

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA  
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

—  
DIPARTIMENTO DI INNOVAZIONE MECCANICA E GESTIONALE

—  
XXII CICLO  
SCUOLA DI DOTTORATO IN INGEGNERIA INDUSTRIALE  
MECCATRONICA E SISTEMI INDUSTRIALI

CONTROLLO DI ROBOT PER LA  
RIABILITAZIONE DELL'ARTO  
SUPERIORE DI PAZIENTI  
POST-STROKE

RELATORE: CH.MO PROF. ING. ALBERTO TREVISANI

CORRELATORE: PROF. ING. GIULIO ROSATI

DOTTORANDO: ING. RICCARDO SECOLI

ANNI ACCADEMICI 2007-2010



*Alla mia famiglia...*



*“L’arte di scoprire le cause dei fenomeni,  
o le vere ipotesi,  
é come l’arte della decrittazione,  
in cui un’ingegnosa congettura  
accorcia grandemente la strada ”*

GOTTFRIED WILHELM LEIBNIZ(1646 - 1716)



# Indice

<b>Abstract</b>	<b>XI</b>
<b>Sommario</b>	<b>XVII</b>
<b>I Motor Learning e Motor Control</b>	<b>1</b>
<b>1 L'ictus</b>	<b>3</b>
1.1 Definizione, eziologia, fattori di rischio e segni di ictus . . . . .	3
1.2 Riabilitazione post-ictus . . . . .	6
1.2.1 Neuro-plasticità e basi biologiche del recupero funzionale . . . . .	8
1.3 Riabilitazione motoria post-ictus . . . . .	12
1.3.1 Riabilitazione neuromuscolare dell'arto superiore paretico . . . . .	14
1.3.2 Utilizzo di robot nella riabilitazione dell'arto superiore . . . . .	17
<b>2 Il Movimento</b>	<b>19</b>
2.1 Caratteristiche del movimento . . . . .	20
2.2 Contributo sensoriale al movimento . . . . .	21
2.3 Visione e propriocezione: importanza ed integrazione sensoriale . . . . .	24
2.4 Motor Learning . . . . .	30
2.4.1 Definizione di Motor Learning . . . . .	30
2.4.2 Utilizzo dei campi di forza nello studio del Motor learning . . . . .	31
2.4.3 L'errore come guida all'adattamento motorio . . . . .	32
2.4.4 Il concetto di Modello Interno . . . . .	33
2.4.5 Memorizzazione del modello interno . . . . .	34
2.4.6 Influenza della fatica sul motor learning . . . . .	35
2.4.7 Adattamento motorio dopo un evento ictale . . . . .	37
2.5 Teorie sul Motor Learning . . . . .	40
2.5.1 Classificazione delle teorie di controllo motorio . . . . .	40
2.5.2 Teorie comportamentali di Motor Learning . . . . .	42
2.5.3 Teorie computazionali di Motor Learning . . . . .	47
<b>3 Robot nella riabilitazione motoria post-ictus</b>	<b>69</b>
3.1 Robot per eseguire esercizi passivi . . . . .	69
3.2 Robot per esercizi resistivi . . . . .	70

3.3	Robot che impongono campi di forza per causare il ML desiderato	71
3.4	Robot per esercizi attivi e attivi-assistiti	74
3.5	Robot per esercizi adattativi: "assistance-as-needed"	75
3.6	Robot "assistance-as-needed" con modello interazione robot-paziente	76

## **II S.O.P.H.I.A. 4 - Strings Operated Planar Haptic Interface for Arm rehabilitation 81**

<b>4</b>	<b>Progettazione meccanica</b>	<b>83</b>
4.1	Descrizione funzionale della macchina	85
4.2	Layout dei passacavi	85
4.2.1	Scelta del layout del piano di lavoro	89
4.3	La normativa	90
4.4	Progettazione Meccanica	90
4.5	Elenco dei componenti realizzati	90
4.6	Caratteristiche dei materiali	92
4.7	Parti meccaniche	93
4.7.1	End-Effector	93
4.7.2	Passacavo	94
4.7.3	Componenti di rinvio	95
4.7.4	Cavo	95
<b>5</b>	<b>Progettazione impianto elettrico</b>	<b>97</b>
5.1	Motori	97
5.2	Driver	99
5.3	Encoder e Freni	100
5.4	Analisi dei carichi elettrici	103
5.5	Gruppo di alimentazione	106
5.6	Il controllore	106
5.6.1	La scheda madre Ampro CoreModule 600 Celeron	107
5.6.2	Scheda Sensoray 526	108
5.7	Schema elettrico generale	112
5.8	Dispositivo per la riduzione delle tensioni di Fly-Back	115
5.9	Dispositivi per la Sicurezza	116
5.10	Gli stati della macchina	117
5.11	Taratura dei Driver	118
5.11.1	Procedura di taratura	120
<b>6</b>	<b>Progettazione del Controllo</b>	<b>121</b>
6.1	Controllo a basso livello	122
6.1.1	Analisi cinematica di posizione	122
6.1.2	Generazione della forza	128
6.1.3	Incertezza delle forze generate	130
6.1.4	Teoria del Controllo ottimo	133



6.1.5	Applicazione per sophia4 . . . . .	139
6.2	Controllo ad alto livello . . . . .	145
6.2.1	Sliding Control con forgetting . . . . .	145
6.2.2	Sliding Control con $\hat{a}$ singolo e multiplo . . . . .	148
6.2.3	Sliding Control con vettore $\hat{a}$ time-based . . . . .	150
<b>7</b>	<b>Software per il controllo del prototipo</b>	<b>153</b>
7.1	Architettura . . . . .	153
7.2	Comunicazione fra i processi . . . . .	154
7.3	Processi Manager e Writer . . . . .	156
7.4	Processo Controllo . . . . .	157
7.5	Ciclo di controllo . . . . .	158
7.6	Diagramma degli stati . . . . .	158
7.7	Calcolo della posizione dell'End-Effector . . . . .	161
7.8	Calcolo delle tensioni dei cavi . . . . .	161
7.9	Comunicazione con la GUI . . . . .	162
<b>8</b>	<b>Esercizi elementari</b>	<b>165</b>
8.1	Sistemi di riferimento . . . . .	165
8.2	Esercizio CIRCONFERENZA . . . . .	168
8.3	Esercizio PUNTO-PUNTO . . . . .	169
8.3.1	con controllo ad impedenza . . . . .	169
8.3.2	con controllo adattativo . . . . .	177
<b>9</b>	<b>Interfaccia Grafica</b>	<b>187</b>
9.1	Calcolo punti esercizio . . . . .	188
9.1.1	Struttura dell'interfaccia . . . . .	188
9.1.2	Sequenza logica per l'avvio di un esercizio . . . . .	190
9.2	Test di funzionamento del SOPHIA4 . . . . .	193
<b>III</b>	<b>Controllo Multi-feedback</b>	<b>197</b>
<b>10</b>	<b>Interfaccia con feedback sonoro</b>	<b>199</b>
10.1	Modello di motor control multi-sensoriale . . . . .	199
10.2	Interfaccia Robot/Paziente multifeedback . . . . .	201
10.2.1	Pneuwrex . . . . .	201
10.2.2	Interfaccia Utente . . . . .	201
10.3	Progettazione degli esperimenti . . . . .	203
10.3.1	Task motori richiesti ai Soggetti . . . . .	203
10.3.2	Parametri di misurazione . . . . .	204
10.4	Sperimentazione Clinica . . . . .	205
10.4.1	Soggetti Sani . . . . .	205
10.4.2	Pazienti Post-Ictus . . . . .	207
	<b>Conclusioni e Lavori Futuri</b>	<b>211</b>



# Abstract

Stroke is the third leading cause of death after cardiovascular diseases and cancer, and represents the greatest cause of severe disability and impairment in the industrialized world [1]. Every year in the U.S. and Europe there are 200 to 300 new stroke cases per 100,000, the 30% of whom survive with severe invalidity and marked limitations in daily activities, mainly deriving from impaired motor control and loss of dexterity in the use of the arm [1, 2]. Due to population aging, this trend is going to grow further in the next decades [2]. Motor training after stroke is thus becoming a primary societal goal, based on the increasing evidence that the motor system is plastic following stroke and can be influenced by motor training [3]. Individuals typically receive intensive hands-on therapy for several months after stroke to treat hemi-paresis and improve independence. Encouragingly, an intensity-effect relationship has now been established between the amount of therapy individuals receive and the movement gains achieved [4, 5, 6, 7, 8, 9]. However, the amount of therapy a patient receives involving direct contact with rehabilitation therapists is often limited by cost considerations [10, 11, 12]. Patients may exercise apart from a therapist, however independent movement practice is particularly difficult for individuals who are unable to lift the arm against gravity or have minimal hand movement ability, which may contribute to the reported poor compliance with home exercise programs [13, 14, 15]. It is essential to develop new approaches for delivering effective forms of therapy at reduced cost, so that people can exercise for longer periods and maximize recovery.

In response to this need, over the past two decades there has been a surge in the number of research groups and companies that are developing robotic devices for assisting in the movement rehabilitation of persons with disabilities (see reviews [16, 17, 18, 19, 20, 21, 22]). Most of this work has focused on rehabilitation of movement after stroke because survivors of stroke are a large target population, although there is also some work on robotic movement training after spinal cord injury, cerebral palsy, and multiple sclerosis. Developers typically state three main goals for this activity: automating the repetitive and strenuous aspects of physical therapy, delivering rehabilitation therapy in a more repeatable manner, and quantifying outcomes with greater precision. Devices have been developed for assisting in rehabilitation of the arm, hand, and legs. The most commonly explored paradigm is to use a robotic device to physically assist in completing desired motions of the arms, hands, or legs as the patient plays computer games

presented on a screen. A variety of assistive control strategies have been designed (see review: [23]), ranging from robots that rigidly move limbs along fixed paths, to robots that assist only if patient performance fails to stay within some spatial or temporal bound, to soft robots that form a model of the patient’s weakness.

Two recent reviews on the first Randomized Controlled Trials (RCTs) of upper-limb robot-assisted rehabilitation outlined that clinical results are still far from being fully satisfactory [21, 24]. In fact, even though motor recovery is usually greater in therapy groups than in control groups, only few studies on acute and sub-acute phase rehabilitation showed some positive results at the functional level (i.e., in the activities of daily living), the summary effect size of all the studies being very close to zero. These results suggest that the therapy devices, exercises and protocols developed so far still need to be improved and optimized.

Two notable recent efforts in this direction are the “assist-as-needed control proposed by Reinkensmyer for the Pneu-WREX, a pneumatic exoskeleton for arm rehabilitation, and the performance-based progressive assistance proposed by Krebs for the pioneering arm-training robot MIT-MANUS [25, 26, 27], which assists in arm movement in the horizontal plane. The former is a robot control algorithm that allows the effort of the patient to be modulated while maintaining the kinematics of the patient’s arm within close bounds to a specified desired movement [28, 29]. The latter is a method to adapt robotic assistance to patient performance (H. I. Krebs, unpublished conference presentation). The goal of both algorithms is to encourage patient effort and engagement during the execution of the exercise.

Perhaps the most fundamental problem that robotic movement therapy must address to continue to make progress is that there is still a lack of knowledge on how motor learning during neuro-rehabilitation works at a level of detail sufficient to dictate robotic therapy device design [30]. We know that repetition, with active engagement by the participant, promotes re-organization [31, 32]. We also know that kinematic error drives motor adaptation [33, 34, 35]. Some examples of attempts of correlating patient effort or recovery to kinematic error are [34, 36, 37, 38]. In these works, some mathematical models of healthy persons or patients behavior are proposed and compared to experimental results. There is also evidence that a proper task-related auditory feedback may help individuals in learning a motor task [39], even though auditory feedback is still under-employed in robotic rehabilitation systems. But the precise ways that mental engagement, repetition, kinematic error and sensory information in general translate into a pattern of recovery is not well defined for rehabilitation [30].

The work presented in this Dissertation is the first part of a research whose main goal is to identify the key mechanisms that determine the engagement of the patient during robotic arm movement training after stroke, in order to optimize the design of rehabilitation robotic systems. The key hypothesis behind the research is that patient engagement and effort are related to (and can be modulated by) the sensory information delivered by the robotic system, and that more highly engaged patients will experience increased benefits from robot-assisted training. In order to achieve this primary results, a new planar cable machine for upper

limb rehabilitation of chronic stroke patients, that can be enough economic for a care-home use. In this machine, the "assistive-as-needed" control was designed and improved to obtain a compliant control for engaging the patient during the therapy.

The final goal of the research will be to develop a set of mathematical equations that relate certain variables (e.g. sensory feedback measures) to other variables (engagement measures), to model the way a patient interacts with the robotic system. In this way, we aim to understand patient response at a sufficient level to dictate robotic therapy device design. One fundamental point is the definition of the variables employed to quantify patient engagement and sensory inputs in the computational model, and the way they will be measured.

In order to investigate this fundamental point, a multi-feedback interface was designed using sound feedback to increase the attention of the patient during a robot-therapy session. Clinical trials with healthy and stroke patients were performed using the new interface and the modified "assistive-as-needed" control. The results confirmed the starting hypothesis: a multi-feedback interface with "assistive-as-needed" control improve the patient's performance during a robot-assistive therapy and the sound feedback can increase the attention during the exercise.

The future work will concern an improvement of multi-feedback interface and the stroke patient's computational model of motor control. Finally, to performed a comparison between the clinical trials with Pneu-Wrex and the S.O.P.H.I.A 4 in order to understand new guideline to design a mechanical structure of rehabilitation robot.

R. Secoli

## Introduzione

L'ictus cerebrale é la terza causa di morte dopo i decessi cardiovascolari e il cancro, e rappresenta una grave disabilità nell'epoca moderna [1]. Ogni anno in USA ed Europa ci sono tra i 200 e 300 nuovi casi ogni 100.000, in cui il 30% dei quali sopravvive con gravi invalidità e limitazioni sulle attività quotidiane, principalmente dovute ad un deterioramento del controllo motorio e alla perdita quindi, della destrezza nell'utilizzare gli arti [1, 2]. Considerando l'innalzamento dell'età media della popolazione, l'ictus rappresenta un fenomeno in via di crescita nei prossimi anni [2]. L'allenamento motorio post-ictus é diventato un bisogno primario sociale, basato sull'evidente beneficio che provoca sulla plasticità del sistema motorio a seguito di ictus [3]. Tipicamente i soggetti affetti da ictus ricevono delle cure fisioterapiche diversi mesi dopo lo stroke, per riuscire a migliorare le semi-paresi e per recuperare l'indipendenza motoria. Una relazione tra intensità ed effetto dei trattamenti si é instaurata tra la quantità di terapia individuale somministrata e il guadagno ottenuto nella mobilità motoria [4, 5, 6, 7, 8, 9]. É comunque da considerare che l'ammontare totale della terapia ricevuta, coinvolgendo direttamente il contatto diretto del fisioterapeuta, é limitato dai costi

[10, 11, 12]. I pazienti tuttavia possono esercitarsi al di fuori delle sessioni fisioterapiche, ma i movimenti individuali sono particolarmente difficili per gli individui che non sono capaci di sollevare il proprio arto o con una minima mobilità alla mano, pertanto il contributo degli esercizi svolti a casa al fine del recupero motorio ha dato scarsi risultati [13, 14, 15]. É necessario pertanto, sviluppare nuove strategie per la divulgazione delle terapie a basso costo, con l'obiettivo di permettere ai pazienti di esercitarsi per lungo tempo, massimizzando quindi il recupero motorio.

Per far fronte a questo bisogno, nelle ultime due decadi si sono visti protagonisti un distinto numero di gruppi di ricerca ed industrie che hanno sviluppato dispositivi robotici per la riabilitazione di persone con disabilità (vedi revisioni [16, 17, 18, 19, 20, 21, 22]). La maggior parte di questo lavoro é incentrata nella riabilitazione dei movimenti a seguito di ictus poiché i sopravvissuti rappresentano una larga parte della popolazione presa in esame, sebbene vi siano altri lavori riguardanti il recupero motorio a seguito di paralisi cerebrale infantile, sclerosi multipla e danni alla spina dorsale. Tipicamente sono tre gli obiettivi da raggiungere in questo settore: automatizzare la ripetibilità e l'arduo lavoro fisico della terapia, divulgare la terapia riabilitativa in piú modi possibili, quantificare i risultati terapeutici con grande precisione. Dispositivi robotici sono stati sviluppati per assistere la riabilitazione di braccia, mani e gambe. Il paradigma piú comune é utilizzare i dispositivi robotici per assistere fisicamente il completamento di movimenti desiderati di braccia, mani o gambe dei pazienti mentre svolgono dei giochi al computer. Diverse strategie di controllo sono state sviluppate (vedi revisione: [23]), e spaziano da robot che spostano rigidamente gli arti lungo un percorso predefinito, a robot che assistono il paziente solo se la performance di quest'ultimo non rientra dentro dei limiti spaziali o temporali, a robot che costruiscono un modello della disabilità del paziente.

Due recenti revisioni del primo Randomized Controlled Trials (RCTs) di robot per la riabilitazione degli arti superiori hanno evidenziato che i risultati clinici sono distanti dall'essere soddisfacenti [21, 24]. Infatti, anche se il recupero motorio é maggiore nel gruppo della terapia robotica che in quello tradizionale, solo alcuni studi su pazienti in fase acuta e sub-acuta hanno dimostrato risultati positivi a livello funzionale (es. svolgimento delle attività quotidiane), complessivamente gli effetti complessivi sono tendenti a zero. Ciò suggerisce che le terapie, gli esercizi e i protocolli riabilitativi fin qui sviluppati devono essere ulteriormente perfezionati e ottimizzati.

Due recenti sforzi in questa direzione sono stati fatti: il controllo "assist-as-needed" proposto da Reinkensmayer per il Pneu-wrex, un esoscheletro ad attuazione pneumatica per la riabilitazione degli arti, e il controllo con assistenza progressiva in base alla performance del piú famoso dispositivo riabilitativo per gli arti superiori il MIT-MANUS[25, 26, 27], il quale assiste il braccio del paziente nei movimenti svolti in un piano orizzontale. Il primo tipo di controllo permette di modulare lo sforzo del paziente mantenendolo vicino ad un percorso predefinito[28, 29]. Il secondo, é un metodo che adatta l'assistenza del robot alla

performance del paziente (H.I. Krebs, unpublished conference presentation). Lo scopo di entrambi gli algoritmi é di incrementare lo sforzo e la partecipazione del paziente durante l'esecuzione degli esercizi.

Forse, il problema fondamentale é che la terapia robotica non svolge un efficace progresso in questo senso é dovuto alla mancata conoscenza di come il motor learning funziona durante il lavoro di neuro-riabilitazione ad un livello tale da poter stabilire delle specifiche per la progettazione dei dispositivi robotici per la terapia [30]. Sappiamo che la ripetizione, con la partecipazione attiva del paziente, favorisce la riorganizzazione[31, 32]. Sappiamo che gli errori cinematici stimolano l'adattabilità motoria[33, 34, 35]. Alcuni esempi di correlazione tra sforzo del paziente o recupero dell'errore cinematico sono [34, 36, 37, 38]. In questi lavori, alcuni modelli matematici del comportamento di Soggetti sani o di Pazienti sono stati proposti e/o comparati con risultati sperimentali. Inoltre, ci sono anche dei test relativi all'utilizzo di feedback acustico per imparare ad eseguire dei task motori [39], anche se il sistema acustico é ancora largamente sottoutilizzato nei sistemi di riabilitazione robotica. I precisi processi di coinvolgimento mentale, le ripetizioni, gli errori cinematici e le informazioni sensoriali tradotte generalmente in un metodo di recupero non sono ancora state ben definite nella riabilitazione [30].

Il lavoro presentato in questa Tesi é la prima parte di una ricerca che ha come scopo principale di identificare i meccanismi chiave per determinare un coinvolgimento del paziente durante la terapia robotica assistita post-ictus, al fine di ottimizzare la progettazione dei dispositivi robotici. L'ipotesi chiave che sta dietro la ricerca é che il coinvolgimento del paziente e lo sforzo sono relazionati con le informazioni sensoriali fornite dal sistema robotico, e piú il paziente sará coinvolto piú ci saranno degli incrementi nei benefici della terapia robotica assistita.

Al fine di raggiungere questi risultati primari, é stata progettata una macchina planare a cavi per la riabilitazione degli arti superiori per pazienti post-ictus, abbastanza economica per l'utilizzo in ambulatorio. In questo dispositivo é stato progettato e perfezionato il controllo di tipo "assist-as-needed" per ottenere un controllore che coinvolga attivamente il paziente durante la terapia.

Lo scopo finale di questo progetto sará sviluppare una serie di equazioni matematiche che relazionino alcune variabili (es.: misurazioni del feedback) ad altre variabili(misura del coinvolgimento del paziente), per modellizzare il metodo comportamentale con cui il paziente interagisce con il robot. In questo modo si riuscirá a capire la risposta del paziente ad un livello sufficiente per dettare delle linee guida nella progettazione dei dispositivi robotici. Un punto fondamentale saá definire le variabili impiegate per quantificare la partecipazione del paziente e gli ingressi sensoriali nel modello computazionale, e il loro metodo di misurazione. Per investigare su questo punto fondamentale é stata progettata un'interfaccia multi-feedback utilizzando un feedback sonoro per incrementare l'attenzione del paziente durante la terapia robotica assistita. Sono stati svolti dei test clinici con

soggetti sani e pazienti post-stroke utilizzando la nuova interfaccia e il controllo “assist-as-needed” modificato. I risultati dei test hanno confermato le ipotesi iniziali: un’interfaccia multifeedback con il controllo “assist-as-needed” migliora le performance dei pazienti durante la terapia robotica e il feedback sonoro incrementa l’attenzione durante gli esercizi. Uno step successivo del lavoro di Tesi, riguarderà il perfezionamento dell’interfaccia multi-feedback e del modello computazionale di controllo motorio per pazienti post-ictus.

R. Secoli



# Sommario

Lo scopo della Tesi di Dottorato in esame ha riguardato lo studio di nuovi controlli per robot adibiti alla riabilitazione degli arti superiori di pazienti post-ictus al fine di migliorare gli attuali sistemi in uso, facendo particolare attenzione ad aumentare l'interazione tra il Paziente ed il robot, per aumentare lo stimolo neuronale e quindi il recupero motorio.

La Tesi si articola in tre parti principali: la prima riguarda lo studio degli attuali modelli di controllo motorio ("motor control") e i modelli di recupero motorio ("motor learning"), al fine di riuscire a focalizzare le strategie per migliorare i nuovi modelli computazionali; una seconda parte riguarda la progettazione e la realizzazione di un prototipo di macchina planare a cavi per la riabilitazione dell'arto superiore includendo un controllo che ottimizzi l'interazione tra paziente e robot, a tale scopo é stato implementato e opportunamente modificato un controllo realizzato presso l'Universitá della California dal Prof. D. Reinkensmeyer, denominato "assistive-as-needed", la cui efficacia é stata verificata con test clinici. Come parte conclusiva del lavoro, é stato proposto un modello computazionale di motor control che includa un sistema multifeedback. Per verificare le prime ipotesi sul modello computazionale, é stata realizzata un'interfaccia multifeedback e sono stati svolti degli esperimenti clinici per indagare il ruolo del feedback sonoro nel controllo motorio umano per l'esecuzione degli esercizi riabilitativi, in particolare analizzando le performance in termini di miglioramento dell'attenzione dei Pazienti, in un ambiente in cui siano presenti dei distrattori visivi.



