp. 113–120.

- [78] G. H. Wieneke and J. J. D. van der Gon, "Variations in the output impedance of the human motor system," *Biological Cybernetics*, vol. 15(3), pp. 159–178, 1974.
- [79] H. Kazerooni, T.-I. Tsay, and K. Hollerbach, "A controller design framework for telerobotic systems," *IEEE Transactions on Control Systems Techonolgy*, vol. 1(1), pp. 50–62, 1993.
- [80] J. Willems, "Dissipative dynamical systems – part i: General theory," *Arch. Rational Mechanics and Analysis*, vol. 45, no. 321-351, 1972.
- [81] N. Hogan, "Controlling impedance at the man/machine interface," in *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1989, pp. 1626–1631.
- [82] R. J. Anderson and M. W. Spong, "Bilateral control of teleoperators with time delay," *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 34, no. 5, pp. 494–501, 1989.
- [83] G. Niemeyer and J.-J. E. Slotine, "Stable adaptive teleoperation," *IEEE Journal of Oceanographic Engineering*, vol. 16, no. 1, pp. 152–162, 1991.
- [84] —, "Telemanipulation with time delays," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 23, pp. 873–890, 2004.
- [85] P. Fiorini and R. Oboe, "Internet-based telerobotics: problems and approaches," in *Proceedings of the International Conference on Advanced Robotics*, 1997, pp. 765–770.
- [86] R. Oboe and P. Fiorini, "A design and control environment for internet-based telerobotics," vol. 17, no. 4, pp. 433–449, 1998.
- [87] O. R. Natori, K. and K. Ohnishi, "Stability analysis and practical design procedure of time delayed control systems with communication disturbance observer," *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, vol. 4, no. 3, pp. 185–197, 2008.

- [88] T. T. O. K. H. A. Natori, K. and K. Jezernik, "Time- delay compensation by communication disturbance observer for bilateral teleoperation under time-varying delay," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 57, no. 3, pp. 1050–1062, 2010.
- [89] O. A. Daud, "Haptic systems for post-stroke rehabilitation: From virtual reality to remote rehabilitation," Ph.D. dissertation, Università di Trento, 2011.
- [90] S. M. F. O. Roberto Oboe, Omar A. Daud and G. Rosati, "A teleoperation system for a remote evaluation of the hand in patients with neurological impairments," vol. The 8th France-Japan and The 8th France-Japan and 6th Europe-Asia Congress on Mechatronics, Yokohama, Japan, November 22-24 2010, pp. 17–22.
- [91] D. Ward, A. Drahota, D. Gal, M. Severs, and T. P. Dean, "Care home versus hospital and own home environments for rehabilitation of older people," *Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 4, 2008.
- [92] Outpatient Service Trialists, "Therapy-based rehabilitation services for stroke patients at home," *Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 1, 2003.
- [93] L. Oujamaa, I. Relave, J. Froger, D. Mottet, and J.-Y. Pelissier, "Rehabilitation of arm function after stroke. literature review," *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 52, pp. 269–293, 2009.
- [94] W. S. Harwin, J. L. Patton, and V. R. Edgerton, "Challenges and opportunities for robot-mediated neurorehabilitation," *Proceedings of the IEEE, Special issue on medical robotics*, vol. 94, no. 9, pp. 1717–1726, 2006.
- [95] A. A. Timmermans, H. A. M. Seelen, R. D. Willmann, and H. Kingma, "Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, no. 1, 2009.