# Parte I

## Motor Learning e Motor Control



# Capitolo 1

## L'ictus

L'**ictus** cerebrale rappresenta la seconda causa di morte a livello mondiale, la terza in Italia e negli altri Paesi industrializzati dopo le malattie cardiovascolari e le neoplasie, causando il 10-12 % di tutti i decessi per anno [40, 41]. L'ictus, inoltre, rappresenta la prima causa di invalidità (35% dei pazienti) con un rilevante impatto individuale, familiare, sociosanitario ed economico.

L'**incidenza** dell'ictus aumenta progressivamente con l'età raggiungendo il valore massimo negli ultra ottantacinquenni. Il 75% degli ictus colpisce soggetti di oltre 65 anni, mentre il numero di ictus in Italia, si aggira attorno ai 27.000 casi sui 196.000 annuali (circa il 20% del totale é costituito da recidive). Se l'incidenza dovesse rimanere costante, si calcola che l'evoluzione demografica, caratterizzata da un sensibile invecchiamento, porterá in Italia ad un aumento dei casi di ictus nel prossimo futuro [42, 43]. L'aumento dei soggetti anziani e la persistenza dell'abitudine al fumo di sigaretta e di una dieta non adeguata, rendono ipotizzabile il duplicarsi della mortalità mondiale per ictus (attualmente a circa 6 milioni per anno) entro il 2020 [44, 45].

### 1.1 Definizione, eziologia, fattori di rischio e segni di ictus

Secondo la **definizione** dell'WHO/OMS (World Health Organization / Organizzazione Mondiale della Sanità) l'ictus é l'improvvisa comparsa di segni e/o sintomi riferibili a deficit focale e/o globale delle funzioni cerebrali, di durata superiore alle 24 ore o ad esito infausto, non attribuibile ad altra causa apparente se non a vasculopatia cerebrale [46]. Con la cessazione dell'apporto ematico dovuto ad occlusione o ipoperfusione in un vaso cerebrale, si ha la morte delle cellule neuronali nel core dell'area infartuata entro pochi minuti. La zona attorno al core, chiamata penombra ischemica, presenta cellule funzionalmente coinvolte ma ancora vitali per la presenza di circoli collaterali. Questa area puó trasformarsi in infarto per il secondario danno neuronale indotto dalla deleteria cascata di eventi biochimici che si hanno dopo l'ischemia che porta ad effetti citotossici ed eccitotossici. Mentre i processi biochimici del danno ischemico cerebrale sono uniformi, si pos-

sono suddividere le tipologie di ictus in base all'eziologia. La definizione di ictus, infatti, comprende:

- l'**ictus ischemico**, che rappresenta la forma piú frequente di ictus (80% circa) e colpisce soprattutto soggetti di etá superiore ai 65 anni, piú spesso uomini che donne; é una condizione caratterizzata dall'occlusione di un vaso (ischemia) a causa di una trombosi (responsabile di circa il 50% degli ictus) o di un'embolia (l'embolo, trasportato dal flusso sanguigno, é spesso formato a livello cardiaco) o, meno frequentemente, da un'improvvisa e grave riduzione della pressione di perfusione del circolo ematico (causata, ad esempio, da fibrillazione atriale, da infarto, o da anomalie valvolari).
- **ictus ischemico** con infarcimento emorragico, detto **infarto rosso**, si ha quando l'ictus ischemico presenta emorragie dovute alla lesione dei vasi secondaria all'ischemia.
- l'**ictus emorragico** (emorragia intracerebrale primaria) rappresenta il 15-20% dei casi e colpisce soggetti leggermente meno anziani, sempre con lieve prevalenza per il sesso maschile e possiede un alto tasso di mortalitá acuta; é una condizione determinata dalla presenza di un'emorragia intracerebrale non traumatica (spesso causata dall'ipertensione).
- l'**emorragia subaracnoidea** (ESA), circa il 3% dei casi con maggior prevalenza in soggetti femminili di circa 50 anni, é una condizione in cui si verifica la presenza di sangue nello spazio subaracnoideo.
- **TIA** (Transient Ischemic Attack) o **minor stroke**, ovvero **attacco ischemico transitorio** se la durata dell'evento é inferiore alle 24 ore (tipicamente pochi minuti). Gli episodi ischemici cerebrali transitori si manifestano in circa un terzo dei soggetti che in seguito presentano un ictus ischemico definitivo e rappresentano perció un importante fattore di individuazione dei soggetti a rischio di malattia cerebrovascolare grave. I pazienti con ictus ischemico lieve hanno una prognosi a lungo termine simile a quella dei pazienti con TIA, perció molti ritengono che non vi sia una specifica utilitá nel trattarli in modo separato.

Numerosi studi epidemiologici rintracciabili nelle Conference Proceedings della American Heart Association (AHA), che racchiudono in esse revisioni dell'American Stroke Association (ASA) e del Journal of the American Medical Association (JAMA)[47], hanno individuato molteplici fattori che aumentano il rischio di ictus:

- **fattori demografici** (etá, sesso) che non possono essere modificati, ma costituiscono importanti indicatori per definire le classi di rischio;
- **caratteristiche fisiologiche** (pressione arteriosa, colesterolemia, glicemia) che possono richiedere un trattamento farmacologico oltre che misure preventive;

- **abitudini comportamentali** (fumo, consumo di alcool, dieta, esercizio fisico) che possono avvalersi di modificazioni dello stile di vita.

Fattori di rischio modificabili ben documentati sono:

- ipertensione arteriosa
- alcune cardiopatie, in particolare fibrillazione atriale
- diabete mellito
- iperomocisteinemia
- ipertrofia ventricolare sinistra
- stenosi carotidea
- fumo di sigaretta
- eccessivo consumo di alcol
- ridotta attività fisica

Sono stati descritti altri fattori che probabilmente aumentano il rischio di ictus ma che al momento non appaiono completamente documentati; fra questi: ipercolesterolemia (che é il piú importante fattore di rischio modificabile per la malattia coronarica), dislipidemia; alcune cardiopatie (forame ovale pervio, aneurisma settale); placche dell'arco aortico; uso di contraccettivi orali; terapia ormonale sostitutiva; sindrome metabolica ed obesità; emicrania; anticorpi antifosfolipidi; fattori dell'emostasi; infezioni; uso di droghe; inquinamento atmosferico.

La **prevenzione primaria** é considerata la misura piú importante per ridurre il peso sociale dell'ictus. É ormai stabilmente riconosciuto che la prevenzione dell'ictus comincia con il controllo e trattamento dei fattori di rischio sia mediante un "approccio di massa", con l'obiettivo di promuovere stili di vita piú corretti e mirati alla riduzione del livello medio dei fattori di rischio principali nell'intera popolazione, sia tramite una "strategia individuale sul rischio elevato", con il monitoraggio e la cura di soggetti per i quali é riconosciuto un'alta probabilità di sviluppo di ictus.

Durante l'evento ictale compaiono, in modo improvviso e in varie combinazione, questi **segni**:

- difficoltà verbale: non trovare le parole o non comprendere bene quanto ci viene detto (afasia); pronunciare in modo sbagliato (disartria);
- perdita di forza in un lato del corpo: emiplegia o emiparesi;
- formicolii e perdita di sensibilità in un lato del corpo (parestesia) e diminuita risposta relativa a stimolo (emiipoestesia);

- difficoltà alla vista in metà campo visivo (emianopsia);
- vertigini, perdita di equilibrio;
- improvvisa e molto intensa cefalea, nel caso di emorragie più gravi, soprattutto nel caso di emorragia subaracnoidea.

L'ictus é un'urgenza medica che richiede un ricovero immediato in ospedale. Per un'assistenza all'ammalato con ictus, che sia piú efficace ed efficiente, é preferibile che sia effettuata da una **stroke unit** (o almeno da uno **stroke team**), ovvero da strutture e personale dedicato alla cura dell'ictus, dove i pazienti possono essere seguiti da un'equipe multidisciplinare.

## 1.2 Riabilitazione post-ictus

Lo **scopo** dell'**intervento riabilitativo** é quello di promuovere nel paziente un apprendimento di competenze, sfruttando tutti i sistemi funzionali rimasti integri, sviluppando nuove abilità al fine di garantire il raggiungimento del miglior controllo possibile della propria persona e dell'ambiente circostante riducendo la percezione di malessere derivante dalle limitazioni imposte dal danno biologico. Il compito della riabilitazione post-ictus é quello di favorire il recupero, almeno parziale, delle funzioni perse. I pazienti possono presentare, oltre ai postumi dell'evento cerebrovascolare, altri disturbi, come patologie croniche, comorbidità preesistenti o complicazioni dell'evento ictale stesso (spasticità, depressione, malnutrizione, patologie articolari e/o dolorose, cadute . . .). Tali disturbi devono essere adeguatamente valutati e trattati, in quanto altrimenti possono condizionare negativamente il processo riabilitativo. Il progetto riabilitativo dovrebbe essere il prodotto dell'interazione tra il paziente e la sua famiglia ed uno **stroke team** interprofessionale coordinato da un esperto nella riabilitazione dell'ictus. Secondo la guida del Ministero della Sanità per le attività di riabilitazione [48] le varie fasi dell'assistenza a fini riabilitativi sono caratterizzate da interventi che si distinguono in relazione alla loro complessità ed alla quantità di risorse assorbite e si distinguono in:

- attività di **riabilitazione intensiva**, che richiedono un elevato impegno professionale ed una durata globale dell'intervento assistenziale a fini riabilitativi di almeno tre ore al giorno;
- attività di **riabilitazione estensiva o intermedia**, caratterizzate da un impegno riabilitativo di durata compresa fra una e tre ore giornaliere ed un forte impegno assistenziale.

É opinione diffusa che la realizzazione di un trattamento rieducativo della intensità massima tollerata dal paziente migliori l'esito finale. La durata di tale approccio é variabile nelle diverse condizioni: si parte da 20-40 minuti al giorno, mentre negli studi clinici che hanno coinvolto le **stroke unit** i pazienti ricevevano in



media 45 minuti di rieducazione motoria e 40 minuti di terapia occupazionale per giorno feriale. Naturalmente, la durata del trattamento riabilitativo non appare rilevante in fase acuta, quando risulta cruciale l'organizzazione e la collaborazione infermiere-terapista che amplifica il nursing in ottica riabilitativa, estendendolo a tutta la giornata.

Numerose ricerche hanno prodotto risultati molto contrastanti riguardo la richiesta di intensità nella riabilitazione. Tuttavia, i più recenti studi di metanalisi concordano nel ritenere **necessaria un'attività riabilitativa che sia precoce ed intensiva**, senza giungere ad una quantificazione in merito. Nonostante il dibattito sia tuttora aperto e non si conosca la soglia minima di trattamento al di sotto del quale l'approccio riabilitativo non offre apprezzabili benefici, le linee guida del Royal College of Physicians of London [49] sottolineano la necessità di offrire al paziente quanta più terapia egli possa tollerare, che questa sia orientata verso abilità a contenuto pratico e che, comunque, i pazienti, sottoposti a trattamento riabilitativo intensivo, siano trattati con assiduità ed incontrino i fisioterapisti tutti i giorni lavorativi.

È infine da sottolineare che le esperienze descritte a riguardo della routine operativa di strutture assistenziali ben organizzate, identificavano la rarità di una durata superiore alle due ore di fisioterapia giornaliera nella fase più precoce della riabilitazione, sia per la scarsa resistenza del paziente che per motivi organizzativi.

Il percorso assistenziale a fini riabilitativi è caratterizzato da obiettivi diversi a seconda delle esigenze correlate alla fase clinica. In linea generale, le finalità degli interventi che si realizzano in tempi diversi rispetto all'evento ictale possono essere distinte come segue:

- **fase di acuzie:** ha inizio dopo una approfondita diagnosi e l'avvio dell'adeguata terapia farmacologica che prevede, nel caso di ictus ischemico, lo scioglimento del coagulo (trombolisi) entro le prime tre ore (golden hours) dall'evento e l'impedimento della formazione di ulteriori trombi attraverso farmaci antiaggreganti. Tale periodo assistenziale viene definito come fase di prevenzione del danno secondario, infatti nelle prime 48 ore dall'esordio dell'ictus vengono sorvegliate le funzioni vitali (ritmo cardiaco e frequenza cardiaca, pressione arteriosa, saturazione dell'ossigeno nel sangue e temperatura) e lo stato neurologico. Si monitorizza costantemente l'evoluzione del paziente, ponendo attenzione alle possibili complicazioni al fine di:
  - minimizzare il rischio di morte del paziente per cause cerebrali, cardiocircolatorie, respiratorie, infettive, metaboliche;
  - contenere gli esiti della malattia limitando il danno cerebrale e le sue conseguenze;
  - evitare le recidive di danno vascolare dell'encefalo;
  - limitare la comorbidità conseguente al danno neurologico, alle condizioni cardiocircolatorie ed all'immobilità;
  - favorire il recupero delle abilità compromesse dall'ictus allo scopo di promuovere il reinserimento sociale.

Giá nel periodo di acuzie é necessario perseguire obiettivi correlati alla riabilitazione, ovvero la prevenzione della disabilità (mobilizzazione ed interventi riabilitativi precoci), integrati con il programma diagnostico ed il trattamento di emergenza. La fase di acuzie comprende anche il periodo di stabilizzazione clinica, durante il quale al paziente non possono essere richieste prestazioni di particolare impegno;

- fase immediatamente successiva all'acuzie, quando il quadro clinico é stabilizzato e l'intervento riabilitativo puó positivamente influenzare i processi biologici che sottendono il recupero, nel momento in cui la disabilità é maggiormente modificabile. Tale condizione, definita "**fase riabilitativa**", puó prevedere una presa in carico con modalità intensiva o estensiva, a seconda del fabbisogno riabilitativo ed assistenziale, e richiede la disponibilità delle risorse, individuali e contestuali, che garantiscono il massimo impegno nell'attività a fini riabilitativi e puó ripetersi in caso di riacutizzazioni o recidive dell'evento patologico;
- **fase di completamento del processo di recupero** previsto dal progetto riabilitativo, che in genere é caratterizzata da interventi riabilitativi di tipo estensivo;
- **fase del mantenimento e/o di prevenzione della progressione della disabilità**, che si protrae per tutta la sopravvivenza residua ed é finalizzata al mantenimento delle prestazioni acquisite, al controllo periodico dei fattori di rischio di ulteriori eventi disabilitanti, alla prevenzione delle capacità funzionali favorite dall'invecchiamento ed alla organizzazione dell'attività quotidiana in maniera adeguata alle caratteristiche individuali ed ambientali.

### 1.2.1 Neuro-plasticità e basi biologiche del recupero funzionale

Per **neuroplasticità** s'intende la capacità del Control Neural System (CNS), di andare incontro a modificazioni strutturali e funzionali in risposta ad eventi fisiologici (durante lo sviluppo del CNS la plasticità é massima), in risposta a stimoli ambientali (ad esempio l'apprendimento), e ad eventi patologici. Nei pazienti con lesioni del CNS i fenomeni di neuroplasticità rappresentano i meccanismi alla base del recupero spontaneo e se ben interpretati, possono costituire una base razionale per promuovere approcci riabilitativi mirati, fornendo adeguati stimoli ambientali incoraggiando questi fenomeni di neuroplasticità.

La sfida delle neuroscienze sta nel capire pienamente i processi di neuroplasticità e di riorganizzazione funzionale dopo un danno cerebrale, presupposto indispensabile al fine di prevederli e porli in relazione con la riabilitazione motoria, con lo scopo di scoprire modi e mezzi per "evocarla, migliorarla e guidarla".

Fino a poco tempo fa, gli esperti di neuroscienze erano scettici circa l'eventualità che l'esperienza potesse modificare il cervello. Gli studi di Merzenich e Kaas

[50, 51, 52], però, hanno dimostrato per la prima volta che l'esercizio pratico può portare a cambiamenti nella rappresentazione corticale dei distretti più attivi corrispondenti. Molti altri studi hanno avvalorato l'idea di un cervello plastico anche in età avanzata. Ma è con i lavori di Nudo et al. [31] che si prova che dopo un danno cerebrale è possibile indurre dei cambiamenti morfologici capaci di migliorare la performance. Il risultato di questi studi suggeriscono che il training dopo una lesione può rilanciare la plasticità neurale ed il recupero funzionale dell'arto. La terapia riabilitativa, infatti, evita un'ulteriore perdita della rappresentazione della mano nella corteccia intatta e induce un'espansione del territorio della mano nella corteccia adiacente, in associazione con il recupero di movimenti di abilità. Anche se negli anni passati diversi scienziati avevano palesato la possibilità di una riorganizzazione corticale dopo una lesione, il mondo scientifico ha definitivamente accettato questa tesi solo dopo la pubblicazione del lavoro di Liepert, Taub e coll. [32] che conferma, non solo il fatto che il cervello umano è fisiologicamente sensibile all'esperienza, ma soprattutto che questa plasticità si mantiene nei casi di lesione. Questa è la prima dimostrazione, nell'essere umano, di un'alterazione a lungo termine nella funzione cerebrale associata ad un miglioramento indotto dalla riabilitazione dopo un danno neurologico.

*L'apprendimento di nuove abilità motorie con un CNS intatto e il recupero di abilità precedentemente apprese, che sono state perse dopo un danno al CNS sembrano essere simili nei vari aspetti.*

Il cervello ha, dunque, la possibilità di compensare le lesioni cerebrali con meccanismi specifici e la neuroplasticità è il substrato biologico che più soddisfa le esigenze di collegamento tra recupero e premesse fisiologiche. Tale fenomeno poggia fondamentalmente su due processi: **la riorganizzazione funzionale dei circuiti neuronali e il ricostruzione strutturale dei circuiti stessi.**

Nel caso della **riorganizzazione funzionale** il recupero è da attribuire a strutture integre che assolvono nuove funzioni normalmente non di loro pertinenza, senza che per questo esse siano costrette ad abbandonare le funzioni che fino a quel momento avevano normalmente svolto. Infatti, secondo il concetto di ridondanza, il nostro cervello ha molti più neuroni di quanti ne usa effettivamente, per cui se una parte va distrutta, altre ne vicariano le funzioni [53].

Il **riarrangiamento strutturale** consiste, invece, in quei processi di ricostituzione anatomica dei circuiti stessi nei punti in cui essi erano stati interrotti dalla causa lesiva. Tali meccanismi si identificano in una serie di processi essenzialmente a carico delle cellule nervose integre situate in aree topograficamente adiacenti all'area cerebrale lesa. La rigenerazione vera e propria degli assoni lesi è stata osservata solo sporadicamente, mentre un ruolo fondamentale è da attribuire alla neoformazione di connessioni sinaptiche (sinaptogenesi) per effetto di uno sprouting assonale (si verifica anche durante il normale sviluppo), terminale o collaterale, che tende ad occupare i siti rimasti vacanti [54, 55, 56]. Con lo **sprouting** i neuroni perilesionali sopravvissuti all'ictus iniziano ad emettere dei "germogli". Il risultato è una crescita di fibre nervose che raggiungono nuove terminazioni cellulari, comportando, così, un'espansione territoriale di innervazione dal neurone di origine. In questo modo il circuito rimasto momentaneamente aperto torna a

chiudersi. Lo sprouting può essere: terminale, se avviene a livello della terminazione assonale; collaterale, se l'assone della cellula nervosa integra emette prima della sua terminazione un nuovo ramo collaterale dotato di sue proprie terminazioni sinaptiche.

Recenti studi hanno preso in esame la riorganizzazione del sistema motorio umano dopo un ictus durante compiti definiti. I risultati, oltre ai cambiamenti nell'emisfero danneggiato, dimostrano modificazioni anche in quello sano. Nel corso di lesioni cerebrali circoscritte è dimostrata una riduzione funzionale acuta e reversibile determinata da una diminuzione del metabolismo energetico e della funzionalità di aree cerebrali distanti dall'area lesa, ma connesse ad essa. Tale fenomeno sarebbe dovuto ad un'improvvisa interruzione del flusso di segnali dalla zona lesa alle zone lontane e questa interruzione di afferenze produce, nelle aree che le ricevono, una temporanea situazione di shock, con conseguente ipometabolismo e ridotta funzionalità, denominata "diaschisi" (o "sindrome da disconnessione").

Quando sono danneggiate larghe aree della corteccia, il tessuto sopravvissuto intorno al punto colpito può essere insufficiente a permettere una riorganizzazione somatotopica. In queste situazioni è più probabile che le rappresentazioni si "spostino" verso aree che sono strettamente legate funzionalmente (non per forza in prossimità fisiche vicine), proponendo l'esistenza di "meccanismi di processi paralleli" che si assumono la responsabilità delle funzioni delle aree danneggiate. Il reclutamento di aree corticali remote è causata principalmente da una lesione della corteccia motoria, dovuta probabilmente ad una modificazione del bilanciamento tra eccitazione e inibizione cortico-corticale.

Uno studio [57] condotto su alcuni pazienti colpiti da un tumore cerebrale nelle aree di controllo del movimento della mano, ha evidenziato che, nonostante il danno, tutti avevano ottenuto un discreto recupero. I ricercatori evidenziarono che quando i pazienti muovevano le dita si attivavano aree dei centri motori che normalmente davano istruzioni a parti del corpo completamente diverse. Addirittura in alcuni di questi soggetti aree cerebrali totalmente al di fuori di quelle motorie si attivavano e sembravano presiedere ai movimenti delle dita. È questo il caso di una riorganizzazione su larga scala del sistema di connessioni neuronali. In uno studio con indagini PET e fMRI, Romy-Brami [58] ha osservato che, in pazienti post-stroke, la riorganizzazione neuroplastica dinamica è biemisferica. L'uso della mano paretica porta al reclutamento di aree non attivate con i movimenti della mano non paretica, come ad esempio a SMC ipsilaterale, la SMA e le aree frontale premotoria e parietale superiore. Queste aree inizialmente reclutate, possono persistere nel corso delle diverse sessioni, cioè anche per mesi soprattutto in caso di lesione della M1 (Primal Motor Cortical Area), per ogni livello di recupero funzionale. In alcuni pazienti il reclutamento tende a diminuire con il tempo, fino ad interessare solamente la SMC contro laterale. Tuttavia, il recupero funzionale non dipende dalla tipologia di plasticità, ovvero se essa determina solo un reclutamento, o anche una successiva focalizzazione.

Un buon grado di recupero che avviene durante i primi giorni dopo un ictus, è dovuto a fattori come il riassorbimento dell'edema (che si verifica dopo quattro-sei ore e fino a quattro-sette giorni), del tessuto necrotico, del sangue, la risoluzione

dell'edema, o a fattori dipendenti dalle condizioni di equilibrio metabolico dell'area perilesionale. I cambiamenti della riorganizzazione corticale che avvengono rapidamente (in poche ore) fanno presupporre che il tempo sia troppo breve per la formazione di nuove connessioni. La spiegazione per queste rapide modificazioni sono, quindi, basati su preesistenti circuiti, come l'aumento di potenza sinaptica, per esempio da aumentata attività o da un meccanismo come la LTP, o per l'attivazione di sinapsi latenti [56, 59], le quali possono essere anatomicamente presenti, ma funzionalmente non attive. Studi anatomici e neurofisiologici sembrano indicare che i cambiamenti che si sviluppano più lentamente possono, invece, coinvolgere sinaptogenesi e sprouting assonali. Il recupero della funzionalità motoria dipende dalla quantità di fibre intatte nel tratto corticospinale danneggiato: se sono rimaste in un numero insufficiente, la plasticità corticale rimarrà comunque inefficace [60].

A livello non più biologico, ma comportamentale, il ripristino delle attività abituali del soggetto colpito da ictus si basa sui processi di **recupero intrinseco e/o compensatorio**.

La presenza di **recupero intrinseco**, che si realizza con riadattamento funzionale spontaneo in assenza di un trattamento rieducativo, ma basandosi sui fenomeni neuroplastici di riorganizzazione funzionale e riarrangiamento strutturale appena descritti, consente di realizzare un recupero intrasistemico, ossia il ripristino di modalità funzionali sovrapponibili a quelle premorbose; al contrario, possono essere necessari interventi riabilitativi volti al **recupero compensatorio** o mirato al ripristino dell'autosufficienza nella cura di sé e nelle attività complesse della vita quotidiana (ADL secondarie).

In modo schematico si potrebbe pensare al **recupero funzionale** come ad un processo lineare che imbocchi prima la strada del recupero intrinseco, poi eventualmente quella del recupero compensatorio, nella quale la proposta assistenziale si fonda su bagagli terapeutici distinti. La sequenza temporale delle due modalità di recupero fa sì che neppure una scelta dichiaratamente "compensatoria" lo sia completamente in tutto il profilo temporale del recupero funzionale: infatti, anche le strategie riabilitative finalizzate al ripristino dell'attività compromessa dal danno cerebrale attraverso modalità diverse da quelle attuate prima della malattia, possono assumere connotati diversi a seconda dell'entità e delle caratteristiche del recupero intrinseco, cioè delle funzioni senso-percettive del paziente e della fase precoce o stabilizzata. Tuttavia, il recupero intrinseco che si verifica nella prima fase seguente l'ictus non è sufficiente e, se non controllata, può portare a modifiche del CNS nella direzione opposta a quella desiderata.

Approcci fisioterapici possono incoraggiare movimenti compensatori al fine di ottenere un miglioramento immediato della funzionalità che, tuttavia, a lungo termine portano a risultati molto inferiori a quelli ottenibili recuperando i patterns motori normali. Studi di Nudo su umani [31] e su scimmie [61] dopo ictus hanno dimostrato che il recupero funzionale e la neuroplasticità dopo una lesione corticale dipendono dall'intensità della terapia senso-motoria e che l'uso di movimenti compensatori può incrementare la funzionalità motoria, anche se rimane povera e limitata rispetto al recupero di patterns motori normali.

Il compito della riabilitazione neurologica é quello di indirizzare il CNS verso un recupero delle funzioni che produca l'outcome desiderato, sfruttando, ottimizzando e potenziando i meccanismi fisiologici, come il recupero intrinseco neuroplastico.

### 1.3 Riabilitazione motoria post-ictus

Nella pratica clinica, in assenza di modelli ben strutturati delle condizioni funzionali che sottendono il processo di recupero motorio, il paziente con esiti di ictus si presenta come portatore di risposte all'improvvisa disabilità, del tutto individuali e mutevoli nel tempo; tale condizione fa sì che a guidare la scelta tecnica da parte del team riabilitativo rimanga la valutazione globale del paziente. La tipologia dell'intervento si differenzia a seconda degli obiettivi dell'assistenza riabilitativa motoria che sono perseguiti nella varie fasi del trattamento. Si possono individuare sette fasi del comportamento motorio degli arti plegici in seguito ad evento ictale:

- I fase: flaccidità, nessun movimento é possibile.
- II fase: iniziale sviluppo della spasticità e delle sinergie di base degli arti o alcune loro componenti possono comparire come reazioni associate; possibile presenza di movimenti volontari accennati.
- III fase: acquisizione del controllo volontario delle sinergie di base anche se realizzate parzialmente; la spasticità diventa marcata.
- IV fase: possibilità di realizzare alcune combinazioni di movimenti che non seguono gli schemi delle sinergie di base (inizialmente con difficoltà poi con maggiore facilità); la spasticità inizia a diminuire.
- V fase: si apprendono combinazioni di movimenti più vari e più difficili dato che le sinergie di base perdono la loro dominanza sulle attività motorie; la spasticità continua a diminuire.
- VI fase: scomparsa della spasticità e diventano possibili movimenti articolari isolati e la coordinazione si avvicina alla normalità.
- VII fase: funzione motoria normale.

In **fase acuta** l'obiettivo é la prevenzione della disabilità motoria secondaria e terziaria (intesi come menomazioni strutturali o funzionali che compromettono le possibilità di recupero) post-ictale che viene ottenuta principalmente mediante:

- la mobilizzazione precoce (igiene articolare), riportata universalmente come importante al contenimento della rigidità articolare indotta dalle condizioni di immobilità e dalle limitazioni funzionali tipiche di questa fase post-ictale.

Il contenimento della rigidità articolare avviene tramite mobilizzazione passiva degli arti paretici o plegici secondo tutto il range di movimento delle articolazioni per almeno 3-4 volte al giorno, già nelle prime fasi post-ictus;

- prevenire patologie articolari, la più frequente delle quali è la spalla dolorosa, osservabile tra il 16% ÷ 84% dei pazienti, e riconducibile a cause locali (sublussazione, lesioni cuffia rotatori, capsulite adesive, tendiniti, spasticità) o non locali (cervicopatie, dolore talamico, ecc.). Il corretto posizionamento del paziente, in fase acuta ed una corretta gestione dello stesso durante i passaggi e i trasferimenti posturali è importante al fine di ridurre il rischio di traumatismi da stiramento della spalla.
- evitare il fenomeno del "learning non use" ("non uso appreso"), eventualmente tramite l'impegno dell'arto paretico in attività bimanuali; Taub et al. [62] hanno dimostrato che il recupero motorio in pazienti con emiparesi può essere limitato dalla mancanza di esercizio dell'arto affetto, a causa del "learned disuse" per cui è importante prevenire, nella prima fase seguente l'evento ictale, lo sviluppo di forti ed efficienti compensazioni.
- la verticalizzazione precoce viene suggerita da alcuni clinici già nelle prime 24 ore, o comunque entro il terzo giorno, indipendentemente dall'eziologia ischemica o emorragica dell'ictus, a meno di condizioni cardiocircolatorie che rappresentino una controindicazione assoluta all'avvio del programma di recupero della postura, caso in cui alcuni sconsigliano di alzare la testa del paziente dal letto prima della 5a giornata, specie in caso di lesioni dei grandi vasi, emodinamicamente significative, per la potenziale riduzione del flusso cerebrale, secondaria alla verticalizzazione ed ai passaggi posturali elementari precoci.

In fase **post-acuta** si realizzano i programmi rieducativi, fondati su proposte più strutturate di apprendimento di nuove strategie, volte ad assicurare le prestazioni compromesse dal danno cerebrale, che devono svolgersi in un contesto pedagogico caratterizzato da:

- intervento nell'ambito della "zona di sviluppo potenziale";
- apprendimento graduale, per livelli progressivi di complessità, sufficientemente lento da garantire correttezza e sicurezza, gratificante nel raggiungere obiettivi prefissati;
- istruzioni formulate mediante messaggi efficaci;
- rinforzo del comportamento appreso (feed-back fornito dalla conoscenza della performance e del risultato);
- compiti congruenti alle abilità che si intendono recuperare;
- recupero di abilità e conoscenze che influenzino positivamente l'attività abituale del paziente;

- ripetizione autonoma delle prestazioni apprese;
- descrizione delle sensazioni percepite dal paziente durante il trattamento (che cosa sente e che cosa prova durante l'esercizio, in particolare l'esercizio di riconoscimento);
- incoraggiamento ed esaltazione della partecipazione all'attività fisica e ai programmi assistenziali in modo attivo.

É in questa fase post-acuta di recupero che si devono ottenere i piú significativi outcomes funzionali della riabilitazione. Come descritto in precedenza, il recupero post-ictale puó essere basato su due diverse metodiche:

- **tecniche compensatorie**, mirate al recupero di abilità compromesse dalle ridotte prestazioni conseguenti alla lesione cerebrale. Esse consistono nell'apprendimento di strategie mirate a recuperare l'autonomia anche con l'uso di ausili ed ortesi (esempi sono l'imparare a scrivere con la mano sinistra in un emiparetico destro, vestirsi con una sola mano, deambulare utilizzando schemi patologici o con l'utilizzo di ausili ecc);
- approcci basati sull'**apprendimento motorio** (motor learning) educano il paziente all'adattamento ad uno specifico contesto ambientale superando le difficoltà legate alla situazione morbosa specifica, sfruttando i fenomeni fisiologici del recupero intrinseco e mirando a riottenere un controllo nervoso sugli arti paralizzati al fine di permettere il ripristino di una funzionalità normale.

Esiste un'ampia documentazione sulla finestra temporale utile a promuovere il recupero funzionale intrinseco dopo ictus, che documenta come il deficit motorio selettivo subisca un'evoluzione favorevole che raggiunge un plateau, in media, entro i primi 3 mesi dall'evento. Alcune menomazioni, come la disfagia, hanno storia piú breve, andando incontro, in media, a risoluzione spontanea, generalmente entro le prime 2-3 settimane dall'esordio. Superato questo termine, risultati funzionali significativi possono essere ottenuti sfruttando strategie compensatorie, piuttosto che "ristorative" di apprendimento motorio.

### 1.3.1 Riabilitazione neuromuscolare dell'arto superiore paretico

Recentemente, molte delle proposte suggestive nell'ambito della ricerca in riabilitazione neurologica e, nello specifico, nella riabilitazione post-ictus, si sono sviluppate nel settore dei trattamenti dedicati al recupero motorio dell'arto superiore. La dimensione del problema giustifica questa attenzione particolare, se si considera che la proporzione di soggetti suscettibile di sviluppare una persistente plegia dell'arto superiore a seguito di ictus sfiora il 20%, mentre tra coloro che mostrano una funzionalità residua solo il 15% presenta un recupero completo. Il recupero funzionale dell'arto superiore rappresenta un obiettivo a breve e medio



termine del progetto riabilitativo.

Come precedentemente descritto, la riabilitazione in fase acuta tende a focalizzare l'attenzione sul recupero precoce del controllo posturale, del cammino e della mobilità generale e questo ha contribuito in passato a enfatizzare l'addestramento del paziente all'impiego di strategie compensatorie eseguite con l'arto superiore non paretico al fine di promuovere il recupero della autonomia nelle ADL e il precoce rientro a domicilio. Questa tendenza é apparsa in contraddizione con le indicazioni che nel frattempo provenivano dagli studi sulla riorganizzazione corticale post-lesionale e sulla sua stretta dipendenza dalla realizzazione di un addestramento motorio ripetitivo e intensivo dell'arto paretico.

Nella prospettiva di rendere praticabile un **motor re-learning** fin dalla fase subacuta, anche in soggetti con grave deficitá di controllo del movimento dell'arto superiore, sono pertanto state messe a punto soluzioni tecnologiche diverse, la cui eterogeneitá riflette l'incompleta definizione dei meccanismi alla base della neuroplasticitá post-lesionale, la cui reale efficacia é ancora da definire in modo assoluto. Nel corso dei decenni le proposte di trattamenti riabilitativi dedicati al recupero post-ictus si sono moltiplicate. Generalmente, la riabilitazione neurologica ha visto il succedersi, per apposizione, ma non per sostituzione, di tecniche ispirate a presupposti teorici differenti. Pertanto, *il primo modello di rieducazione proposto é quello "ortopedico"*, basato sull'allenamento muscolare; recentemente si é enfatizzato il ruolo del rinforzo muscolare isolato e dell'esercizio aerobico e si é proposto l'esercizio terapeutico in acqua, come generatore di apprendimenti stabili ed efficaci, caratterizzati da un livello di complessitá superiore agli adattamenti spontanei generabili in ambiente gravitazionale. Negli anni '50-'60 con Rood e Kabat sono state proposte sulla scorta di principi neurofisiologici della facilitazione neuromuscolare, applicazioni tecniche mirate ad sollecitare e rinforzare il movimento volontario. Nel 1969 i coniugi Bobath davano compiutezza ad un intervento riabilitativo che presupponeva la conoscenza dei meccanismi riflessi delle risposte posturali e della loro evoluzione ontogenetica, ottenendo un successo tuttora riconosciuto nella gestione dell'emiparesi spastica conseguente ad ictus. Solo nel 1982, veniva introdotta una tecnica di apprendimento motorio cosiddetta "task-oriented" la cui ispirazione proveniva da studi sul recupero funzionale in modelli animali, che propugnavano una teoria di controllo centrale del movimento secondo la quale tutti i sistemi senso-motori cooperano per raggiungere uno specifico compito e ció é vincolante ai fini del recupero motorio.

L'accumularsi di evidenze in merito ai fenomeni di neuroplasticitá nel cervello adulto lesa e alla rilevanza delle afferenze sensoriali nel promuovere la riorganizzazione di aree corticali ha quindi prodotto il fiorire di proposte terapeutiche basate su varie tecniche.

Alcuni approcci focalizzano la strategia terapeutica sull'attivazione intensiva dell'arto paretico, contemporaneamente alla restrizione dell'arto sano, chiamata "constraint-induced movement therapy and forced use" (CIM), ipotizzando che l'uso preferenziale dell'arto sano in modalitá compensatoria possa inibire i processi di riorganizzazione corticale deputati al recupero dell'arto paretico. Altri, invece, promuovono lo sviluppo di tecniche intese a favorire l'addestramento del-

l'arto paretico mediante la ripetizione bilaterale di atti motori, sostenendo che sia la pianificazione quanto l'esecuzione di movimenti bilaterali realizzino un impatto favorevole sui processi di plasticità corticale, ovvero sul recupero implicito.

Nell'ambito delle tecniche di potenziamento della stimolazione afferente mirata a promuovere la riorganizzazione corticale, l'agopuntura ha riscosso un discreto successo, anche se non è stato dimostrato un sicuro beneficio funzionale nell'ambito di un programma riabilitativo destinato al paziente post-ictus.

Gli approcci terapeutici volti a promuovere il recupero intrinseco adottano anche strategie di integrazione sensori motoria, in quanto alcuni studi hanno associato il potenziamento della stimolazione afferente con ampliamento della rappresentazione corticale dell'arto paretico correlabile a fenomeni di neuroplasticità, mediante feedback elettromiografico, stimolazione elettrica funzionale e stimolazione neuromuscolare indotta dalla registrazione elettromiografica. L'elettrostimolazione si basa essenzialmente su tecniche di stimolazione elettrica funzionale (FES), che produce contrazione muscolare in maniera programmabile, al fine di promuovere il recupero, ridurre la spasticità o favorire l'allineamento dei capi articolari, e di stimolazione elettrica transcutanea (TENS), o elettroanalgesia, che stimola a bassa intensità ed elevata frequenza i nervi cutanei, al fine di determinare interferenza con le afferenze nocicettive, senza produrre contrazione muscolare. Esiste infine una forma intermedia di TENS ad alta intensità, che associa teoricamente i benefici delle due predette tecniche.

Studi della seconda metà del secolo scorso suggerivano la possibilità di un miglioramento della performance motoria in seguito all'esecuzione mentale del compito. Approcci proposti inizialmente a soggetti sportivi ed in psicologia, sono stati, dopo diversi anni, adattati ai pazienti con lesioni del sistema nervoso in virtù della dimostrazione sperimentale che l'immaginazione del movimento determina un'attivazione delle stesse aree corticali motorie coinvolte nell'esecuzione del movimento. Esiste una certa evidenza che la tecnica del **motor imagery** (immaginazione motoria), o "**mental practice**" (pratica mentale), sia efficace sul recupero dopo ictus, come terapia addizionale a quella convenzionale.

Tra gli approcci più innovativi in riabilitazione neurologica emerge la **realtà virtuale**, che talvolta integra o si combina con la mental practice. La scoperta del sistema dei "mirror neurons", i quali si attivano sia durante l'esecuzione che durante l'osservazione di un movimento, ha rappresentato la base neurofisiologica per l'introduzione del concetto di osservazione del gesto come terapia. Generalmente i pazienti vengono posti di fronte allo schermo di un PC o indossano occhiali modificati con i quali osservano movimenti da loro compiuti di varia complessità, permettendo una notevole flessibilità nella possibilità di esercizi, ma allo stesso tempo garantendo una profonda immersione in un ambiente reale virtualizzato.

### 1.3.2 Utilizzo di robot nella riabilitazione dell'arto superiore

Nell'ultimo decennio é nato un crescente interesse verso la creazione ed il controllo di apparecchi robotici per la riabilitazione seguente un danno neurologico. Le terapie fisiche tradizionali possono migliorare il recupero funzionale post-stroke, ma sono costose, richiedono molta forza lavoro e devono essere durature. Per questo, l'utilizzo dei robot é benefico, in quanto richiede una forza lavoro minore, permette una terapia piú duratura, piú intensa, rende possibile una valutazione oggettiva e quantitativa della disabilitá del paziente e della sua evoluzione ed é in grado di fornire stimoli multisensoriali anche modificati.

Un dispositivo robotico puó essere considerato come un'estensione della Virtual-Reality in quanto, oltre a permettere tutti i vantaggi da essa offerti, é caratterizzato da un'interazione di forza con il paziente guidandolo nel movimento e fornendogli feedback propriocettivi.

Il campo della riabilitazione motoria robot-assistita ha inizio nel 1997 con la pubblicazione dei risultati del primo studio clinico del MIT-MANUS, un robot planare per la riabilitazione dell'arto superiore[63]. Tale studio concluse che pazienti in fase sub-acuta post-stroke manifestano un recupero funzionale maggiore se ricevano assistenza robotica oltre alla terapia tradizionale.

Da allora decine di gruppi di ricerca sono stati finanziati da agenzie pubbliche e private nello sviluppo di dispositivi robotici per la riabilitazione degli arti. Studi clinici si sono susseguiti e una recente recensione sistematica dei robot per riabilitazione motoria post-stroke ha concluso che la terapia robotica é utile per migliorare la forza degli arti e puó promuovere il recupero motorio piú della terapia tradizionale [64]. Nonostante ció, il campo della riabilitazione robotica deve ancora superare sfide importanti [65].

La terapia robotica assistita ha portato a buoni risultati ma senza un eccessivo salto di qualità nella terapia rispetto alla terapia tradizionale. Gap ridotto a causa del limitato campione sperimentale e dalla specifica tecnica riabilitativa utilizzata[66]. Tuttavia, i miglioramenti significativi nell'abilita motoria riscontrati, giustificano il training ripetitivo di movimenti come una valida strategia per il recupero del impedimento dell'arto superiore emiparetico in seguito a stroke, con o senza l'uso di dispositivi robotici e l'attivazione volontaria e task-related del sistema motorio danneggiato é lo stimolo chiave per il recupero funzionale dopo l'ictus.

Non é stato ancora dimostrato che i robot sono necessari per raggiungere determinati livelli di recupero, ovvero, certi risultati di recupero si possono raggiungere anche senza l'utilizzo di robot. Infatti, come dimostrato in [66] **ció che stimola il recupero funzionale, é lo sforzo che il paziente riesce ad esprimere.**

Il problema fondamentale che impedisce alla terapia motoria robotica di svilupparsi in modo definitivo, garantendo benefici ora solo sperati, é la mancanza di una conoscenza certa e dettagliata riguardo il processo di motor learning durante la riabilitazione neurologica, ovvero come il sistema senso motorio si riorganizza in seguito a terapia riabilitativa. Ricerche sulla risposta del sistema motorio al-

l'allenamento hanno permesso importanti passi in avanti nell'ultimo ventennio, tuttavia, le conoscenze dei meccanismi comportamentali che causano questa riorganizzazione sono ancora limitate: si sa che é promossa dalla ripetizione con attiva partecipazione del paziente [31, 32] e che gli errori cinematici guidano l'adattamento motorio [33, 67], ma la precisa modalitá con la quale l'impegno mentale, la ripetizione e gli errori cinematici si traducono in uno schema di recupero, non é ancora stata definita. Questo vuoto di conoscenza rappresenta un problema, perché non essendoci basi teoriche sufficientemente solide, non si é in grado di sintetizzare meccanismi, algoritmi ed iter terapeutici ottimali sui quali fondare la progettazione di dispositivi per la terapia riabilitativa robotica.

## Capitolo 2

### Il Movimento

La nostra capacità di movimento si é rivelata essenziale per lo sviluppo evolutivo, non meno importate dello sviluppo delle capacità intellettuali ed emotive.

I movimenti compiuti possono essere **volontari, oppure involontari**; quest'ultimi, controllati dal sistema nervoso autonomo, non arrivano alla coscienza, quindi alla corteccia, ma si basano sulla sensibilità arco riflessa e dunque non sono influenzati da lesioni al CNS. Pertanto, ciò su cui qui si pone attenzione, sono i movimenti volontari.

I movimenti volontari possono essere di varie difficoltà, dal semplice battito delle ciglia ad una complessa evoluzione atletica, ma tutti possono essere suddivisi in due diverse tipologie. Ci sono **momenti definiti geneticamente**, ovvero che appaiono stereotipati in tutti i componenti di una specie animale, legati anche alla crescita ed allo sviluppo dell'esemplare. Un'altra classe riguarda i **movimenti appresi**, "learned", per esempio quelli coinvolti nel compiere un gesto sportivo, per suonare uno strumento musicale, per utilizzare un utensile. Questi "learned movements" sono spesso chiamati "skills". Essi non sono innati nel soggetto, ma per essere fatti propri richiedono lunghi periodi di pratica ed esperienza. Probabilmente, la miglior definizione di "skills" é quella fornita da Guthrie (1952): "un'abilità é la capacità di raggiungere un risultato finale con la massima certezza e il minimo dispendio di energia, o di tempo e energia".