- [96] A. Alamri, R. Iglesias, M. Eid, A. E. Saddik, S. Shirmohammadi, and E. Lemaire, "Haptic exercises for measuring improvement of post-stroke rehabilitation patients," in *Proceedings of the IEEE International Workshop on Medical Measurement and Applications*, 2007, pp. 1–6.
- [97] J. Y. Park and P. H. Chang, "Vibration control of a telescopic handler using time delay control and commandless input shaping technique," *Control Engineering Practice*, vol. 12, no. 2, pp. 769–780, 2004.
- [98] W. I. Park, S. C. Kwon, H. D. Lee, , and J. Kim, "Thumb-tip force estimation from semg and a musculoskeletal model for real-time finger prosthesis," in *2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto International Conference Center, Japan, June 23-26, 2009.
- [99] G. Rosati, S. Cenci, G. Boschetti, D. Zanotto, and S. Masiero, "Design of a single-dof active hand orthosis for neurorehabilitation," in *Proceedings of the IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR2009*, Kyoto, Japan, June 23-26 2009, pp. 161–166.
- [100] G. N. Sandor and A. G. Erdman, *Advanced Mechanism Design: Analysis and Synthesis*. Prentice Hall, 2003, vol. 2.
- [101] H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen, and B. T. Volpe, "Robot-aided neurorehabilitation," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 6(1), p. 7587, 1998.
- [102] Wyeth, "Demonstrating the safety and performance of a velocity sourced series elastic actuator," in *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA*, Pasadena, CA, USA, May 19-23 2008, pp. 3642–3647.
- [103] W. Robinson, J. E. Pratt, D. J. Paluska, and G. A. Pratt, "Series elastic actuator development for a biomimetic walking robot," in *Proceedings of the IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Atlanta, Georgia, USA, Sept 1999, pp. 19–22.

- [104] R. Oboe, O. A. Daud, S. Masiero, F. Oscari, and G. Rosati, "Development of a haptic teleoperation system for remote motor and functional evaluation of hand in patients with neurological impairments," in *Proceedings of the 11th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control, AMC2010*, Nagaoka, Japan, March 21-24 2010, pp. 518–523.
- [105] W. Robinson, "Design and analysis of series elasticity in closed-loop actuator force control," 2000, department of Mechanical Engineering: Massachusetts Institute of Technology.
- [106] R. Parker, S. E. Salcudean, and P. D. Lawrence, "Application of force feedback to heavy duty hydraulic machines," in *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Atlanta, GA, USA, May 2-6 1993, pp. 375–381.
- [107] A. Rossi, G. R. P. Gallina, and V. Zanutto, "Rate-to-force control in admittance mode bilateral teleoperation," in *Proceedings of the 11th World Conference in Mechanism and Machine Science*, Tianjin, China, August 2003, pp. 18–21.
- [108] S. Park, Y. N. Wu, Y. Ren, and L. Q. Zhang, "A tele-assessment system for evaluating elbow spasticity in patients with neurological impairments," in *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, June 12-15 2007, pp. 917–922.
- [109] H. S. Park, Y. Ren, and L. Q. Zhang, "A portable telerehabilitation system for remote evaluations of impaired elbows in neurological disorders," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 16 (3), pp. 245–254, 2008.
- [110] R. WilliamsII, J. M. Henry, and M. A. Murphy, "Naturally-transitioning rate to force control in free and constrained motion," *Journal of dynamic system, measurement and control. Transactions of the ASME*, vol. 121(3), pp. 425–432, 1999.

- [111] R. Oboe, "Force-reflecting teleoperation over the internet: The jbit project," in *Proceedings of the IEEE*, vol. 91(3), 2003, pp. 449–462.
- [112] V. Cossalter, *Meccanica applicata alle macchine*. Edizioni Progetto, 2000.
- [113] S. Kalpakjian and S. Schmid, *Manufacturing Processes for Engineering Materials*. Prentice Hall, 2003.
- [114] R. Shadmehr and F. A. Mussa-Ivaldi, "Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task," *The Journal of Neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*, vol. 14, no. 5, pp. 3201–3224, 1994.
- [115] M. Conditt, F. Gandolfo, and F. Mussa-Ivaldi, "The motor system does not learn the dynamics of the arm by rote memorization of past experience," *Journal of neurophysiology*, vol. 78, pp. 554–560, 1997.
- [116] F. Gandolfo, F. M. Ivaldi, and E. Bizzi, "Motor learning by field approximation," *Proc Natl Acad Sci USA*, vol. 93, no. 9, pp. 3843–3846, 1996.
- [117] M. A. Conditt and F. A. Mussa-Ivaldi, "Central representation of time during motor learning," *Proc Natl Acad Sci USA*, vol. 96, no. 20, pp. 11 625–11 630, 1999.
- [118] N. Malfait, D. Shiller, and D. Ostry, "Transfer of motor learning across arm configurations," *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*, vol. 22, no. 22, pp. 9656–9660, 2002.
- [119] S. Criscimagna-Hemminger, O. Donchin, M. Gazzaniga, and R. Shadmehr, "Learned dynamics of reaching movements generalize from dominant to nondominant arm," *Journal of neurophysiology*, vol. 89, no. 1, pp. 168–176, 2003.
- [120] S. Goodbody and D. Wolpert, "Temporal and amplitude generalization in motor learning," *Journal of neurophysiology*, vol. 79, no. 4, pp. 1825–1838, 1998.