Lo studio del processo di movimento e del suo controllo tramite l'uso di metodi scientifici, necessita di individuare quali siano le informazioni di interesse. Una possibilità é quella di focalizzare l'attenzione sulla natura biomeccanica delle interazioni fra segmenti corporei durante il movimento, oppure si può analizzare come le singole cellule si comportano ed evolvono dal punto di vista fisiologico e/o metabolico, o, ancora, come gruppi di cellule, ad esempio muscoli, nervi, o strutture più o meno complesse si comportano nella loro funzione più globale. Un'altra possibilità é quella di osservare "dall'esterno", ovvero il movimento realizzato, per scovarne i patterns caratteristici di determinate azioni, di particolari gruppi di soggetti, in diverse condizioni ambientali. Ci sono, quindi, vari modi di considerare il fenomeno, ovvero differenti livelli di astrazione nell'analisi del movimento. *Qui l'approccio dell'analisi é a livello comportamentale, focalizzato sugli aspetti cognitivi e di processing delle informazioni.*

## 2.1 Caratteristiche del movimento

Gli studi sul movimento considerano, nella grande maggioranza, azioni di point-to-point reaching sul piano orizzontale. Questa scelta é dovuta al fatto che il movimento é uno dei piú semplici da eseguire, anche per l'assenza di forza di gravitá nei movimenti e per la facilitá di organizzazione sperimentale. L'attenta analisi di questi movimenti, seppur semplici, ha portato a definire caratteristiche valide e comuni a svariate altre tipologie.

Nel 1954 Fitts pubblica un articolo [68] nel quale descrive i risultati di un suo esperimento con il quale richiedeva ai partecipanti di muovere una penna da una regione ad un'altra dello spazio di lavoro. Il risultato dell'esperimento portó a dimostrare che la durata del movimento cresce logaritmicamente in funzione della distanza tra le regioni. Questa relazione é però modulata da due fattori: il primo é la dimensione della regione da raggiungere, poiché al suo diminuire il movimento rallenta determinando la relazione inversa tra velocitá e precisione del movimento. Il secondo fattore é la massa della penna, al cui aumento corrisponde una relazione inversamente proporzionale con la velocitá del movimento. Ció dimostra che la precisione é piú difficile mantenerla all'aumento della richiesta di sforzo. Matematicamente, la legge di Fitts é stata formulata in modi differenti. Un modo abbastanza comune é la formulazione di Shannon, proposta da Scott MacKenzie:

$$T = a + b \log_2 \left( \frac{D}{W} + 1 \right)$$

dove  $T$  é il tempo medio impiegato per concludere il movimento,  $a$  e  $b$  sono costanti empiriche,  $D$  é la distanza dal punto iniziale al centro dell'area,  $W$  é la dimensione dell'area dell'obiettivo. La quantitá

$$\log_2 \left( \frac{D}{W} + 1 \right) c$$

é un indice della difficultá dell'azione motoria.

Un'altra legge, valida per movimenti non rettilinei, é la relazione non-lineare tra la velocitá e le curvature del movimento, chiamata "two-thirds power law" [69]. Tale relazione é formalizzata come:

$$\omega = ck^\beta$$

dove  $\omega$  é la velocitá angolare della mano,  $\kappa$  é la curvatura istantanea del percorso,  $c$  é una costante proporzionale ed il valore dell'esponente  $\beta$  é  $2/3$ .

Nel 1981 Morasso [70] ha osservato che la mano si muove verso un target secondo traiettorie approssimativamente rettilinee, indipendentemente dalla direzione e dall'ampiezza del movimento stesso. Il movimento, inoltre, ha un profilo di velocitá "a campana", con il picco di velocitá proporzionale alla distanza percorsa. Tali caratteristiche forniscono al movimento un aspetto di "dolcezza", di smoothness.

Di Pietro e Krebs ([71] hanno ipotizzato che i movimenti siano formati dalla combinazione di blocchi discreti elementari, chiamati "submovements". Una prova di

questo é il fatto che l'allenamento di una azione, influisce anche altre azioni, ovvero c'è una generalizzazione. I cambiamenti progressivi dei submovements sono stati proposti come un meccanismo sottostante il raggiungimento dello smoothness (osservato da Morasso) del movimento. In particolare, é stato osservato che nei pazienti post-ictus i movimenti compiuti nella prima fase seguente l'evento ictale sono "frammentati" e questa "frammentazione" é altamente stereotipata nelle sue forme. I risultati suggeriscono che il recupero funzionale post-stroke ha inizio con il riacquisire la capacità di generare i submovements e in un periodo di tempo piú lungo, riacquistando le capacità nel combinare i submovements. Con il recupero, infatti, i submovements diventano minori, piú prolungati e piú veloci, permettendo il riacquisire della fluidità, ovvero lo "smoothness" tipica delle persone sane.

Harris e Wolpert [72] hanno notato che maggiori sono i comandi motori, maggiore é l'attività neurale, determinando un aumento della variabilità dell'output motorio dovuto all'aumento del rumore dei processi. Si suppone, cioè, che nei comandi motori la varianza del rumore sia proporzionale al valore medio.

Un'altra caratteristica dei movimenti é la variabilità trial-to-trial, infatti nemmeno per il piú semplice dei movimenti si osserva una performance identica fra diverse ripetizioni.

## 2.2 Contributo sensoriale al movimento

Il comportamento motorio é influenzato direttamente dalle informazioni sensoriali provenienti dagli organi di senso, in grado di percepire le variazioni di energia indotte dal mondo esterno.

Una classificazione delle informazioni sensoriali fornita da Sherrington [73] é la seguente suddivisa in tre categorie:

- **esterocettori**, sensibili a stimoli che si originano all'esterno dell'organismo.
- **proprioettori**, (o intercettori proprioettori) sensibili a stimoli provenienti dall'interno dell'organismo, forniscono informazione riguardante lo stato del proprio corpo nello spazio, ovvero la propria localizzazione e il proprio movimento. La propiocezione, in definitiva, é la coscienza di sé. Mentre, secondo questa definizione di Sherrington, la propiocezione indica la percezione del movimento del corpo e la sua orientazione nello spazio, il termine cinestesia é stato utilizzato per indicare solamente la percezione del proprio movimento. Tuttavia, con il passare del tempo i due termini hanno assunto un significato praticamente sovrapponibile, tanto da poter essere utilizzati come sinonimi.
- **interocettori**, (o intercettori viscerali) sensibili a stimoli provenienti dall'interno dell'organismo fornendo informazione riguardo lo stato degli organi interni e di sensazioni quali ad esempio la fame e la sete; sono quelli meno importanti al fine del movimento.

Un altro metodo di classificazione delle informazioni sensoriali é quello proposto da Winstein [74], che ne considera l'origine e la disponibilità durante l'esecuzione di un movimento classificando i feedback come:

- **intrinseco**, relativo alle informazioni associate al movimento provenienti dal proprio sistema sensoriale. Secondo Schmidt e Wrisberg [75] il feedback intrinseco fornisce informazioni, sia propriocettive che esteroceettive, sia durante che dopo la produzione di movimento.
- **estrinseco**, é l'informazione che proviene da una sorgente esterna e che può arrivare all'esecutore in vari modi (verbale e non - verbale) e in vari tempi (immediatamente dopo, simultaneo o dilazionato nel tempo), andando ad accrescere o in alcuni casi a sostituire l'informazione disponibile naturalmente, cioè il feedback intrinseco. La fonte esterna può essere il terapeuta o un dispositivo come un cronometro, una macchina biofeedback o un robot.

Nel feedback estrinseco si possono ulteriormente distinguere due tipi di informazione: la KR (**knowledge of results**), che riguarda il risultato della risposta in termini di raggiungimento di obiettivi finali, e la KP (**knowledge of performance**), che fornisce indicazioni sulle caratteristiche dell'esecuzione che ha prodotto quel risultato. Se il soggetto non riceve informazione relativa l'outcome del movimento, ovvero il KR, non é possibile un rafforzamento dello schema. Similmente, se non é presente il feedback sensoriale, non é possibile lo sviluppo dello schema di riconoscimento.

La **vista**, definita come "la regina dei sensi", é sicuramente la piú importante sorgente informativa esteroceettiva, permettendo di definire la struttura fisica dell'ambiente e di fornirci le informazioni sul movimento di oggetti nell'ambiente. Tuttavia, é anche una grande fonte di informazione interocceettiva, in quanto permette il riconoscimento dei nostri stessi movimenti nell'ambiente.

Anche l'**udito** é tradizionalmente classificato come esteroceettivo, ad esempio permette di recepire il ticchettio di un temporizzatore, o di ascoltare le indicazioni di un terapeuta. Ma può essere considerato come portatore di informazione interoceettiva: quando eseguiamo dei movimenti produciamo dei suoni e dei rumori che possono essere utilizzati per supervisionare l'azione compiuta.

Gli **apparati vestibolari**, un insieme di sensori (canali semicircolari, utricolo, sacculo) posti nell'orecchio interno che rispondono alle accelerazioni, rendendo possibile la localizzazione e l'orientazione della testa nello spazio e sono necessari per l'equilibrio.

Gli organi di senso presenti a livello **tendineo-muscolare** sono:

- i **fusi neuromuscolari** sono cellule muscolari modificate avvolte da terminazioni neuronali. Quando queste cellule sensoriali sono stirate si ha stimolazione del neurotrasmettitore (trasduzione mecano-elettrica) generando il riflesso spinale di stiramento o miotatico. Sono numerosi e distribuiti nel muscolo. Forniscono, quindi, indicazioni sulla lunghezza del muscolo e sulla velocità di variazione della stessa lunghezza.



- gli **organi tendinei del Golgi** sono disposti nella zona di attacco del tendine al muscolo registrano la tensione muscolo-tendinea e quindi la contrazione muscolare, determinando il riflesso spinale miotatico inverso agendo in difesa del muscolo, prevenendolo da stiramenti eccessivi. Anch'essi, quindi, sono sensibili alla contrazione attiva o allo stiramento passivo e danno informazione circa lo stato tensionale.
- **recettori articolari** sono meccanorecettori di stiramento, a lento adattamento, che segnalano direzione e velocità di movimento nonché la posizione dell'articolazione. Sono meccanorecettori a rapido adattamento sensibili all'accelerazione;

A livello cutaneo si possono distinguere 4 sensi: tatto-pressione (ad es. corpuscolo del Pacini), dolore, freddo e caldo (termocettori). Gli **esterocettori cutanei** importanti dal punto di vista posturale sono recettori sensoriali sensibili a stimoli provenienti dall'esterno, quali il tatto, la pressione cutanea e altre variazioni strutturali di tipo meccanico (meccanocettori). In particolare i **corpuscoli di Vater-Pacini** sono recettori di stimoli vibratorii, specie con frequenza superiore ai 100Hz; altri recettori sensoriali ancora non ben identificati sono sensibili a vibrazioni con frequenze inferiori ai 100 Hz.

Le classificazioni delle informazioni sensoriali e dei relativi organi descritti in precedenza tuttavia non sono definitive; infatti, in base allo scopo per il quale vengono considerate, si possono raggruppare in modi differenti. Nel nostro ambito (come anche nella quasi totalità degli studi di integrazione multi-sensoriale al fine del movimento in ambito della terapia robotica-assistita) una definizione soddisfacente di propriocezione può essere quella proposta da Bjorklund [76] che la definisce come "la percezione delle posizioni e dei movimenti dei segmenti corporei senza l'aiuto della visione, del tatto e degli organi di equilibrio". La **propriocezione** è quindi una combinazione delle informazioni afferenti dai fusi neuro-muscolari, dagli organi tendinei del Golgi, dai sensori angolari articolari, e dai meccanocettori cutanei. Informazioni sensoriali che coinvolgono i termocettori, chemiocettori ed il sistema vestibolare non sono considerate al fine di un loro utilizzo in riabilitazione robot-assistita. In questo modo le tipologie di feedback che si possono fornire al paziente possono essere: *proprioceptive, visive, uditive*.

Il successo di una performance motoria dipende in maniera critica da quanto efficacemente il soggetto riesce a percepire ed utilizzare le informazioni sensoriali. Ad esempio, la possibilità di ricevere informazioni durante l'esecuzione del compito e sul risultato ottenuto, è considerata una delle variabili più importanti, per l'apprendimento di un task motorio [77].

Sono state proposte varie leggi che mettono in relazione l'intensità del segnale fisico con quella dello stimolo provocato come conseguenza. La più importante, proposta a metà dell'800, è la **legge di Weber-Fechner** che descrive il fenomeno secondo il quale la variazione di uno stimolo (principalmente suono e tatto) è percepita in misura minore quando l'intensità di partenza di tale stimolo è elevata;

il concetto può essere espresso con la seguente formulazione::

$$p = k \ln \frac{S}{S_0}$$

dove  $P$  é la percezione dell'intensità dello stimolo,  $S$  é l'intensità dello stesso,  $S_0$  il valore d'intensità di soglia dello stimolo.

Un legge empirica che ha sostituito quella di Weber-Fechner, in quando é in grado di descrivere un numero di tipologie sensoriali molto superiore, é la **legge empirica di Stevens** proposta nel 1957. La forma generale é:

$$\gamma(I) = kI^a$$

dove  $I$  é l'intensità dello stimolo fisico,  $\gamma(I)$  é la percezione dell'intensità dello stimolo,  $a$  e  $k$  sono costanti che dipendono dal tipo di stimolo e sono state ricavate empiricamente.

É importante, per chi vuole far apprendere un'abilità, sapere in che modo le informazioni sensoriali siano utilizzate dal cervello, ovvero l'integrazione senso-motoria. In modo particolare é importante per individuare un protocollo riabilitativo, in seguito a danno neurologico, che massimizzi i risultati e per ottenere ciò é necessario conoscere il tipo, la quantità e la modalità di input sensoriale che deve essere fornito. Per questo motivo la ricerca soprattutto negli ultimi decenni, é particolarmente attenta verso indagini mirate ad identificare i processi di integrazione senso-motoria e ad individuare i protocolli riabilitativi ottimali. Tuttavia, come affermato in precedenza, nonostante si siano fatti grossi passi in avanti, non si é giunti ad una conclusione univoca e definitiva, vista la enorme complessità rappresentata dal "sistema uomo".

### 2.3 Visione e propriocezione: importanza ed integrazione sensoriale

Al fine di valutare quali possano essere gli stimoli utili da applicare ai pazienti durante la loro riabilitazione, é necessario studiare l'integrazione sensoriale. Mentre l'analisi dei casi in cui la visione é possibile o meno é facilmente realizzabile, un grande limite nello studio dell'integrazione sensoriale é dovuto al fatto che é difficile effettuare esperimenti nei quali i soggetti siano privi di feedback propriocettivo, perché questo canale retroattivo non può essere disabilitato volontariamente, come invece la visione. I metodi più comunemente utilizzati per bloccare la propriocezione, come l'anestesia e l'ischemia, sono troppo invasivi. Sono state anche utilizzate vibrazioni per confondere gli afferenti propriocettivi; ma questo metodo crea solo confusione sensoriale e non blocca effettivamente la propriocezione. Per questo motivo spesso gli studi di integrazione multi-sensoriale applicano distorsioni, non solo propriocettive ma anche visive, per analizzare l'importanza e la funzione dei diversi canali informativi sensoriali.

In uno studio Bluteau [78] ha investigato sull'interazione tra guida aptica e movimento motorio. La guida é stata sviluppata con due tipologie: la prima HGP

(Haptic Guidance in Position) minimizza l'errore cinematico, mentre la seconda HGF (Haptic Guidance in Force) fornisce un feedback di forza per eseguire il movimento voluto [79]. Nel caso HGF, in principio è stato modellato un profilo di forza necessario ad espletare il movimento voluto, utilizzato poi come riferimento per un controllo PD con tracking visivo. Si sono comparati i risultati con il caso di assenza di assistenza aptica (NHG, non haptic guidance), cioè con solo presente un feedback visivo. Il confronto ha portato al riscontro di un effetto globale positivo del HGF rispetto la fluidità dei movimenti; la superiorità di questo tipo di guida aptica suggerisce che *l'informazione di posizione è fornita principalmente della vista* (non si hanno miglioramenti aggiungendo una guida aptica), mentre *quella cinematica tramite feedback aptico*, probabilmente è codificato in coordinate di forza come suggerito anche da Krakauer [80].

La ***dissociazione dell'informazione di posizione da quella di forza***, come ipotizzato da Bluteau e Krakauer, pare essere avvalorata da uno studio di Mussa-Ivaldi [81] che, tramite stimolazione magnetica transcranica (TMS) della corteccia parietale posteriore (PPC), ha causato un disturbo differenziale del controllo motorio ma non di forza. Ciò sta ad indicare che durante il movimento della mano, agiscono due controllori neurali indipendenti, uno che supervisiona la posizione ed uno la forza.

In un altro studio sull'utilizzo di feedback aptico [82] si è analizzata la sua influenza nell'insegnamento di un'azione motoria che richiede il richiamo di una sequenza di forze. Si è concluso che il richiamo delle forze (l'entità dell'apprendimento, infatti, è misurata dalla precisione delle forze riprodotte) in seguito ad *allenamento visivo-aptico è significativamente più preciso rispetto a quello causato dall'allenamento con singoli stimoli solo visivi o aptici. Il solo allenamento visivo è comunque superiore a quello unicamente aptico*. I risultati sono quindi in disaccordo con quelli di Bluteau e Srimathveeravalli che avevano concluso che in pazienti ai quali è chiesto di replicare simultaneamente un pattern di forze e una traiettoria includendo informazione di forza durante l'allenamento, riducesse l'errore nel recall dell'informazione di posizione, ma con un più alto errore nel recall delle forze. In questo studio, però, l'azione richiesta è molto meno complessa e focalizzata sulla sola forza monodimensionale, mentre la posizione è garantita passivamente.

Un altro studio [83], invece, ha osservato che quando è richiesto ai soggetti di produrre livelli costanti di forza o distanza, le risposte sono state dominate dal feedback visivo distorto, piuttosto che dal feedback propriocettivo della mano. Cioè, *in caso di presenza di entrambe le tipologie di feedback, sia le caratteristiche di posizione, sia quelle di forza sono influenzate maggiormente dal feedback visivo*.

Uno degli studi più esaurienti riguardo l'apprendimento tramite guida aptica Feygin [84] compara tre metodi di allenamento robot-assistito: allenamento visivo (V), nel quale il soggetto guarda l'End-Effector di un robot eseguire il movimento ideale; guida aptica (H) con controllo PD, dove la visione dell'apparato è impedita mentre il soggetto impugna l'End-Effector e la sua mano è guidata lungo il percorso ideale fornendo conoscenza cinestetica di ciò che è richiesto; allenamento aptico-visivo (H+V), nel quale il soggetto guarda il movimento mentre

é guidato apticamente. L'allenamento aptico da solo si é rivelato meno efficiente dell'allenamento visivo per quanto riguarda la posizione e la forma, ma piú efficiente per quanto riguarda la temporizzazione; ovvero ***la precisione di posizione e di forma sono dominati dall'allenamento visivo, mentre la precisione di temporizzazione é determinata dall'allenamento aptico.*** Per ogni modalitá di allenamento, si sono studiati gli effetti con due possibilitá di richiamo (recall): con la visione diretta (H+V) o senza la visione (H); chiaramente con il feedback aptico sempre presente in quanto il soggetto deve impugnare l'End-Effector. L'effetto del metodo di allenamento é moderato dalla modalitá di "recall" utilizzata, anche se influisce solo sull'errore di temporizzazione e di "drift" (errore di posizione finale). Infatti si osserva un calo di performance dell'allenamento aptico nel caso in cui il "recall" includa la visione, ovvero la visione puó in qualche modo interferire con la rappresentazione aptica del movimento. L'apparente interferenza della visione nel "recall", quando l'allenamento é stato di tipo aptico, é in accordo con quanto sostiene Adams, cioé che ***la visione sovrasta la propriocezione quando entrambe sono presenti degradandone quest'ultima.*** [85].

Il predominio della visione sulla propriocezione, quando entrambi presenti, non é assoluto. Kuchenbecker [86] ha studiato questa situazione concludendo che *la visione puó permettere il controllo motorio quando la propriocezione non é possibile, ma anche con la visione, il feedback propriocettivo migliora il controllo motorio.* In [87] si é ri-esaminato l'esperimento effettuato da Feygin, ma modificandolo rendendolo simile ad un protocollo riabilitativo. I soggetti gradualmente hanno migliorato le loro abilitá nel riprodurre la nuova traiettoria, sia dopo "visual training", sia dopo "haptic training". Gli errori cinematici si sono ridotti dopo la dimostrazione visiva del movimento, risultando inferiori, in maniera non significativa, rispetto alla sola guida aptica. Per cui sia la dimostrazione visiva fornita da un robot, sia la guida aptica con visione, permettono a soggetti sani di migliorare in modo lineare la loro abilitá a riprodurre un nuovo movimento che richiede coordinazione multi-articolare del braccio. L'aggiunta di input aptico a quello visivo durante il protocollo aptico non aumenta particolarmente l'apprendimento in confronto a quello solo visivo.

In questo studio si é osservato, inoltre, un aumento degli errori cinematici durante la fase di richiamo. Questo processo di forgetting, presente sia in fase iniziale che in seguito durante il training, sembra essere meno veloce nel "visual training" senza input aptico, ma non in modo significativo. L'esame dell'evoluzione degli errori cinematici in fase di "recall", suggerisce la sua non casualitá, ma la presenza di "attractor paths" verso i quali la traiettoria converge in assenza di guida aptica, forse corrispondenti a traiettorie che minimizzano lo sforzo, o determinate da percezioni alterate.

In [88] si é osservato che quanto la propriocezione dell'arto é danneggiata in seguito allo stroke, gli errori di traiettoria precedenti hanno un impatto minore nei movimenti seguenti rispetto ai soggetti con propriocezione intatta. Sembra poco probabile che gli errori di pianificazione, causati da una stima sbagliata della posizione iniziale dell'arto, possano spiegare questa osservazione, perché tutti i

soggetti erano in grado di dirigere i movimenti iniziali della mano al target con entrambe le mani durante la pratica di base e perché le stime iniziali della posizione dell'arto dovevano aver dato luogo ad errori sistematici nella direzione di reach. Questo studio suggerisce che in aggiunta alle sue altre funzioni, *la propriocezione contribuisce in modo importante nella stima della performance cinematica durante il movimento per l'aggiornamento (adattamento) dei comandi motori.*

*Se il feedback visivo non é fornito, la sola propriocezione può guidare il movimento ed adattarlo rendendolo lineare e "dolce",* come dimostrato in vari studi [89].

In accordo con queste affermazioni é uno studio di Franklin e Burdet [90] che ha concluso dimostrando che il feedback visivo non é necessario all'adattamento in ambienti sia statici che dinamici, infatti i soggetti si sono dimostrati in grado di apprendere movimenti smooth in entrambe le situazioni e senza l'aiuto visivo. La sua presenza, tuttavia, aumenta il successo del movimento e riducendone significativamente la variabilità. La visione, quindi, sembra assumere importanza per le correzioni fini della traiettoria della mano soprattutto alla fine del movimento. É stato dimostrato che *usando la sola propriocezione, le posizioni della mano piú vicine alla spalla sono localizzate piú precisamente di quelle piú distanti* [91]. Ciò dovrebbe suggerire che qualsiasi errore della stima interna della posizione della mano causata dal feedback visivo falsificato potrebbe essere meno forte quando la mano é piú vicina al corpo.

*Quando né la visione né la propriocezione sono disponibili, il controllo motorio é ancora possibile se la configurazione iniziale dell'arto é propriocettivamente nota.*

Distorcendo gli afferenti propriocettivi attraverso vibrazioni, Larish et al. hanno scoperto che una conoscenza propriocettiva accurata delle condizioni iniziali dell'arto é necessaria per il suo posizionamento quando la visione é occultata. Ghez et al. hanno dimostrato che per pazienti parzialmente deafferenziati, in cui la visione é permessa solo temporaneamente prima dell'inizio del test (pre-visione), il successo nel compiere la traiettoria incrementa significativamente. In molti casi, la pre-visione si é dimostrata efficace tanto quanto il feedback visivo nel ridurre gli errori durante il test, anche quando la traiettoria dell'arto tende a deviare dalla traiettoria predefinita, nella parte finale del movimento. Perciò, la propriocezione rafforza il controllo motorio, sia con sia senza la visione, durante l'azione di stabilizzazione.

Un ampio studio riguardante l'integrazione multi-sensoriale é quello proposto da Sober e Sabes [92] i quali distinguono tale integrazione durante le due fasi della pianificazione motoria: la determinazione del vettore di movimento desiderato e la trasformazione di tale vettore in un comando motorio. Alterando il feedback visivo durante movimenti di reaching, si é riscontrato in accordo con i risultati di Sainburg et al. [93], che *la stima della posizione della mano utilizzata per la pianificazione del vettore di movimento si basa maggiormente sul feedback visivo, mentre la stima usata per convertire il vettore di movimento desiderato in un comando motorio dipende di piú dal segnale propriocettivo.*

Anche uno studio di Goodbody e Wolpert [94] offre ulteriore supporto all'idea che, quando disponibili, sia le informazioni visive che quelle cinestetiche, sono utilizzate nella pianificazione ed esecuzione dei movimenti; tuttavia, non fornisce

informazione riguardo all'integrazione delle informazioni.

Studi psicofisici del trade-off tra visione e propiocezione nella stima della posizione del braccio hanno suggerito che *ogni modalità é pesata in accordo con la loro affidabilità (reliability) statistica o dipendente dalla concentrazione dell'attenzione del soggetto*. Tuttavia, anche se entrambi questi fattori possono influenzare l'integrazione multisensoriale, questi modelli forniscono solo un singolo criterio per la pesatura dei segnali unimodali, ma non possono spiegare il fatto che la visione e la propiocezione sono pesate in modo diverso in differenti fasi della pianificazione motoria.

*Il sistema nervoso dipende maggiormente dai segnali che contengono l'informazione necessaria a compiere una computazione sensoriale rilevante e che non devono essere trasformati*, ovvero subire una trasformazione tra sistemi di coordinate. La trasformazione di segnali da un sistema di coordinate in un altro presumibilmente porta ad errori dovuti a imperfezioni nella mappatura (bias) tra sistema e sistema, ed a causa di rumore introdotto dalle computazioni aggiuntive (variance). L'effetto di questi errori nel controllo del movimento può essere ridotto pesando meno i segnali trasformati ed aumentando la reliance dei segnali non trasformati. Per questo motivo, *durante la fase di pianificazione del movimento si fa maggior affidamento sulla visione*, in quanto il target e la posizione della mano sono entrambi visibili; *nella fase di trasformazione della pianificazione in comando motorio, invece, si fa affidamento maggiormente sulla propiocezione, in quanto queste informazioni sono codificate nello stesso sistema di coordinate (stato articolare e muscolare)*.

Come Sober e Sabes, altri autori hanno proposto *modelli di fusione sensoriale utilizzando una somma pesata delle informazioni visive e propriocettive, i cui pesi possono variare nelle diverse fasi della ideazione ed esecuzione del movimento*. In disaccordo con queste conclusioni é uno studio di Mussa-Ivaldi et al. [89] che ha analizzato l'abilità di soggetti sani di adattare movimenti di reaching a nuovi campi di forza sotto tre differenti condizioni di feedback visivo: feedback visivo veritiero fornito tramite schermo che visualizza un cursore in relazione al movimento effettuato dalla mano; nessun feedback visivo durante il movimento; feedback visivo falsificato che non visualizza gli errori commessi, ma la traiettoria desiderata. I risultati mostrano che una combinazione lineare non può descrivere adeguatamente la performance nel caso di feedback visivo alterato e quindi il principio di sovrapposizione degli effetti dei feedback visivo e propriocettivo, per un processo adattativo lineare tempo-invariante, non é valido. I risultati ottenuti possono essere interpretati in maniera differente. La piú probabile é la possibilità che *la regolazione della traiettoria e quella della posizione finale siano mediate da due diversi meccanismi, un controllore di traiettoria ed uno posturale*. Sotto questa ipotesi si é dimostrato che ***la visione contribuisce prevalentemente alla regolazione della direzione del percorso e della posizione finale della mano***, mentre la propiocezione gioca un ruolo importante nell'esecuzione e nello smoothing del movimento. Una ipotesi alternativa é che, in assenza di feedback visivo degli errori, il sistema motorio riduce drasticamente la rigidità della traiettoria desiderata.

Un famoso studio di Goodbody e Wolpert ([94]) avvalorava questo risultato: infatti, osservando le differenze di traiettoria in movimenti di reaching nel caso di feedback visivo veritiero o alterato, *la curvatura nel movimento che si verifica non é correlata tanto alla posizione percepita e quella reale della mano, ma piuttosto alla differenza tra queste*. Nel progettare un movimento, quindi, la stima interna delle coordinate intrinseche é, almeno parzialmente, derivata delle informazioni visive. In condizioni di feedback visivo alterato la stima delle angolazioni articolari é errata verso la posizione dell'arto coinvolto causata da una stima errata del cambiamento delle angolazioni articolari. In uno studio [95] ha indagato la differenza dell'adattamento sensori-motorio a distorsioni cinematiche o dinamiche. Nei Kinematic Distortion Trials il movimento del cursore é stato deviato di 60 gradi in senso orario rispetto al reale movimento della mano; la visione della mano, del braccio e del robot é risultata impedita. Nei Dynamic Distortion Trials il robot ha fornito al soggetto un campo di forze rotazionale mentre la visione della mano e del robot é stata concessa. La conclusione dell'esperimento ha portato alla dimostrazione che il tipo di distorsione prodotta non influisce sull'IDE (Initial Direction Error, errore iniziale di direzione) in nessuna fase di apprendimento. Ciò può significare che l'effetto della distorsione cinematica e dinamica sulla IDE é simile ed indica che *le prime trasformazioni visivo-motorie sono corrette con un peso del feedback visivo minore*. Tuttavia gli effetti della distorsione sono significativi per quanto riguarda la lunghezza del percorso (cioé la distanza totale compiuta per raggiungere il target): gli effetti della distorsione cinematica sono significativamente maggiori rispetto alla distorsione dinamica solamente nella prima fase di apprendimento. Ciò sembra indicare che *la distorsione cinematica influisce significativamente sul modello interno che usa il feedback visivo per la correzione della traiettoria solo nelle prime fasi dell'apprendimento*. Anche in [88] si osserva che l'adattamento della traiettoria e la regolazione della posizione finale possono essere controllati da sistemi neurali separati.

## 2.4 Motor Learning

### 2.4.1 Definizione di Motor Learning

Il termine motor learning è stato definito in maniera differente in letteratura. Nella sua definizione si possono includere quattro caratteristiche distinte:

- **è un processo di acquisizione della capacità di produrre abilità** ("skilled actions"), cioè è l'insieme degli eventi e dei cambiamenti che si verificano quando la pratica rende un soggetto capace di compiere una qualche azione;
- **avviene come risultato diretto dell'esercizio o dell'esperienza.** Questa caratteristica rende necessaria una sorta di "memoria motoria", ossia la traccia mnestica prodotta nel momento in cui si esegue l'esercizio, e non sufficiente la "memoria di movimento", ossia la traccia mnestica conseguente l'osservazione del movimento da eseguire;
- **non può essere osservato direttamente** (stante le conoscenze attuali), in quanto i processi che portano al cambiamento comportamentale sono interni e non direttamente riportabili tramite esame; può essere solo dedotto dai cambiamenti comportamentali esternamente osservati.
- **deve produrre cambiamenti relativamente permanenti e stabilizzati nel comportamento;** cambiamenti causati da temporanee alterazioni dell'umore, della motivazione, degli ambienti esterni o degli stati interni non sono correlabili con il learning.

Sintetizzando questi aspetti, una possibile definizione di apprendimento motorio può essere la seguente [96]:

**il motor learning è un insieme di processi associati con l'esercizio o l'esperienza che portano a cambiamenti relativamente permanenti delle capacità di risposta di un soggetto.**

Quando si può affermare che è avvenuto un apprendimento? L'apprendimento non è un processo discreto, ma continuo, per cui non si possono identificare due soli stati, ovvero "appreso" e "non appreso", ma numerose sfumature derivanti dall'evoluzione del processo. Tuttavia, Magill [97] descrive le caratteristiche che indicano l'avvenuto apprendimento:

- **miglioramento:** dopo un certo tempo, ovvero un certo numero di ripetizioni, il movimento è eseguito in modo migliore rispetto a prima. Il processo di motor learning porta sempre ad un miglioramento della performance. Tale miglioramento, però, deve essere considerato in senso assoluto.
- **costanza:** l'esecuzione nei tentativi successivi diviene simile, ovvero diminuisce la variabilità fra le diverse ripetizioni dello stesso gesto; il nuovo comportamento acquisito non viene facilmente modificato da piccole variazioni delle caratteristiche soggettive o ambientali;



- **persistenza:** la migliorata capacità si mantiene per periodi di tempo lunghi, è relativamente permanente;
- **adattabilità:** aumenta la capacità di realizzare il movimento con successo anche quando si modificano alcune condizioni.

Da queste definizioni di "motor learning" si capisce come i concetti di "motor control" e "motor adaptation" siano parte integrante dell'apprendimento motorio. Infatti, il **controllo motorio** può essere definito come l'insieme di processi neurali di avvio e di supervisione dell'esecuzione del movimento; l'**adattamento motorio**, invece, è una forma di apprendimento che evolve nel corso di una serie di ripetizioni di un movimento che richiede una performance originale di un task in presenza di perturbazioni esterne. Come si mostrerà in seguito, le strategie riabilitativa o, in generale, le strategie per determinare un apprendimento motorio, si basano sulla caratteristica di adattabilità motoria del CNS.

### 2.4.2 Utilizzo dei campi di forza nello studio del Motor learning

Per studiare la capacità adattativa neuro-motoria umana Shadmehr e Mussa-Ivaldi [98] hanno proposto uno schema sperimentale che è divenuto lo standard per questi studi. Si è utilizzato un dispositivo robotico a 2 DOF che, impugnato dal soggetto, è in grado di trasmettergli forze nel piano orizzontale. Il campo di forze, imposto dal robot al soggetto durante l'esecuzione di movimenti di reaching, permette lo studio delle caratteristiche sottostanti al meccanismo di adattamento motorio del soggetto a diverse dinamiche ambientali. Se il soggetto è libero di compiere il suo movimento, ovvero se il robot non applica alcuna forza, le traiettorie appaiono regolari e lineari. L'applicazione del campo di forza causa inizialmente la curvatura della traiettoria della mano. Con la pratica i soggetti si adattano alle forze imposte e riescono a raggiungere il target previsto. Se il campo di forza viene rimosso, si osservano i cosiddetti **after-effects**, cioè le traiettorie che inizialmente il soggetto compie appaiono curvate in modo speculare alla direzione delle forze perturbatrici precedentemente imposte. La presenza di tali effetti secondari è la prova che il sistema nervoso è in grado di modificare i comandi motori diretti all'arto superiore in modo da rispondere alle sollecitazioni ambientali subite predicendone gli effetti, cioè modificando un **modello interno**.

La presenza di tali aftereffects, e della modifica del modello interno, non è un fatto sorprendente ma se ne fa esperienza continuamente. Ad esempio, quando si solleva un cartone del latte credendolo pieno, ma in realtà vuoto, il movimento che risulta appare essere troppo veloce e genera un overshoot; l'aftereffect che si verifica è dovuto al fatto che il modello interno riguardante questa azione non era adeguato alle reali condizioni ambientali, ovvero del cartone del latte.

Gli studi sull'adattamento a campi di forza permettono di studiare anche un'altra

caratteristica necessaria al motor learning: la **generalizzazione**. Una strategia di controllo motoria si può considerare appresa se può essere utilizzata efficacemente in una situazione diversa da quella in cui è stata appresa. I modelli interni possono essere generalizzati spazialmente, permettendo ai soggetti di compensare campi di forze imposte in regioni di lavoro diverse da quelle in cui erano stati appresi. Ma la generalizzazione si manifesta anche in movimenti diversi: ad esempio l'adattamento ad un campo di forze durante l'esecuzione di un movimento, influenza anche l'esecuzione di movimenti diversi. Un'altra forma di generalizzazione è quella che coinvolge le due mani: un adattamento realizzato con una mano determina una modifica del comportamento osservato anche in movimenti dell'altra mano.

Questo schema sperimentale ha riscosso molto successo in quanto permette numerose varianti per studiare diversi aspetti dell'adattamento motorio.

### 2.4.3 L'errore come guida all'adattamento motorio

Scheidt e Mussa-Ivaldi [67] hanno applicato una sequenza di campi perturbanti di forze viscoso perpendicolari con intensità variabili casualmente. La risposta ottenuta è un processo di adattamento motorio verso il campo medio approssimativo della sequenza (non verso il valore del campo maggiormente subito). Rispetto al valore medio di intensità di tutti i campi di forze imposti, in risposta a campi più intensi i movimenti compiuti sono sotto-compensati, mentre quelli in risposta a campi più deboli sono sovra-compensati: i soggetti compensano il valore medio delle intensità dei campi di forza. I campi di forze che corrispondono ai disturbi medi e modali portano a movimenti che presentano le minori curvature, con un errore che corrisponde a quello di stato stazionario che indica che i soggetti compensano solo approssimativamente la media della sequenza casuale di perturbazione.

Si è proposto, quindi, un modello che descrive l'adattamento motorio come un'evoluzione degli errori cinematici commessi durante l'adattamento al movimento. È stato osservato che i soggetti utilizzano informazioni esplicite riguardanti l'intensità della perturbazione (forza esercitata) e la performance (errore cinematico) dell'ultima ripetizione (o al massimo delle ultime due) per programmare ed aggiornare il comportamento motorio nella ripetizione successiva, consentendo l'adattamento. Questo processo è descritto dall'equazione ARX dell'evoluzione dell'errore:  $\varepsilon_i = a\varepsilon_{i-1} + b_0B_i + b_1B_{i-1}$  e permette di ridurre sostanzialmente gli errori cinematici e, allo stesso tempo, una rapida e appropriata risposta al cambiamento a lungo termine della distribuzione delle perturbazioni. L'errore cinematico al passo  $i$ -esimo è considerato come una funzione della differenza tra la forza della perturbazione corrente e quella prevista. Questa relazione è descritta da:  $\varepsilon_i = k(B_i - B_{adattato})$  Ri arrangiando l'EQ ARX con quest'ultima si ottiene:

$$\varepsilon_i = b_0 \left( B_i + \frac{a_1}{b_0} \varepsilon_{i-j} + \frac{b_1}{b_0} B_{j-k} \right) = b_0 (B_i - B_{adattato}) \quad (2.1)$$

dove:

$$B_{adattato} = - \left( \frac{a_1}{b_0} \right) \varepsilon_{i-1} - \left( \frac{b_1}{b_0} \right) B_{adattato_{j-1}} \quad (2.2)$$

Ci sono almeno due modi con i quali il CNS può stimare l'intensità dell'ultima perturbazione. La prima strategia prevede di stimare l'intensità del campo di forze usando direttamente gli organi di senso, in questo caso  $B_{i-1}$  sarebbe "misurato" direttamente. La seconda possibilità è di fare ciò indirettamente e ricorsivamente, usando solo l'ultimo errore cinematico per aggiornare la stima precedente del campo perturbante. In questo caso l'equazione può essere riformulata come:

$$B_{adattato} = - \left( \frac{a_1}{b_0} \right) \varepsilon_{i-1} - \left( \frac{b_1}{b_0} \right) B_{i-1} \quad (2.3)$$

#### 2.4.4 Il concetto di Modello Interno

Lo studio Shadmehr e Mussa-Ivaldi [98], quindi, ha permesso di osservare un concetto teorico fondamentale nello studio del controllo motorio e quindi dell'apprendimento motorio, cioè quello di **modello interno**. Il modello interno è una mappatura senso-motoria che trasforma lo stato desiderato dell'arto (posizione, velocità, accelerazione) nelle forze muscolari necessarie a raggiungerlo [99].

Durante il movimento, il cervello mappa modelli interni dell'ambiente dinamico per prevedere le forze necessarie al movimento successivo e programmare le relative attivazioni muscolari [98]. Quando le dinamiche ambientali cambiano e, più in generale, quando la previsione di forza non è corretta, gli errori di movimento guidano l'adattamento del modello interno e quindi dei comandi motori [100]. L'adattamento motorio ("motor adaptation") è, quindi, una forma di apprendimento che evolve nel corso di una serie di ripetizioni di un movimento e che richiede una performance originale di un task in presenza di perturbazioni esterne.

Il modello interno è costituito da:

- **inverse model**, che stima il comando motorio che causa una particolare transizione di stato, ovvero il movimento desiderato.
- **forward model**, che prevede lo stato seguente dallo stato corrente e dal comando motorio generato;

Il forward model, come si vedrà in seguito, è dimostrato essere di utilità straordinaria per risolvere quattro problemi fondamentali nel controllo motorio computazionale [101]:

- in molti casi i percorsi sensorimotori sono lunghi, rendendo il controllo a feedback troppo lento per alcuni rapidi movimenti. Con l'utilizzo di un modello interno forward, l'outcome di un'azione può essere stimato e usato prima che il feedback sensoriale sia disponibile.
- un modello forward è un elemento chiave in un sistema che utilizza una copia efferente del comando motorio per anticipare e contrastare gli effetti sensoriali del movimento.

- un modello forward può essere usato per trasformare gli errori tra l'outcome desiderato e quello attuale, in corrispondenti errori nel comando motorio, fornendo appropriati segnali all'apprendimento motorio. Similmente, prevedendo l'outcome sensoriale dell'azione senza realmente eseguirla, un modello forward può essere usato nella mental practice.
- un modello forward può essere usato per la stima dello stato che tenga conto della previsione del modello e della correzione motoria applicata allo stato successivo.

### 2.4.5 Memorizzazione del modello interno

Nell'ultimo decennio si è sempre più studiata, con risultati conflittuali, la memorizzazione della memoria motoria, prevalentemente in riferimento ad azioni di reaching in campi di forza. Bizzi et al. [102] hanno dimostrato che un modello interno può essere memorizzato nel tempo.

Negli studi sulla memorizzazione motoria si utilizza il termine "consolidation" per definire l'insieme dei processi mediante i quali una memoria long-term, inizialmente fragile, con il passare del tempo si stabilizza. La memoria motoria è dimostrata tramite savings della performance nel corso di diversi ripetizioni, piuttosto che tramite recall di un singolo item (memoria single-trial). Con il termine "savings" ci si riferisce ad un più rapido stato di ri-apprendimento in confronto alla velocità di apprendimento originale. Una memoria motoria può ritenersi consolidata quando c'è una limitata finestra temporale all'interno della quale i savings possono essere interrotti.

Dopo aver appreso un movimento sottoposto ad un campo di forza (A) e aver trascorso un periodo di riposo senza interagire con il robot e il soggetto riprova l'esercizio mostra una performance un po' peggiore rispetto agli ultimi tentativi, ma decisamente migliore rispetto ai primi; questa osservazione dimostra che c'è una parziale memorizzazione. Se però il soggetto è sottoposto ad un diverso campo di forze (B) subito dopo un training nel precedente campo, la memorizzazione del primo campo di forza sembra inizialmente impedita dimostrando un'apparente unlearning o extinction. Se però tra i due allenamenti si lascia passare del tempo, si osserva il learning del primo allenamento ed anche il miglioramento dell'apprendimento del secondo.

Per spiegare questi risultati, in [103] si suggerisce un nuovo modello di memoria motoria. *L'acquisizione di una memoria motoria sembra dipende dai processi a velocità diversa, che la suddividono in: memoria lenta e memoria veloce.* La teoria proposta di memoria motoria prevede che: durante gli stati inattivi, cioè nel tempo in cui non si compie l'azione, *gli stati veloci si trasformino parzialmente in stati lenti* (rappresenta la consolidation chiamata "off-line learning", ovvero un miglioramento del motor skill senza la sua pratica, cioè che avviene fra le sessioni di allenamento); e che gli errori di performance possano produrre unlearning solo nella memoria veloce e non in quella lenta.

La previsione fondamentale di questa teoria è che una volta che l'allenamento ge-

nera una memoria motoria lenta, non è possibile disapprenderla tramite errori di performance. Conoscenze attuali della fisiologia della memoria supportano questa idea. La retention di una capacità motoria richiede la sintesi di nuove proteine. L'unlearning è la formazione di una nuova traccia di memoria in competizione con la precedente, non la cancellazione dell'apprendimento originale; quindi anche l'unlearning dovrebbe richiedere la sintesi di nuove proteine per la sua long-term retention. È probabile, dunque, che il costo del unlearning possa essere molto maggiore di quello del learning.

Questo modello di memoria motoria può spiegare un grande insieme di risultati sperimentali apparentemente conflittuali. Ad esempio, se l'allenamento di B avviene subito dopo quello di A, gli errori prodotti dall'adattamento (e causati dagli aftereffects dell'allenamento precedente) vanno ad eliminare (o meglio, sovrascriverli) gli stati veloci della memoria di A. Per questo A mostra un unlearning. Se, invece, si lascia trascorrere del tempo fra l'allenamento di A e quello di B, gli stati veloci di A vengono convertiti in lenti. Non si sono ancora individuati i siti anatomici dedicati alla memorizzazione motoria, tuttavia recentemente si è ipotizzato [104] che la distruzione di M1 non influisce le velocità di adattamento, ma produce una memoria che decade più velocemente del normale; è possibile, quindi, che M1 abbia un ruolo particolarmente importante per la memoria motoria lenta, anche se non si è ancora in grado di determinare se le basi neurali della memoria lenta siano distinte. Inoltre, visto che l'apprendimento motorio comprende molti processi distinti (pianificazione di sequenze di azione, l'adattamento dei modelli interni, . . .), le memorie motorie possono consolidare in differenti periodi temporali e in diverse locazioni anatomiche.

Un indizio importante riguardo la memorizzazione dei modelli interni è stato fornito da esperimenti, eseguiti da Bizzi et al., sui neuroni in M1. È stato dimostrato che un gruppo di neuroni ruota la loro direzione preferita di scarica (ovvero la direzione del movimento a cui corrisponde un maggior segnale nervoso) nella direzione del campo durante l'adattamento e poi torna alla situazione di partenza durante i washout. Più interessante la risposta di altri due gruppi di neuroni: un gruppo mostra un cambiamento della direzione preferita di scarica durante l'adattamento che è mantenuto anche in seguito a numerosi washout; un secondo gruppo di neuroni non subisce modifiche durante l'adattamento, ma con i washout ruota la sua direzione preferita di scarica in verso contrario a quella del campo, mantenendo nulla la somma vettoriale delle direzioni di tutti i neuroni M1. L'ipotesi che consegue è che la popolazione di neuroni che non torna al livello basale durante i washout sia responsabile dei savings, perché può essere richiamata quando il soggetto è sottoposto allo stesso campo di forze.