- [121] T. Brashers-Krug, R. Shadmeh, and E. Bizzi, "Consolidation in human motor memory," *Nature*, vol. 382, no. 6588, p. 1996, 252-255.
- [122] D. Feygin, M. Keehner, and R. Tendick, "Haptic guidance: experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill," *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002. Proceedings. 10th Symposium on*, pp. 40–47, 2002.
- [123] D. Morris, H. Tan, F. Barbagli, T. Chang, and K. Salisbury, "Haptic feedback enhances force skill learning," *EuroHaptics Conference, 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007. Second Joint*, pp. 21–27, 2007.
- [124] R. Secoli, G. Rosati, and D. J. Reinkensmeyer, "Using sound feedback to counteract visual distractor during robot-assisted movement training," in *Proceedings of the IEEE 8th International Workshop on Haptic Audio-Visual Environments and Games HAVE2009*, Lecco, Italy, November 7-8 2009, pp. 323–327.
- [125] J. V. G. Robertson, T. Hoellinger, P. Lindberg, D. Bensmail, S. Hanneton, and A. Roby-Brami, "Effect of auditory feedback differs according to side of hemiparesis: a comparative pilot study," *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, vol. 6, p. 45, 2009.
- [126] E. Burdet, R. Osu, D. W. Franklin, T. E. Milner, and M. Kawato, "The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance," *Nature*, vol. 414, no. 6862, pp. 446–9, 2001.
- [127] N. Hogan, "An organizing principle for a class of voluntary movements," *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*, vol. 4, no. 11, pp. 2745–2754, 1984.
- [128] Y. Uno, M. Kawato, and R. Suzuki, "Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement - minimum torque-change model," *Biological cybernetics*, vol. 61, no. 2, pp. 89–101, 1989.

- [129] M. Auvray, S. Hanneton, and J. K. O'Regan, "Learning to perceive with a visuo-auditory substitution system: localisation and object recognition with 'the voice'." *Perception*, vol. 36, no. 3, pp. 416–430, 2007.
- [130] P. Bach-y Rita, C. C. Collins, F. A. Saunders, B. White, and L. Scadden, "Vision substitution by tactile image projection." *Transactions of the Pacific Coast Ophthalmological Society annual meeting*, vol. 221, no. 5184, pp. 83–91, 1969.
- [131] P. Bach-y Rita and S. W. Kercel, "Sensory substitution and the human-machine interface," *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 7, no. 12, pp. 541 – 546, 2003.
- [132] O. Collignon, F. Champoux, P. Voss, and F. Lepore, "Sensory rehabilitation in the plastic brain." *Progress in Brain Research*, vol. 191, pp. 211–231, 2011.
- [133] L. Reich, S. Maidenbaum, and A. Amedi, "The brain as a flexible task machine: implications for visual rehabilitation using noninvasive vs. invasive approaches." *Curr Opin Neurol*, 2011.
- [134] D. Brown, T. Macpherson, and J. Ward, "Seeing with sound? exploring different characteristics of a visual-to-auditory sensory substitution device," *Perception*, vol. 40, no. 9, pp. 1120–1135, 2011.
- [135] M. J. Proulx, P. Stoerig, E. Ludowig, and I. Knoll, "Seeing 'where' through the ears: Effects of learning-by-doing and long-term sensory deprivation on localization based on image-to-sound substitution," *PLoS ONE*, vol. 3, no. 3, p. 8, 2008.
- [136] R. A. Scheidt, M. A. Conditt, E. L. Secco, and F. A. Mussa-Ivaldi, "Interaction of visual and proprioceptive feedback during adaptation of human reaching movements," *Journal of neurophysiology*, vol. 93, no. 6, pp. 3200–13, 2005.
- [137] R. A. Scheidt, D. J. Reinkensmeyer, M. A. Conditt, W. Z. Rymer, and F. A. Mussa-Ivaldi, "Persistence of motor adaptation during constrained,