### 2.4.6 Influenza della fatica sul motor learning

In [105] si è studiato se l'affaticamento muscolare influisce il processo di formazione del modello interno durante il movimento di un braccio e se tale modello può essere richiamato accuratamente dopo il recupero.

La fatica è una condizione determinata in seguito ad un intenso periodo di attività

fisica e/o mentale ed è caratterizzata principalmente dalla diminuita capacità di esercitare forze muscolari. La fatica è dovuta a meccanismi che coinvolgono sia il muscolo, sia il sistema nervoso centrale e periferico, sia le giunzioni neuromuscolari. La fatica rallenta la velocità di conduzione nelle fibre muscolari, prolunga la durata di contrazione e aumenta l'attivazione nervosa richiesta per produrre una data forza.

I partecipanti all'esperimento hanno dovuto adattare i movimenti di reaching immersi in un campo di forze applicato da un robot. Sono stati poi vincolati con una banda elastica che contrasta il movimento, richiedendo un aumento della forza esercitata per raggiungere il target e determinando, quindi, uno stato affaticato. La banda elastica è stata poi rimossa, quindi i soggetti hanno dovuto adattare nuovamente il movimento al campo di forze esercitato dal robot.

La prima scoperta di questo studio è che un modello interno è diverso nel caso in cui sia stato acquisito durante uno stato affaticato o non affaticato. Infatti, i soggetti esposti allo stesso campo di forza dopo un periodo di riposo manifestano direct effects minori. Una spiegazione può essere che l'esercizio ripetuto migliora la memorizzazione motoria. Ma questo miglioramento della memoria motoria dovuto a effetti generalizzati dell'esercizio non spiega la riduzione dei direct effects. Piuttosto, una spiegazione più probabile può essere che i soggetti sovrastimano l'attivazione muscolare richiesta per contrastare il campo di forze, in quanto i loro muscoli recuperano la capacità di generare forze durante il recupero. È noto che la fatica aumenta lo sforzo e l'attivazione neurale richiesta per produrre una data forza, per cui se il sistema motorio ricorda il livello precedente di attivazione richiesta, durante la seconda esposizione al campo di forze i direct effects di conseguenza saranno, in quanto lo stesso precedente livello di attivazione ora produce una forza muscolare maggiore. Tale spiegazione è consistente con precedenti studi di stima della forza isometrica in seguito ad esercizi di affaticamento. **A parità di livelli di forza espressi, lo sforzo richiesto varia anche in dipendenza del dolore percepito, per questo è importante limitare la sensazione di dolore durante la riabilitazione post-ictus, o comunque, bisogna riuscire a gestirla e considerarla nella progettazione del protocollo riabilitativo.**

In sintesi, questi risultati dimostrano che *il sistema motorio acquisisce il modello interno come mappatura tra lo stato cinematico dell'arto e l'output motorio dipendente dallo sforzo e dall'attivazione neuromuscolare, non dalla forza espressa.* La fatica, infatti, altera le proprietà neuromuscolari, quindi lo stesso comando motorio non produce la stessa traiettoria di movimento. In accordo con i modelli di apprendimento basati sull'errore, il sistema motorio percepisce l'errore cinematico e regola, incrementando, il comando motorio fino a quando l'errore non è ridotto. Ciò implica che un soggetto all'inizio può muoversi in modo scoordinato quanto cerca di replicare un movimento imparato precedentemente durante una sessione intensa di allenamento: i modelli interni richiedono un breve periodo di calibrazione seguente al riposo, che si ottiene con il ripetersi del gesto motorio. Il recupero dalla fatica può influire sul recupero del modello interno, anche quando la fatica non influisce in modo sostanziale l'abilità del sistema motorio di formare

tale modello; ciò perché il *sistema motorio rappresenta i modelli interni come relazione tra sforzo e movimento ed è tramite la ripetizione dell'esercizio che viene ricalibrata tale mappatura.*

Un altro risultato di questo esperimento è che lo sforzo ha un'influenza maggiore nella qualità del movimento rispetto alla fatica. Infatti la qualità del movimento diminuisce quando il braccio è vincolato alla banda elastica e una sua successiva rimozione migliora il gesto motorio.

Nei modelli di motor learning che saranno esaminati in seguito, alcuni considerano la forza espressa come variabile fondamentale nella formazione del modello interno, altri, più correttamente, fanno uso di una copia efferente del comando motorio, che è equivalente allo sforzo. Tuttavia, a fini pratici, il primo tipo di modelli è più facilmente implementabile e realizzabile; quantificare il comando motorio, però, non è cosa facile e non ci sono metodi universalmente riconosciuti come validi.

Da questo studio l'indicazione fondamentale che ne consegue è la *necessità di tenere in considerazione la fatica nella programmazione di un allenamento*, in modo particolare durante la riabilitazione fisica. Altri studi dovranno indagare meglio il fenomeno dell'affaticamento, sia a livello fisiologico muscolare (ad es. l'influenza del lattato) sia a livello fisiologico nervoso e neuromuscolare (ad esempio la diminuzione di neurotrasmettitore in seguito ad uno stimolo ripetuto). Questi aspetti sono poi da considerare nell'ottica di una programmazione di un protocollo riabilitativo, per rendere più efficiente ed efficace il recupero.

### 2.4.7 Adattamento motorio dopo un evento ictale

In seguito ad un evento ictale, come discusso in precedenza, la riabilitazione si basa sulla neuroplasticità. Anche soggetti sani che apprendono nuove azioni si basano su questa capacità biologica. Dunque, il processo di motor learning in pazienti post-ictus è del tutto assimilabile al processo di apprendimento motorio in soggetti sani. Come analizzato precedentemente e ripreso poi, altre sono le limitazioni causate dallo stroke che rendono più difficile l'apprendimento. In [106] si conferma che il motor learning è possibile anche quando la corteccia motoria è parzialmente danneggiata, ed è equamente efficace rispetto al learning de novo in soggetti sani. Tuttavia, dopo un danno, il re-learning di capacità precedentemente acquisite è più lento rispetto al learning di soggetti sani e può essere più lento di un de novo learning dopo stroke. Il fatto che il re-learning sia più lento del learning de novo può suggerire che alcuni elementi residui della capacità precedentemente appresa possano interferire con il re-learning.

È dimostrato [107, 108, 88] che *i pazienti post-stroke mantengono la loro abilità, anche se diminuita, di adattare i loro movimenti quando esposti ad un ambiente meccanico alterato (campi di forza), richiedendo, però, un maggior numero di ripetizioni del movimento e mostrando minori aftereffects e una variabilità maggiore rispetto a soggetti sani.* È logico che il sistema nervoso riduca la sua velocità di apprendimento quando l'incertezza o l'inaffidabilità sensoriale o motoria ren-

dono difficile la formazione del modello interno. Supposto che la perturbazione sia sufficiente per stimolare l'adattamento, la diminuzione dell'abilità di controllo adattativo può avere cause diverse:

- lo stroke può danneggiare i sistemi motori di formazione e la capacità di implementazione dei modelli interni piuttosto che la sua formazione.
- le **contratture muscolari** tipiche del post-ictus possono modificare il pattern motorio biomeccanicamente ottimale.
- in seguito allo stroke, **la debolezza associata alla massiva distruzione dei percorsi efferenti motori può precludere la generazione delle forze muscolari richieste da un modello interno correttamente specificato**. La debolezza causa un aumento dello sforzo per compiere un'azione con l'arto ipsilesionale e tale aumento dello sforzo è legato all'aumento della variabilità motoria, come suggerito da [109]. Ci sono stati risultati preliminari che indicano che pazienti post-ictus possono formare modelli interni corretti durante l'azione di raggiungimento con supporto contro gravità che riduce drasticamente le forze muscolari richieste permettendo l'implementazione del modello interno formato, che così richiede sforzo minore [110, 111].
- **pazienti post-stroke presentano sinergie di movimento patologiche**[112] facendo un uso maggiore delle ridondanze del sistema motorio, in modo particolare reclutando movimenti eccessivi di tronco e scapola e ridotti di estensione del gomito e flessione della spalla nei movimenti di reaching[113].
- **la velocità di formazione di forze muscolari** è limitata in seguito a ictus emiparetico[114] e può risultare essere inferiore a quella necessaria per implementare il modello interno desiderato, anche se in [60] non si considera il picco di velocità come un parametro descrivente la limitazione funzionale, seppur si osserva aumentare con il procedere della riabilitazione.
- **il danno dell'abilità propriocettiva che si verifica nel 25% di pazienti post-stroke in fase cronica**[115]. Anche se, come discusso precedentemente, la visione può soccombere ad un deficit propriocettivo, in [88] si è osservato che quando la propriocezione dell'arto è danneggiata in seguito allo stroke, gli errori di traiettoria precedenti hanno un impatto minore nei movimenti seguenti rispetto ai soggetti con propriocezione intatta.
- **l'eccessivo rumore neuromotorio**, infatti l'aumento della variabilità motoria è una caratteristica dei pazienti post-stroke [116]. Se gli arti diventano non più controllabili a causa dell'eccessivo rumore neuromotorio, allora anche un perfetto modello interno non può essere implementato. Recenti studi, però, hanno mostrato che soggetti sani possono adattarsi ad un campo di



forza che induca un incremento, di più del doppio, della normale variabilità del movimento dell'arto, suggerendo che questi rumori non limitano la formazione dei modelli interni [117]. In più, anche i bambini piccoli possiedono una variabilità spaziale dei movimenti maggiore del doppio di quella degli adulti, ma ciò non impedisce loro la formazione di modelli interni adeguati di nuovi ambienti dinamici [118]; questa osservazione mantiene la sua validità anche se si applica un campo di forze esterno che quadruplica la normale variabilità [119]. Perciò è poco probabile che l'aumento di variabilità determini il danneggiamento dell'abilità adattativa.

- può essere che in seguito allo stroke il sistema nervoso sia semplicemente meno concentrato nel controllare la linearità dei movimenti.

Un'importante osservazione di Mussa-Ivaldi è che *gli after-effects persistono quando questi assomigliano a movimenti normali*; possono diventare permanenti se sono percepiti dal soggetto come un miglioramento rispetto al proprio comportamento iniziali.

## 2.5 Teorie sul Motor Learning

Ne corso della storia l'uomo ha mostrato interesse crescente verso lo studio della propria capacità di movimento. I primi a mettere in relazione la capacità motoria con l'attività cerebrale sembra siano stati gli egizi tra il 3000 e il 2500 a.C., come emerge dal papiro Edwin Smith che contiene delle interessanti informazioni sul rapporto tra lesioni cerebrali, o del midollo spinale, e danni motori. Interessanti contributi arrivano sino ai giorni nostri anche dalla civiltà greca: Ippocrate riporta un'osservazione secondo la quale i soldati feriti nella parte destra del cranio avevano paralizzato la parte sinistra del corpo e viceversa. Tuttavia, lo studio scientifico del controllo e dell'apprendimento motorio muove i primi passi all'inizio del Novecento ed incontra un primo sviluppo massiccio prima della Seconda Guerra Mondiale e soprattutto negli anni '60 e '70.

### 2.5.1 Classificazione delle teorie di controllo motorio

L'evoluzione delle conoscenze sulla struttura e sull'organizzazione del sistema nervoso ha via via ispirato nuove teorie di controllo motorio, intese come schemi concettuali in grado di fornire una immagine coerente delle osservazioni sperimentali. In [120] se ne è presentata una classificazione sintetica, in ordine approssimativamente cronologico:

- **teorie basate sui riflessi:** si richiamano alla nozione di arco riflesso, tradizionalmente attribuita a Cartesio (1662), e si basano sull'ipotesi di Sherrington [73] secondo la quale i riflessi hanno una funzione integrativa, ossia rappresentano gli elementi costitutivi dei comportamenti complessi. In altre parole, un comportamento motorio complesso sarebbe interpretabile come una concatenazione di riflessi elementari.
- **teorie gerarchiche:** ispirate alle teorie evuzionistiche, si basano sull'osservazione di John Hughlings Jackson (1873) che il sistema nervoso è organizzato come una gerarchia, comprendente livelli superiori, intermedi e inferiori di controllo (rispettivamente, le aree corticali associative, la corteccia motoria ed il midollo spinale). Nella sua evoluzione, il controllo nervoso passerebbe da uno stato più semplice, in cui prevalgono i centri inferiori altamente organizzati, ad uno stato più complesso, in cui prendono il sopravvento i centri superiori paradossalmente meno organizzati perché più flessibili, e quindi il controllo si trasforma da "automatico" a "volontario". Le patologie sarebbero interpretabili come una "dissoluzione", ossia come una inversione dell'evoluzione. Un'ulteriore evoluzione delle teorie gerarchiche e di quelle basate sui riflessi è la cosiddetta teoria riflesso/gerarchica secondo cui i movimenti sarebbero interpretabili come gerarchie di riflessi.
- **teorie dei programmi motori:** traggono origine dalla scoperta (Wilson 1961, Grillner 1981) che i movimenti ciclici (la locomozione, ad esempio) sono controllati da generatori di "ritmi" (central pattern generator, CPG)

che dipendono debolmente dal controllo centrale o da stimoli sensoriali. Ciò ha spostato l'enfasi dai comportamenti reattivi ai comportamenti "attivi", non necessariamente originati da stimoli sensoriali. La nozione di generatore di ritmi si è in seguito evoluta in quella, più astratta e generale, di "programma motorio" (Keele 1968). Per programma motorio si intende una "rappresentazione mentale" astratta di una certa azione, invariante rispetto agli aspetti geometrici e dinamici relativi alla sua traduzione in movimento.

- **teorie cibernetiche:** potrebbero essere sintetizzate con lo slogan "dalla fisiologia delle azioni alla fisiologia dell'attività (Bernstein 1967) e sono ispirate alla nascita della teoria dei controlli (cibernetica). Sono basate su due elementi fondamentali. Il primo è che è impossibile capire il movimento senza studiare la meccanica e le proprietà degli attuatori; il secondo è che il problema fondamentale nella fisiologia delle azioni è quello di dominare l'estrema ridondanza dei gradi di libertà intrinseci, riducendone il numero effettivo in base alle esigenze funzionali di ogni specifica attività, ossia costruendo una "sinergia funzionale".
- **teorie dinamiche:** ispirate ai concetti ed alla terminologia della dinamica non-lineare e si basano sull'idea che il sistema motorio è costituito di un insieme di moduli interagenti. Secondo queste teorie, le proprietà fondamentali del sistema motorio sarebbero l'autoorganizzazione, intesa come proprietà emergente della dinamica interattiva e non come risultato di un controllo gerarchico; la non-linearità, che permette di ottenere 'transizioni di regime' (per esempio in movimenti ritmici) semplicemente modulando dei parametri di controllo rispetto a dei valori "critici"; la presenza di attrattori (la cui maggiore o minore stabilità è alla base della variabilità osservata nei comportamenti motori).
- **teorie ecologiche:** enfatizzano l'importanza dell'ambiente (oltre alla finalizzazione dell'azione) nella strutturazione di coerenti processi percettivi e motori (Gibson 1966). Esempi tipici sono atterrare (dopo una fase di volo), afferrare o colpire al volo, in cui la tempistica di percezione e movimento è ovviamente critica. L'idea è che l'ambiente stesso, nel contesto di un'azione, fornisce "gratis" delle informazioni specifiche (affordances) che il processo sensorimotorio deve solo imparare a "cogliere", semplificando enormemente il normale ciclo percezione-movimento. Negli esempi citati l'informazione critica è il tempo all'impatto, che può essere stimato riducendo il processo percettivo ad una stima del tasso di variazione del flusso ottico e che permette l'asservimento dei movimenti finalizzati allo scopo (atterrare, colpire, ecc.).

## 2.5.2 Teorie comportamentali di Motor Learning

Precursori dei più moderni modelli computazionali di motor learning, sono state la teoria di Adams e la "schema theory" di Shmidt, che per la prima volta, hanno proposto delle spiegazioni complete delle diverse conoscenze comportamentali e neurofisiologiche del movimento.

### Teoria di Adams

La *teoria di Adams*, del 1971 [121], è una delle descrizioni più articolate della *teoria a circuito chiuso*, che a differenza dell'approccio comportamentista che riduce l'azione motoria ad un rapporto di causa-effetto tra lo stimolo e la risposta, tiene in considerazione le elaborazioni che hanno luogo tra il momento della presentazione dello stimolo e l'emissione della risposta. Tale teoria considera il soggetto che deve apprendere un dato movimento come parte attiva e non passiva e perciò in grado di rilevare e correggere l'eventuale errore commesso; nasce così una teoria basata sull'errore ed in particolare sul rilevamento e la correzione dell'errore.

Adams suppone che tutti i movimenti siano compiuti comparando il feedback istantaneo proveniente dagli arti con un riferimento di correttezza, appreso durante l'esercizio, chiamato traccia percettiva ("perceptual trace"). Perciò, minimizzando la differenza tra il feedback ricevuto e la traccia percettiva, si porta il movimento a convergere a quello corretto in un processo closed-loop. La traccia percettiva è l'elemento più importante e la precisione della risposta dipende dalla qualità di questa traccia.

Contrariamente a precedenti teorie closed-loop, Adams ha realizzato che al fine di rendere il sistema capace di percepire i propri errori, devono essere presenti due stati della memoria, uno per produrre l'azione, l'altro per valutare l'outcome. Nel caso in cui queste due funzioni fossero unificate in uno stesso stato, se il movimento fosse scelto in modo non corretto, il feedback dell'errore ed il riferimento di correttezza sarebbero sempre in accordo, senza rilevare l'errore.

Nella teoria di Adams, quindi, la traccia percettiva rappresenta la risposta corretta e il movimento è selezionato e iniziato da un altro stato di memoria che Adams chiama "memory trace", traccia mnestica, ovvero un semplice programma motorio, e il suo livello di dettaglio migliora con la ripetizione del movimento, responsabile della scelta della direzione dell'azione, della sua iniziazione, e spingendola verso il target. In seguito, la traccia percettiva prende il controllo del movimento. Ad ogni ripetizione le conseguenze sensoriali del movimento vengono incrementate e così, attraverso la traccia percettiva, la traccia mnestica si arricchisce di particolari e il movimento in essa contenuto viene rappresentato con un livello di dettaglio sempre maggiore.

Quando lo stesso movimento viene effettuato un alto numero di volte, i vari feedback sui livelli parziali della prestazione vengono confrontati con la traccia percettiva (cioè i feedback teorici del movimento corretto) fin tanto che i due tipi di feedback coincidono nella maggioranza dei casi.

Dato che il consolidamento della traccia percettiva si riflette in una traccia mne-

stica sempre più dettagliata, il movimento rappresentato nella traccia mnestica sarà ogni volta più simile al movimento desiderato, fino a raggiungere un livello di correttezza tale da non dover essere corretto dai feedback periferici e le informazioni riguardo ai risultati divengono quindi trascurabili. È a questo punto che il movimento può definirsi appreso.

Il controllo ipotizzato dal sistema a circuito chiuso è un controllo autoregolante e i parametri relativi alla prestazione desiderata, pur essendo determinati a livello centrale, sono sottoposti a continui aggiustamenti e modificazioni in conseguenza del feedback.

Una delle importanti implicazioni della teoria di Adams è che ogni errore prodotto durante il corso dell'allenamento è nocivo all'apprendimento. Questo perché quando si compie un errore, il feedback è necessariamente diverso da quello associato con una risposta corretta, e la traccia percettiva è di conseguenza degradata. Una previsione di questo modello, quindi, è che una guida può essere particolarmente utile se previene gli errori. Questa conclusione è completamente in disaccordo con evidenze, che indicano nella rilevazione dell'errore commesso lo stimolo principale all'apprendimento dell'esercizio.

Questa teoria, inoltre, non spiega l'evidenza empirica che due movimenti non vengono mai eseguiti esattamente nello stesso modo. Infatti, se come nella teoria di Adams una qualsiasi discrepanza tra traccia percettiva e feedback del movimento viene codificata come errore e il sistema mette in atto la correzione, allora il sistema rileva l'errore e procede alla sua correzione all'infinito. Questo problema potrebbe essere risolto ipotizzando degli intervalli di tolleranza del sistema, all'interno dei quali il movimento sarebbe riconosciuto come corretto anche se eseguito in maniera non perfettamente identica al modello; questa possibilità non è presa in considerazione.

### **Teoria a circuito aperto e "schema theory" di Schmidt**

Un primo modello di controllo a circuito aperto in cui il feedback, pur essendo presente, non svolge alcuna azione correttiva, è quello ipotizzato più di un secolo fa da James (1890) la cui idea fu definita come "*ipotesi delle risposte a catena*". Quando si effettua un movimento (il cui inizio è provocato da uno stimolo interno o esterno all'organismo), questo si accompagna alla contrazione di un muscolo o di un gruppo di muscoli; la contrazione, a sua volta, dá luogo ad un'informazione sensoriale che i recettori muscolari trasformano in un segnale (feedback) che funge da stimolo per un nuovo movimento. La contrazione necessaria a produrre il nuovo movimento dá luogo ad un nuovo feedback che fa scattare il movimento successivo e così via. Tale organizzazione del movimento, in base alle risposte a catena, prevede quindi che il feedback proveniente da ogni submovimento sia in grado di dare il via al successivo submovimento e così via fino alla completa esecuzione dell'azione. L'ipotesi delle risposte a catena può essere un'interessante spiegazione per quelle azioni costituite da concatenazioni di singoli movimenti, dove ogni singolo submovimento dipende direttamente da quello precedente. Il feedback non viene quindi impiegato come correttore del movimento, ma soltanto

come attivatore del movimento successivo.

La "schema theory", presentata nel 1975 da Richard A. Schmidt [96], offre un'originale prospettiva nell'analisi del movimento e cerca di risolvere alcuni problemi affrontati in maniera non ancora soddisfacente dalle teorie esistenti. Prestandosi facilmente a verifiche sperimentali, ha dato l'avvio ad una rilevante mole di ricerche, tuttora in corso. La caratteristica principale di questa teoria è il fatto di essere open-loop.

Nella teoria dello schema due elementi sono fondamentali: il programma motorio generalizzato e lo schema motorio.

Il *programma motorio generalizzato* è visto come una rappresentazione mnemonica di una classe di azioni, cioè di un gruppo di risposte che posseggono le stesse caratteristiche strutturali generali. E' un'elaborazione del concetto, già utilizzato da diversi autori, di programma motorio, considerato come una struttura astratta in memoria che precede l'azione e contiene i patterns di contrazioni e decontrazioni muscolari che definiscono il movimento; per definizione, il programma motorio per avviare il movimento non ha bisogno del feedback prodotto dalla risposta, poiché contiene un set prestrutturato di comandi muscolari capaci di avviare il gesto determinando quali muscoli contrarre, in quale ordine, con quale forza, e per quanto tempo. Schmidt elabora e arricchisce il concetto di programma motorio introducendo quello di programma motorio generalizzato, per risolvere il problema dell'immagazzinamento di quantità enormi di informazione che si presenterebbe postulando uno specifico programma per ogni azione e per spiegare la possibilità di realizzare movimenti mai eseguiti prima. Tuttavia un grosso limite di questa teoria, come del resto di tutte quelle fino a quel periodo, è che non specifica da dove provengano questi programmi motori.

Il programma motorio generalizzato possiede dunque delle caratteristiche invarianti, che restando uguali da una risposta all'altra determinano gli elementi essenziali della classe di azioni sotto il controllo del programma e definiscono la forma base del movimento. Esse sono rappresentate da:

- **ordine degli elementi**, cioè la sequenza delle contrazioni muscolari implicata in un gesto;
- **struttura temporale (phasing)**, ovvero la proporzione di tempo per i singoli segmenti di movimento, che rimane costante anche se il tempo totale di movimento cambia ;
- **forza relativa**, cioè la proporzione costante tra le forze espresse dai vari muscoli che partecipano all'azione, indipendentemente dal grado di forza complessiva.

Un programma motorio, definito da queste caratteristiche invarianti, può essere adattato alle richieste specifiche di una situazione, ovvero al cambiamento di alcuni parametri particolari che tipicamente sono: la durata complessiva, la forza complessiva e la selezione dei muscoli specifici. È compito dello schema selezionare i parametri specifici della risposta per adattare il movimento alle richieste

situazionali.

Lo *schema motorio* può essere considerato come un prototipo, una regola astratta da informazioni specifiche sui membri di una classe, una generalizzazione di concetti e relazioni derivati dalle esperienze, che consente di individuare le specificazioni richieste per eseguire una particolare versione di un programma di movimento.

I programmi motori generalizzati sono dunque il punto di partenza per lo sviluppo di schemi motori basati sulle regolazioni del feedback. Anche lo schema motorio, come il programma motorio, è generalizzato, e parametri variabili determinano di volta in volta il risultato di ogni nuovo movimento della stessa classe. L'esecuzione di un qualsiasi movimento, infatti, non viene mai ripetuta esattamente allo stesso modo, ma aggiustamenti e modifiche al programma motorio devono essere costantemente realizzati per conformare l'esecuzione alle richieste ambientali; mentre nelle discipline open-skill i processi di adattamento alle situazioni continuamente mutevoli assumono particolare rilevanza ai fini del raggiungimento degli obiettivi prefissati, in quelle closed-skill gli aggiustamenti richiesti sono minimi, poiché l'ambiente di esecuzione si può considerare relativamente stabile. Schmidt ritiene che dopo l'esecuzione di un movimento, con un programma motorio generalizzato, il soggetto immagazzina fondamentalmente quattro tipi di informazione relativi a:

- **condizioni iniziali**, ovvero informazioni sullo stato del sistema muscolare e dell'ambiente prima della risposta, come, ad esempio, posizione degli arti e del corpo, condizioni ambientali, ... ;
- **specificazioni di risposta per il programma motorio**, ovvero parametri di forza, direzione, velocità, ... , adeguati alla situazione;
- **conseguenze sensoriali della risposta prodotta**, ovvero informazioni basate sul feedback sensoriale durante e dopo la realizzazione del movimento;
- **risultati del movimento**, ovvero informazioni sul risultato ottenuto.

Dopo il movimento, i quattro tipi di informazione sono memorizzati il tempo necessario perché possano essere astratte alcune loro relazioni che vanno a costituire lo schema.

Ad ogni successivo movimento della stessa classe lo schema viene aggiornato e rafforzato come regola generale, anche in relazione all'aumentare dell'accuratezza del feedback della risposta; contemporaneamente vengono eliminate le informazioni particolari e viene così risolto il problema della quantità di dati da immagazzinare. Attraverso l'esecuzione di più gesti della stessa classe lo schema diventa progressivamente più ricco, chiaro e preciso; sulla base di esso possono essere generati ulteriori specifici movimenti mai eseguiti prima.

Schmidt distingue due stati di memoria che si fondano sulle relazioni stabilitesi fra le quattro fonti di informazione precisando due aspetti del più generale concetto di schema:

- lo *schema di richiamo* ("recall schema") permette di determinare una nuova risposta selezionando e fornendo al programma motorio generalizzato i parametri necessari per l'esecuzione del movimento. Con l'esercizio ripetuto, utilizzando diversi parametri e producendo differenti outcome, il soggetto definisce una relazione fra essi che rappresenta la regola per quel dato movimento. Ad ogni ripetizione la curva di risposta è leggermente modificata ma è solo questa ad essere memorizzata, non tutte le singole risposte.
- lo *schema di riconoscimento* ("recognition schema") è il meccanismo di riferimento che una volta formatosi consente di valutare la correttezza del movimento iniziato, confrontando il feedback sensoriale in corso con quello atteso, e di eseguire le eventuali correzioni. Esso permette di prevedere, anticipandole, le conseguenze sensoriali della risposta (feedforward o anticipazione del feedback), e di confrontarle, durante e/o dopo il movimento, con il feedback in arrivo; vengono così ricavate informazioni sul risultato ed ogni deviazione fra conseguenze sensoriali attese e reali viene riconosciuto come errore. Queste conseguenze sensoriali attese sono simili al concetto di traccia percettiva di Adams.

Ogni volta che viene eseguito un nuovo movimento per cui non è stato formato ancora uno schema, il tentativo di esecuzione non consente di raggiungere gli obiettivi prefissati. Ad ogni esecuzione vengono comunque immagazzinate delle informazioni sensoriali che permetteranno, con esecuzioni ripetute, la formazione di uno schema stabile per ottenere l'obiettivo prefissato.

Come si vede, l'importanza attribuita da Schmidt al programma motorio generalizzato non sminuisce la rilevanza del feedback: se è vero che viene postulata l'esistenza di set di comandi centralizzati, in grado di avviare autonomamente la risposta e anche di controllarla completamente quando molto rapida, sono comunque le informazioni derivate dall'esecuzione che consentono la formazione ed il rafforzamento di adeguati schemi di azione, per esecuzioni adatte alle richieste situazionali.

A differenza della teoria di Adams, per la quale gli errori hanno un effetto distruttivo in quanto degradano la traccia percettiva, nella teoria di Schmidt lo schema theory si sviluppa sia in presenza di movimenti corretti, sia di errori. Questa caratteristica è un passo in avanti essenziale.



### 2.5.3 Teorie computazionali di Motor Learning

Sono state proposte diverse teorie computazionali che cercano di imitare il comportamento del cervello nell'apprendimento motorio. Qui se ne descrivono ampiamente le fondamentali.

#### **Motor learning come controllo feedforward realizzato attraverso modelli inversi**

In [122] si sono proposte delle simulazioni di controllori motori e si sono confrontate le previsioni dei modelli con i dati sperimentali di adattamento a movimenti di reaching liberi o soggetti ad un campo di forze.

Si è analizzato un *controllo feedforward realizzato attraverso modelli inversi*. Tale schema di controllo è basato sulla previsione in termini statistici delle forze che saranno necessarie al sistema nell'esecuzione di un determinato piano motorio, senza l'utilizzo di informazioni sensoriali se non per la formulazione dello stato desiderato. E' stato considerato un semplice approccio neurale, in cui vengono fornite delle istruzioni dipendenti da un modello muscolare inverso per ottenere delle posizioni e velocità desiderate nel movimento. Per migliorare la performance dell'approccio feedforward si può aggiungere al modello inverso un modello capace di compensare le dinamiche inerziali dell'arto. In questo approccio il modello inverso delle dinamiche inerziali dell'arto trasforma la traiettoria desiderata in una coppia articolare, che è poi convertita nelle forze desiderate dei singoli muscoli ai quali giunge il comando motorio specificato dal modello inverso muscolare. Compensando le dinamiche inerziali dell'arto questo controllo è in grado di garantire un comportamento abbastanza preciso del movimento della mano in campo nullo. Tuttavia si è verificato che un *sistema open-loop* non può rappresentare il controllore umano di movimento, in quanto, basandosi solo sulle dinamiche inerziali dell'arto, non è in grado di contrastare disturbi impreveduti e modificazione del corpo e degli attuatori.

#### **Motor learning come controllo feedback realizzato attraverso modelli forward**

Il modello fino a qui proposto, basatosul modello feedforward, non e' in grado di rispondere prontamente a perturbazioni inaspettate dello stato. Essendo disponibili informazioni sensoriali, si e' optato per un modello con feedback. Per questo si è considerato un *controllo feedback realizzato attraverso un modello forward*, che prevede la posizione e la velocità della mano da una copia dei comandi afferenti e dall'ultimo feedback sensoriale proveniente dal movimento dell'arto. Si è verificato che tale sistema non può descrivere i dati sperimentali. Il problema è che l'informazione sensoriale è disponibile con un ritardo non trascurabile (a parte il feedback implicito fornito dalla rigidità intrinseca dei muscoli) e questo pone seri problemi alla stabilità del controllo.

### **Motor learning come controllo combinato feedback/feedforward realizzato attraverso modelli inversi e modelli forward**

Per risolvere i limiti intrinseci dei modelli di controllo feedforward e feedback si è considerata la possibilità che i comandi motori efferenti siano generati attraverso un *controllo che includa sia un modello inverso, sia un modello forward*.

Precedentemente, Kawato e Gomi [123] hanno proposto un modello di adattamento del modello interno che implementa il controllo feedforward, chiamato feedback error planning. In questo modello il meccanismo a feedback opera nella fase iniziale dell'addestramento, mentre quello a feedforward emerge nella fase successiva e si basa su di una strategia di auto-apprendimento. In questo modello, l'errore di retroazione nel controllore a feedback (la discrepanza fra traiettoria desiderata e quella attuale) è utilizzato come segnale di apprendimento di un modello feedforward, che agisce in parallelo e prende gradualmente il posto del controllore a feedback mano a mano che l'errore di retroazione diminuisce, acquisendo quindi un modello interno inverso della dinamica del corpo. Tale schema di apprendimento, tuttavia, non converge del caso di sistemi o carichi instabili.

Bhushan e Shadmehr hanno sviluppato un controllore simile. In questo caso il modello forward non fornisce una guida al sistema, ma un input solo quando il modello inverso non spiega precisamente le dinamiche del sistema. L'intero sistema di controllo si basa sulla stima dello stato corrente, cioè l'output del modello forward, piuttosto dello stato desiderato della traiettoria per il sistema. Il modello forward fornisce un segnale di errore che, tramite un modello inverso, modula i comandi motori.

Quando ci sono grandi errori nella performance, ovvero quando i movimenti avvengono in nuovi campi di forza, il modello forward si adatta molto più rapidamente rispetto al modello inverso; se sono disponibili risorse limitate è più importante adattare rapidamente il modello forward, per questo la performance è molto più sensibile ai cambiamenti del modello forward, anche se per eliminare completamente gli errori è necessario l'adattamento di entrambi i modelli.

Se si considera la memoria motoria come una collezione di modelli interni, allora il problema principale del controllore è quello di selezionare il giusto modello interno quando entra in contatto con l'ambiente. Se sono presenti insieme di entrambi i modelli, allora il comportamento dell'arto nell'ambiente può essere subito comparato con gli outputs dei vari modelli forward; il modello che prevede più precisamente il comportamento realizzato è poi utilizzato per identificare il modello inverso appropriato. È per questo motivo che il Control Neural System possiede sia un modello interno, sia un modello forward delle dinamiche del sistema.

Si ipotizza, quindi, che nel sistema nervoso convivano modalità di controllo feedforward e feedback, basate su modelli interni capaci di adattamento. La coesistenza delle due modalità di controllo, getta nuova luce su una congettura di Woodworth (1899) secondo cui "il movimento è composto da due tipi di componenti: l'impulso iniziale e il controllo corrente. Il controllo corrente consiste in una sequenza di aggiustamenti più fini, aggiunti all'impulso iniziale via via che la mano si avvicina al target". In effetti, i risultati suggeriscono che almeno nei mo-

vimenti di reaching la fase iniziale è essenzialmente sotto controllo anticipativo; entra quindi in gioco la componente feedback, che prevale nella fase finale.

### **Motor learning come integrazione senso-motoria**

Un altro modo per descrivere il controllo motorio è quello di considerarlo come un processo di integrazione senso-motoria tra: le informazioni dello stato attuale (posizione, forza e velocità) date dalle afferenze sensoriali, dalle efferenze dei comandi motori e dal modello interno al fine di predire lo stato futuro.

Per sviluppare un modello computazionale esplicito del processo di integrazione senso-motoria, Wolpert [101] ha proposto l'utilizzo di un filtro di Kalman.

Il modello è una combinazione di due processi che assieme contribuiscono alla stima dello stato. Il primo processo usa la stima dello stato corrente e del comando motorio per prevedere lo stato successivo simulando le dinamiche del movimento con un modello forward. Il secondo processo usa un modello del processo sensoriale di output per prevedere il feedback sensoriale della stima dello stato corrente. L'errore sensoriale, ovvero la differenza fra il feedback sensoriale attuale e quello previsto, è usato per correggere la stima dello stato risultante dal modello forward. I contributi relativi della simulazione interna e del processo di correzione sensoriale utilizzati per la stima finale, sono modulati dai guadagni del filtro di Kalman al fine di ottenere stati stimati ottimali. Il filtro di Kalman progettato da Wolpert descrive bene i dati sperimentali.

### **Motor learning come processo di ottimizzazione "greedy" degli errori cinematici e dello sforzo muscolare**

In [29] Reinkensmeyer propone un modello per rappresentare l'adattamento motorio ad un nuovo ambiente dinamico attraverso un processo nel quale il sistema motorio minimizza in modo greedy una funzione che pesa gli errori cinematici e lo sforzo. Infatti, come osservato in numerosi studi, la funzione anticipatoria del sistema nervoso non mira unicamente all'aggiornamento del modello interno per permettere una riduzione degli errori cinematici, ma è volta anche alla minimizzazione del costo energetico necessario al movimento.

In questo studio, quindi, si propone un algoritmo di ottimizzazione "greedy", che ricerca ad ogni step del processo la soluzione ottima (che minimizza gli errori cinematici e lo sforzo) considerando il costo immediato relativo unicamente del movimento successivo, non il costo complessivo di tutti i movimenti futuri. In precedenti ricerche [124] si è utilizzata una funzione costo più complicata che includeva una penalizzazione nel cambiamento dello sforzo, oltre ad uno stimatore di forza semplificato che prevedeva che la forza al seguente step fosse uguale a quella precedente; entrambi gli approcci predicono la stessa dinamica di apprendimento. Nel modello proposto da Shadmehr il movimento è scelto minimizzando una funzione di costo equivalente: ad ogni passo è calcolato il costo complessivo del movimento e la soluzione ottima ricercata è quella globale.

Il modello proposto corrisponde ad un algoritmo di apprendimento supervisionato

in quanto usa le informazioni relative agli errori per correggere il proprio output, similmente al "feedback error learning" proposto da Kawato [123]. Questo modello di ottimizzazione estende tale error-based learning rule includendo un *fattore di forgetting* direttamente legato all'inclusione di un termine di sforzo nella funzione costo che è minimizzata. La presenza di un forgetting factor è supportata anche dall'osservazione della caduta di forza quando l'errore cinematico è limitato da un canale rigido dopo l'adattamento [125], infatti quando gli errori sono piccoli, ovvero il movimento è ritenuto sufficientemente preciso, si cerca di diminuire lo sforzo compiuto e ciò è descritto da questo forgetting term. *Il fattore di forgetting* (o di slacking) era già stato proposto in altri lavori [33, 67, 126] ma qui per la prima volta *lo si mette in relazione al termine di sforzo in una funzione costo da minimizzare.*

*L'innovativo contributo di questo modello è il fatto che fornisce una connessione computazionale fra un obiettivo globale (minimizzazione degli errori e dello sforzo) ed una specifica closed-loop learning dynamic.* L'approccio "one step ahead" proposto prevede molto bene i dati comportamentali sperimentali, tuttavia presenta dei limiti nel caso in cui il sistema dinamico da apprendere sia instabile. La soluzione del problema di ottimizzazione si è trovata essere matematicamente equivalente alle dinamiche autoregressive che sono state precedentemente identificate per l'adattamento di un movimento ad un campo di forza e premette, inoltre, di identificarne un range di valori ammissibili dei coefficienti, verificati sperimentalmente.

L'evoluzione degli errori cinematici durante azioni di reaching o walking in un campo di forze, come precedentemente esposto, è ben descritta da un'equazione auto regressiva con ingressi esterni che mette in relazione la forza corrente e passata con la prestazione cinematica che, similmente all'equazione 2.1, può essere espressa come:

$$e_{i+1} = a_1 e_i + b_1 F_i + b_0 F_{i+1} \quad (2.4)$$

dove  $e$  è la misura scalare dell'errore di traiettoria durante l' $i$ -esimo movimento,  $F_i$  è la misura scalare del campo di forze esterno nell' $i$ -esimo movimento, e  $a_1$ ,  $b_1$  e  $b_0$  sono parametri costanti.

La regola d'apprendimento ("*learning rule*") può essere vista come facente parte di un sistema senso-motorio avente la struttura mostrata in figura [].

Data una traiettoria desiderata un controllore con una feedback learning rule determina le forze muscolari da applicare al passo successivo, considerando quella applicata all'ultimo step e il relativo errore cinematico. Il controllore possiede un modello inverso della dinamica dell'arto e un controllore di learning rule che guida l'adattamento quando cambiano le dinamiche esterne o dell'arto. La learning rule può essere vista come se fosse composta da un stimatore dello stato seguente e da un controllore ottimale che minimizza una funzione costo su basi trial-to-trial. La forza muscolare specificata dalla learning rule è applicata alla dinamica dell'arto che può essere perturbata da campi di forza. La learning rule è infine informata, tramite retroazione, sia del comando motorio inviato ai muscoli, sia delle informazioni propriocettive riguardo la posizione spaziale dell'arto.

La funzione costo da minimizzare ad ogni step è:

$$J = \frac{1}{2}e_{i+1}^2 + \frac{\lambda}{2}u_{i+1}^2 \quad (2.5)$$

dove  $e$  rappresenta l'errore cinematico,  $u$  l'attivazione muscolare,  $i$  si riferisce all' $i$ -esimo step o reach e  $\lambda > 0$  pesa il costo degli errori cinematici rispetto lo sforzo.

Il comando motorio e la forza muscolare sono ipotizzati essere proporzionali, ma questa è una semplificazione in quanto in alcuni casi non è reale, ad esempio a causa della fatica o della relazione forza-velocità del muscolo. La dinamica dell'arto è ipotizzata essere spring-like, con rigidezza  $K$ , in risposta al campo di forza perturbante  $F_i$  ed a qualsiasi cambiamento del comando motorio  $u_i$ :

$$Ke_i = F_i + u_i \quad (2.6)$$

Il controllore che minimizza in modo "greedy" la funzione costo durante l'adattamento ad un campo di forza è trovato determinando  $u_{i+1}$  in modo che  $\frac{dJ}{du_{i+1}} = 0$  nella 2.5 e notando dalla 2.6 che  $e_{i+1}$  dipende da  $u_{i+1}$ . Questo controllore è dato da:

$$u_{i+1} = -\frac{F_{i+1}}{1 + \lambda K^2} \quad (2.7)$$

che necessita la stima della forza successiva  $F_{i+1}$  per applicare la legge di controllo. Si assume, quindi, che il campo di forze esterne sia nella forma:  $F_i = F_0 + v_i$  dove  $F_0$  è una intensità del campo di forza costante ed incognita,  $v_i$  è un rumore a media nulla, indipendente e identicamente distribuito con varianza che considera gli errori nella percezione della forza (errori di misura). Ci si aspetta che il sistema senso-motorio cerchi di imparare  $F_0$  e di compensarla tramite il comando motorio  $u$ . Come stimatore della forza seguente si considera un filtro tempo-invariante:

$$\hat{F}_{i+1} = \alpha \hat{F}_i + (1 - \alpha) F_i \quad (2.8)$$

dove  $\alpha$  pesa la stima della forza precedente  $\hat{F}_i$  e la precedente forza percepita  $F_i$  in un calcolo ricorsivo della stima della forza seguente. La stima fornita è asintoticamente unbiased e pertanto lo scarto quadratico medio della stima di  $F_0$  è lo stesso della varianza asintotica, che può essere dimostrato essere:  $\hat{\sigma}^2 = \frac{1-\alpha}{1-\alpha} \sigma^2$ . Perciò lo stimatore riduce la varianza e lo scarto quadratico medio associati con la percezione di forza, quando  $0 < \alpha < 1$ . Inoltre,  $\alpha$  controlla il compromesso tra l'accuratezza e la velocità della stima.

Assumendo che la stima del campo di forza  $\hat{F}_{i+1}$  nella 2.8 sia usato per determinare  $F_{i+1}$  nella legge di controllo 2.7 e usando l'equazione della dinamica dell'arto 2.6 si ottiene la regole di apprendimento (learning rule):

$$u_{i+1} = fu_i - ge_i \quad (2.9)$$

$$f = \frac{1 + \alpha \lambda K^2}{1 + \lambda K^2} \quad (2.10)$$

$$g = K \frac{1 - \alpha}{1 + \lambda K^2} \quad (2.11)$$

$f$  e  $g$  sono definite rispettivamente come "forgetting factor" e "learning gain". Il controllore definito dalla 2.9 può essere visto come determinate il comando motorio richiesto per anticipare il campo di forza, in quanto incrementa il comando motorio in proporzione all'errore precedente, nella direzione che lo riduce. Il controllore, comunque, cerca di ridurre anche il comando motorio quando gli errori sono piccoli perché  $0 < f < 1$  ( $0 < \alpha < 1$  nella 2.8). Perciò tale controllore è basato sull'errore ma con un fattore di forgetting. Questo processo di apprendimento può anche essere visto come una guida verso la formazione graduale di un modello inverso del campo di forza esterno.

Si può poi predire l'evoluzione temporale degli errori di traiettoria applicando la learning rule 2.9 alla dinamica spring-like dell'arto 2.6 ottenendo:

$$e_{i+1} = \left(f - \frac{g}{K}\right) e_i - \frac{f}{K} F_i + \frac{1}{K} F_{i+1} \quad (2.12)$$

che permette di recuperare le dinamiche autoregressive che descrivono l'evoluzione dell'errore durante l'adattamento al campo di forze, con:  $a_1 = \left(f - \frac{g}{K}\right) = \alpha$ ,  $b_1 = -\frac{f}{K}$  e  $b_0 = \frac{1}{K}$  visto che  $\alpha = a_1$  significa che  $a_1$  controlla il tradeoff tra la velocità e l'accuratezza della stima del campo di forza.