- multi-joint, arm movements.” *Journal of Neurophysiology*, vol. 84, no. 2, pp. 853–862, 2000.
- [138] R. Shadmehr and F. A. Mussa-Ivaldi, “Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task.” *Journal of Neuroscience*, vol. 14, no. 5 Pt 2, pp. 3208–3224, 1994.
- [139] K. A. Thoroughman and R. Shadmehr, “Learning of action through adaptive combination of motor primitives,” *Nature*, no. 407, pp. 742–747, 2000.
- [140] F. Kagerer and J. Contreras-Vidal, “Adaptation of sound localization induced by rotated visual feedback in reaching movements,” *Experimental Brain Research*, vol. 193, pp. 315–321, 2009, 10.1007/s00221-008-1630-3.
- [141] K.-M. G. Fu, T. A. Johnston, A. S. Shah, L. Arnold, J. Smiley, T. A. Hackett, P. E. Garraghty, and C. E. Schroeder, “Auditory cortical neurons respond to somatosensory stimulation.” *Journal of Neuroscience*, vol. 23, no. 20, pp. 7510–7515, 2003.
- [142] J. Hyvarinen and Y. Shelepin, “Distribution of visual and somatic functions in the parietal associative area 7 of the monkey.” *Brain Research*, vol. 169, no. 3, pp. 561–564, 1979.
- [143] A. Pouget, S. Deneve, and J. Duhamel, “A computational perspective on the neural basis of multisensory spatial representations,” *NATURE REVIEWS NEUROSCIENCE*, vol. 3, no. 9, pp. 741–747, SEP 2002.
- [144] C. E. Schroeder, J. Smiley, K. G. Fu, and T. McGinnis, “Anatomical mechanisms and functional implications of multisensory convergence in early cortical processing,” *International Journal of Psychophysiology*, vol. 50, no. 1-2, pp. 5–17, 2003.
- [145] C. D. Takahashi, D. Nemet, C. M. Rose-Gottron, J. K. Larson, D. M. Cooper, and D. J. Reinkensmeyer, “Effect of muscle fatigue on internal model formation and retention during reaching with the arm.” *Journal of Applied Physiology*, vol. 100, no. 2, pp. 695–706, 2006.

- [146] B. I. Molier, G. B. Prange, and J. H. Buurke, "The role of visual feedback in conventional therapy and future research," in *Proc. International Conference on Virtual Rehabilitation*, June 27 - 29 2011.
- [147] G. Thielman, "Rehabilitation of reaching poststroke: a randomized pilot investigation of tactile versus auditory feedback for trunk control." *Journal of neurologic physical therapy JNPT*, vol. 34, no. 3, pp. 138–144, 2010.
- [148] M. Rath and D. Rocchesso, "Continuous sonic feedback from a rolling ball," *Multimedia, IEEE*, vol. 12, no. 2, pp. 60–69, 2005.
- [149] R. Secoli, M.-H. Milot, G. Rosati, and D. J. Reinkensmeyer, "Effect of visual distraction and auditory feedback on patient effort during robot-assisted movement training after stroke," 2011, under review.
- [150] R. Secoli, G. Rosati, and D. J. Reinkensmeyer, "Using sound feedback to counteract visual distractor during robot-assisted movement training," in *Proceedings of the IEEE 8th International Workshop on Haptic Audio-Visual Environments and Games HAVE2009*, Lecco, ITALY, Nov 7 - Nov 8 2009.
- [151] J. A. Taylor and K. A. Thoroughman, "Divided attention impairs human motor adaptation but not feedback control," *Journal of Neurophysiology*, p. 10, April 2007.