Questa teoria di ottimizzazione fornisce, inoltre, predizioni riguardo il modello ARX: il range ammissibile per i coefficienti autoregressivi è:  $0 < a_1 < -\frac{b_1}{b_0} < 1$ . La dimostrazione di questa disuguaglianza si ottiene risolvendo l'equazione rispetto a  $\lambda$ :

$$b_1 = -\frac{f}{K} = -\frac{(1 + \alpha\lambda K^2)}{[K(1 + \lambda K^2)]} \quad (2.13)$$

ottenendo:

$$\lambda = -\frac{(1 + Kb_1)}{[K^2(Kb_1 + a_1)]} \quad (2.14)$$

Questo perché  $\lambda > 0$ , per cui l'unica soluzione ammissibile per i coefficienti è quando il numeratore è positivo e il denominatore è negativo. Ora, rinominando  $b_0 = \frac{1}{K}$  e imponendo il vincolo  $0 < \alpha = a_1 < 1$  per ridurre la varianza dello stimatore della forza, si ottiene la relazione desiderata. I requisiti del vincolo restringono il range dei parametri permessi più dei requisiti per la stabilità. Queste ulteriori restrizioni emergono essenzialmente dal fatto che debba essere  $\lambda > 0$  perché il modello di ottimizzazione abbia senso (se  $\lambda < 0$  il controllo cercherebbe di imporre la massima forza muscolare possibile, per ridurre il più possibile a valori negativi il costo associato). Questi vincoli matematici sono stati osservati essere validati nelle sperimentazioni.

Per quanto riguarda l'applicabilità di questo modello a pazienti post ictus, Reinkensmeyer propone di modificare i parametri  $f$  e  $g$ . Ovvero, la disabilità può essere vista come una diminuzione della velocità di apprendimento, quindi di  $g$ , e un aumento del termine di forgetting  $f$ , cioè un incremento della diminuzione dello sforzo compiuto fra due prove successive.

### Motor learning come processo di integrazione senso-motoria e di ottimizzazione

Shadmehr e Krakauer [38] ipotizzano che ogni movimento sia contraddistinto da un costo ("cost") e da una ricompensa ("reward"). Il reward può essere di varia natura, ad esempio il raggiungimento di un obiettivo. In quest'ottica, il cervello cerca di imporre comandi motori che permettano l'acquisizione di maggiori "reward", minimizzando al tempo stesso, il costo del movimento. Cioè, con l'esperienza, cerca di minimizzare la funzione costo:

$$J = \sum_{t=1}^N \left[ (y_v^{(t)} - r)^T Q^{(t)} (y_v^{(t)} - r) + u^{(t)T} L u^{(t)} \right] \quad (2.15)$$

Il peso relativo di  $Q$  e  $L$  è una misura interna dei valori dei rewards e dei costs. La matrice  $Q$  contiene il pes del costo e del reward del successo dell'azione per ogni istante. Se si valorizza il reward, allora questa variabile deve avere valore elevato. C'è anche un costo associato al comando motorio  $u$ , che qui si assume crescere come una funzione quadratica, ed è descritta dalla matrice  $L$ . Questo costo può riflettere un desiderio di essere il più parsimoniosi possibili riguardo la spesa energetica, o può riflettere il fatto che maggiori sono i comandi motori, maggiore è il rumore associato alla forza prodotta dai muscoli determinando la variabilità dell'output motorio. Questa variabilità aumenta la difficoltà di controllo del movimento. Perciò, si vuole produrre la più piccola quantità di comandi motori possibile.

In definitiva, per aver successo nell'azione è *necessario trovare i comandi motori che da una parte siano i più piccoli possibili, dall'altra che siano abbastanza grandi per permettere di raggiungere il target in tempo*. Per far questo, è necessario un modo per legare i comandi motori ai loro outcomes, ovvero è necessario un modello interno. I comandi motori  $\hat{y}^{(t)} = \begin{bmatrix} \hat{y}_v^{(t)} \\ \hat{y}_p^{(t)} \end{bmatrix}$ , ovvero le conseguenze sensoriali attese dell'azione.

Il modello interno è rappresentato dal sistema lineare dei comandi motori come:

$$\begin{aligned} \hat{x}^{(t+1|t)} &= \hat{A}\hat{x}^{(t|t)} + \hat{B}u^{(t)} \\ \hat{y}^{(t)} &= \hat{H}\hat{x}^{(t)} \end{aligned} \quad (2.16)$$

dove  $\hat{x}^{(t|t)}$  rappresenta lo stato previsto (del corpo e/o dell'ambiente) al tempo  $t$  dato il feedback sensoriale fino a quell'istante,  $H$  è una trasformazione di questi stati nel feedback sensoriale previsto,  $\hat{x}^{(t+1|t)}$  e  $\hat{y}^{(t)}$  rappresentano lo stato previsto al tempo  $t + 1$  dato lo stato ed il comando motorio al tempo  $t$ .

Quando un comando motorio è generato, si riceve un flusso continuo di feedback sensoriale  $y$ . Si combinano il feedback sensoriale previsto con le quantità osservate per formare la "belief about states", ovvero per stimare lo stato :

$$\hat{x}^{(t+1|t+1)} = \hat{x}^{(t+1|t)} + K^{(t+1)} (y^{(t+1)} - \hat{y}^{(t+1)}) \quad (2.17)$$

In questa equazione il termine  $\hat{x}^{(t+1|t+1)}$  è il "belief state" al tempo  $t + 1$ , dato che si è acquisita l'informazione sensoriale a quell'istante.  $K$  è un mixing gain,

ovvero il guadagno del filtro di Kalman, che determina quanto bisogna cambiare il belief basandosi sulla differenza tra ciò che si è previsto e ciò che si è osservato. Perciò, 2.16 descrive come si fanno le previsioni circa il feedback sensoriale, e 2.17 descrive come si combinano le osservazioni sensoriali attuali con le previsioni per aggiornare le beliefs circa gli stati.

L'azione è da compiere in modo che il movimento massimizzi le possibilità di rewards. Se 2.16 è un modello accurato di come i comandi motori producano cambiamenti negli stati, allora può essere usata come un insieme di vincoli con i quali minimizzare 2.15. (2.16 è chiamata "constraint" perché la soluzione deve sottostare alle imposizioni specificate da questa equazione, cioè la belief circa la relazione tra le due variabile nella funzione costo,  $y_p$  e  $y_v$ ).

Ad ogni istante temporale durante il movimento, si minimizza il valore atteso del costo, dato lo stato in cui si crede di essere e i comandi motori che si sono prodotti:

$$E\{J^{(t)}|\hat{x}^{(t-1)}, u^{(t-1)}\} \quad (2.18)$$

Il termine  $E\{J^{(t)}\}$  rappresenta l'aspettazione del costo del trial del trial corrente. In questo modello, dunque, in ogni passo si calcola il costo totale rimanente dell'allenamento, approccio diverso da quello proposto da Reinkensmeyer nel cui modello la soluzione ottima che minimizza il costo è determinata in modo Greedy. Tecnicamente, il costo è minimizzato partendo dall'istante temporale  $N$  in cui si suppone che il movimento termini e poi tornando indietro nel tempo verso l'istante attuale  $t$ .

Il risultato è una legge di controllo di feedback che specifica i comandi motori che si dovrebbero produrre in quell'istante come una funzione della belief riguardo gli stati propriocettivi e visivi:

$$u^{(t)} = -G^{(t)}\hat{x}^{(t|t-1)} = -G_p^{(t)}\hat{x}_p^{(t|t-1)} - G_v^{(t)}\hat{x}_v^{(t|t-1)} \quad (2.19)$$

La variabile  $G$  è una matrice che cambia con il tempo durante un movimento. Essa esprime come al tempo  $t$  si possono trasformare le beliefs degli stati sensoriali (in termini di visione e propriocezione) in comandi motori per massimizzare la performance nella parte rimanente dell'azione. Le matrici  $G$  sono fondamentalmente guadagni di feedback che si computano dalla conoscenza dei costs/rewards dell'azione ("cost to go") e delle dinamiche dell'azione ("internal model"). La sequenza temporale dei guadagni di feedback  $G$  è chiamata "control policy".

Questo modello, dunque, prevede che:

- in ogni istante temporale ci possono essere più azioni possibili; per ognuna di queste bisogna conoscere i costs associati ed i rewards degli stati sensoriali che si raggiungerebbero.
- una volta scelto il rewarding state da acquisire, bisogna sapere come i comandi motori producono cambiamenti nell'ambiente in cui si compie l'azione; il problema di prevedere le conseguenze dell'azione è chiamato "system identification".



- al fine di essere ottimali, bisogna produrre i comandi motori che minimizzano i costs e massimizzano i rewards: questo è il problema di minimizzazione vincolato nel controllo ottimo (minimizzare 2.15 con i vincoli imposti da 2.16; il risultato della minimizzazione è una strategia di controllo a feedback che specifica il guadagno di feedback che si dovrebbe applicare agli stati sensoriali 2.19.
- quando si generano comandi motori si fanno previsioni circa le conseguenze sensoriali 2.16. Quando il feedback sensoriale prodotto dal movimento giunge al CNS, si integrano le osservazioni con le previsioni e si forma un belief circa come i comandi motori hanno influito lo stato del corpo e dell'ambiente in cui agisce 2.17; questa è chiamata "state estimation".

Studi su pazienti con danni neurologici diversi possono permettere di individuare le strutture anatomiche del cervello preposte all'espletamento di queste funzioni. In particolare si è osservato che:

- una funzione del cervelletto è la "system identification";
- un ruolo della corteccia parietale è la "state estimation";
- la Ganglia è coinvolta nella computazione della funzione "cost-to-go", stimando il valore degli stati e i costi dei comandi motori;
- le aree motorie corticali, una volta che è stato selezionato uno stato obiettivo, minimizzano questa funzione costo e trasformano le stime dello stato in output motori formulando una "feedback control policy".

La strategia di controllo genera comandi motori sulla base dei beliefs dello stato del corpo e dell'ambiente con cui interagisce 2.19. La stima degli stati dipende da due quantità: una previsione, e un'osservazione.

La previsione deriva dal modello interno e usa una copia dei comandi motori per stimare il cambiamento dello stato che ci si aspetta avvenga. È la stima dello stato dell'arto, derivata da una copia dei comandi motori impartiti, che permette al sistema nervoso di guidare il movimento anche in assenza di feedback sensoriale, o quando i movimenti sono troppo veloci perché il sistema sensoriale possa entrare in gioco.

L'osservazione deriva dal sistema sensoriale che fornisce una misura reale di questi cambiamenti dello stato. Per mantenere la precisione delle previsioni sensoriali causate dai comandi motori, il cervello deve adattare il modello interno in base al feedback sensoriale. Questo adattamento può essere semplicemente la modifica dei valori dei parametri di una struttura nota (ad esempio cambiando  $A, B$  o  $H$  in 2.16), o più complesso, richiedendo l'identificazione di una nuova struttura (sostituendo la forma lineare di 2.16 con una funzione non lineare).

Nonostante non si sia raggiunta una conoscenza globalmente accettata riguardo l'influenza dei vari sistemi sensoriali e sulla possibilità, o meno, che essi

siano controllati in modo separato (vedi paragrafo 2.3), sembra essere corretto affermare che il cervelletto costituisca il sito anatomico nel quale viene formato il modello forward, che prevede le conseguenze sensoriali dei comandi motori. L'output del modello forward può poi essere usato per generare un errore di previsione che guida l'adattamento e può essere anche usato per aggiornare la stima precedente dello stato dell'arto. Il cervelletto, quindi, ha la funzione di "system identification" (processo di costruzione dei modelli interni) che, per portare ad un comportamento ottimo, deve produrre modelli interni precisi, perché non si possono massimizzare i rewards e minimizzare i costs se le previsioni sul comportamento del corpo non sono in accordo con il feedback sensoriale.

Durante la prima fase di adattamento è sotteso da questo modello il fatto che si sia in grado di acquisire i costs e i rewards del movimento; solo se queste conoscenze sono precise si può poi sviluppare un movimento ottimo. Queste informazioni si possono anche considerare come implicitamente note; ad esempio, un muscolo lesionato può determinare un elevato costo nei comandi motori ad esso inviati. Allo stesso tempo, però, non tutti i costi e i reward possono essere noti, in modo particolare quelli che dipendono dal mondo esterno, come ad esempio forze imposte o ricompense scaturite da determinati comportamenti. Questo modello presuppone la presenza di costi e reward, senza però specificare la loro natura; ciò permette un'ampia possibilità di interpretazione ed applicabilità e successive indagini devono mirare alla comprensione esatta di questi termini, nel loro significato pratico.

Nella struttura di controllo ottimale non ci sono traiettorie desiderate per il movimento. Piuttosto, il percorso è un risultato della control policy 2.19, che a sua volta è un risultato della minimizzazione di un costo 2.15 che dipende: dalla precisione spaziale (error cost) e dallo sforzo richiesto (energy cost). La richiesta di precisione influenza la selezione della velocità a causa della proprietà di dipendenza del rumore dal segnale dei comandi motori (vedi paragrafo 2.1), imponendone un massimo. Tuttavia, i movimenti normali non sembrano essere compiuti ai limiti imposti da questo trade-off, in quanto è possibile effettuarli a velocità maggiore senza una significativa perdita di precisione. Ciò può essere spiegato ipotizzando che l'esecuzione di un movimento preciso ad una velocità confortevole può essere il reward che risulta dalla scelta di una velocità che minimizza entrambi i termini di errore e di sforzo nel costo complessivo.

In seguito alla generazione di malattie alla base della Ganglia, come nel morbo di Parkinson o anche in seguito a lesioni focali come l'ictus, si osservano comportamenti come la micrografia o la bradi cinesi. Queste alterazioni del comportamento motorio sono dovute ad un cambiamento dei pesi associati alla minimizzazione dello sforzo (sensibilità al costo dello sforzo,  $L$  in 2.15) relativo a quello dell'ottimizzazione della precisione (sensibilità al costo dell'errore,  $Q$  in 2.15). Pertanto, è chiaro che i gangli della base siano coinvolti nella computazione della funzione "cost-to-go": o è qui che viene calcolata o, almeno, stima i valori dello stato ed i costi dei comandi motori.

Nell'esecuzione di un movimento accade spesso che l'obiettivo cambi il suo stato durante l'azione; soggetti sani non hanno problemi a modificare i propri movimenti, pazienti con danni parietale mostrano, invece, una particolare difficoltà. È stato dimostrato che il lobo parietale superiore (SPL) è coinvolto nella stima propriocettiva dell'arto nello spazio, mentre il lobo parietale inferiore (IPL) permette di utilizzare la visione per mantenere un senso della posizione dell'arto nello spazio. Le variabili di stato includono la posizione dell'arto (in coordinate propriocettive e visive) e la posizione del target (in coordinate visive). Quando i comandi motori sono generati, il modello forward aggiorna la sua previsione dello stato dell'arto. Generalmente ci si aspetta che l'obiettivo rimanga stazionario, e perciò l'output del modello forward continua a prevedere la posizione target. Queste previsioni assieme rappresentano il "prior belief" circa lo stato del corpo e dell'ambiente. Il feedback sensoriale proveniente dalla propriocezione e dalla visione è integrato con questa previsione per ottenere un "posterior belief". Quando il target cambia, la nuova informazione sensoriale deve essere integrata con l'output del modello forward. Nel caso in cui, a causa di danno o di limitazioni dettate dall'ambiente, i movimenti non sono accompagnati dal feedback sensoriale relativo, la guida al movimento è rappresentata dalla stima degli stati, ovvero dalla "prior belief". I risultati dello studio del movimento in pazienti con danni parietali possono, quindi, essere spiegati dal fatto che questo danno va ad impedire lo step di integrazione sensoriale di trasformazione del "prior belief" in "posterior belief".

Un altro caso in cui non si ha feedback associato al movimento e l'unica guida è rappresentata dalla previsione degli stati, si ha durante l'immaginazione dell'esecuzione di un movimento. Studi sull'immaginazione del movimento hanno osservato che pazienti con un danno unilaterale alla corteccia parietale posteriore non possono stimare precisamente la performance con la loro mano controllata: la lesione, mentre riescono con la mano ipsilaterale. Pazienti con lesioni alla corteccia motoria hanno difficoltà a compiere i movimenti immaginati, ma il tempo necessario al completamento dell'azione è uguale nel movimento immaginato ed in quello ideato. In pazienti con lesione alla PPC, invece, il movimento reale della mano contro lesionale è nettamente più lento di quanto immaginato. Può essere che l'immaginazione del movimento sia equivalente alla formulazione del costo dell'azione, minimizzandolo utilizzando un modello forward ed ottenendo i comandi motori, senza però trasmetterli agli effettori. Se la produzione di un movimento, immaginato o realmente eseguito, è un processo a controllo feedback che dipende dal belief dello stato corrente, e questa belief dipende sia dalla previsione che dalla misura, per immaginare un movimento bisogna portare a zero il peso associato con il feedback di errore misurato, facendo dipendere il processo di controllo unicamente sulle previsioni. Una inabilità a far questo determina una errata stima dello stato dell'arto durante i movimenti immaginati. Perciò, questi studi suggeriscono che la corteccia parietale sia coinvolta nella stima dello stato. Nella struttura del controllo ottimo proposto, queste stime dello stato sono moltiplicate per un guadagno per generare i comandi motori. Il guadagno è

essenzialmente una trasformazione senso-motoria, che è ottenuta con l'interazione tra corteccia parietale e le aree motorie frontali.

In (paragrafo 2.3) si è ipotizzata la presenza di controllori separati di feedback visivo e propriocettivo e che l'adattamento a perturbazioni cinematiche sia guidato principalmente dagli errori visivi, mentre l'adattamento a cambiamenti di dinamiche inerziali sia guidato principalmente dagli errori propriocettivi. Inoltre, gli effetti della degradazione delle stime visive e propriocettive dello stato influiscono differenti tipi di adattamento e differenti componenti delle traiettorie di reaching. Questo modello può essere esteso considerando che, visto che ci sono stati sensoriali distinti, esistano due guadagni di controllo feedback separati.

*L'emiparesi seguente uno stroke* è il risultato di una lesione della corteccia motoria primaria e/o del tratto corticospinale. La teoria sottostante il modello presentato presuppone un accesso a tutti i muscoli attraverso il tratto corticospinale; la sua interruzione può, quindi, essere considerata a valle delle computazioni descritte. Tuttavia ci sono due ragioni per le quali la teoria OFC ha il potenziale di fornire conoscenza riguardo l'emiparesi. Per prima cosa i risultati sperimentali suggeriscono che l'interruzione dei percorsi efferenti porta a danni nell'integrazione senso-motoria che non sono riducibili a deficit di coordinazione inter-articolare o la debolezza. Secondo, i pazienti compensano parzialmente i loro deficit, ad esempio trovando strategie alternative per raggiungere l'obiettivo. Perciò, la compensazione può essere considerata come una nuova legge di controllo ottimale nell'impostazione di un sistema alterato con l'aumento del rumore e dell'incertezza.

### **Modello interno come combinazione di elementi base gaussiani velocità-dipendenti**

Come precedentemente illustrato, durante i movimenti il cervello mappa modelli interni dell'ambiente dinamico per prevedere le forze necessarie al movimento successivo e programmare le relative attivazioni muscolari. Quando la previsione di forza non sono corrette, gli errori di movimento guidano l'adattamento del modello interno e quindi dei comandi motori. L'adattamento è implementato attraverso una generalizzazione, infatti errori compiuti in un singolo movimento hanno un ampio effetto: influenzano movimenti verso altre direzioni, in altre configurazioni dell'arto, in traiettorie differenti e nei movimenti dell'altro arto. I patterns di generalizzazione sono un riflesso di come il modello interno è codificato neuralmente. La generalizzazione è uno strumento psicofisico chiave per ricavare le computazioni che stanno alla base dell'adattamento. Per questo, a partire da [98], numerosi studi hanno quantificato la generalizzazione per ricavare la forma dei campi recettivi che sottolinea una trasformazione appresa dal cervello. Tipicamente, i soggetti sono stati allenati in un set di inputs e poi testati in un altro set; tuttavia, se si considera che in ogni prova, incluse quelle di test, gli errori aggiornano la rappresentazione, allora si possono effettuare solo pochi tests prima che

essi stessi diventino una parte importante dell'allenamento. Per risolvere questo limite Thoroughman e Shadmehr hanno proposto, in [33, 127, 128] un diverso approccio sperimentale nel quale non sono presenti prove di test. La generalizzazione è, invece, stimata dai cambiamenti trial-by-trial della performance durante l'allenamento. L'idea è quella di quantificare come l'errore in un movimento influenza la performance nel movimento seguente; in accordo con molti altri studi l'adattamento si è considerato dipendere solo dagli errori compiuti unicamente nella prova precedente.

In [33] si è dimostrato che l'effetto che gli errori compiuti in un movimento hanno su quello successivo, rivela caratteristiche delle primitive con le quali i comandi stessi sono generati. Infatti, è dimostrato che il cervello controlla complessi movimenti attraverso la combinazione flessibile di primitive, ognuna delle quali può essere considerata come un elemento computazionale del modello interno. Si è indagata la forma delle primitive che stanno alla base della formazione del modello interno quantificando le dinamiche temporali degli errori di movimento, ovvero "fittando" le equazioni:

$$\begin{aligned} z_{n+1} &= az_n + bu_n \\ y_n &= z_n + du_n \end{aligned} \quad (2.20)$$

dove  $y$  rappresenta l'errore del modello interno,  $n$  è il numero della ripetizione movimento,  $u$  indica se il campo di forze è presente ( $u = -1$ ) o assente ( $u = 1$ ),  $z$ , lo stato nascosto del sistema, rappresenta la quantità dell'errore di movimento generato dal modello interno. Si è trovato che tali primitive hanno una forma gaussiana codificante la velocità della mano, espressa come:

$$g_k(\dot{x}^*) = \exp\left(-\frac{|\dot{x}^* - c_k|^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2.21)$$

Le proprietà matematiche di ampio tuning delle primitive gaussiane descrivono il comportamento delle cellule di Purkinje presenti nel cervelletto, regione neurale coinvolta nell'apprendimento e nel controllo motorio. Una delle proprietà principali di tali cellule, infatti, è il loro tuning direzionale [129] e la loro modulazione con la velocità della mano [130]; infatti esse scaricano con una frequenza maggiore in corrispondenza di velocità preferite. È per questo che ogni cellula  $k$  è rappresentata come una gaussiana con il centro posizionato alla posizione  $c_k$  nello spazio di velocità desiderato e con deviazione standard  $\sigma$ . L'ampiezza  $\sigma$  delle primitive è risultata cruciale nei tests: simulazioni guidate da gaussiane ampie producono cambiamenti che mimano i patterns di adattamento del soggetto e l'apprendimento mostra una generalizzazione che è molto simile alla performance del soggetto, inclusa la sensibilità negativa per grandi differenze angolari tra la direzione di due movimenti consecutivi (in tal caso gli errori nel primo movimento interferiscono in modo negativo con il modello interno usato per generare il secondo).

Tuttavia, con gaussiane ampie, la previsione del comportamento in movimenti di reaching non allenati non converge alla traiettoria lineare desiderata, ma diventa a forma di S, ovvero, mentre il campo di forze è lineare in velocità, le gaussiane

ampie producono un'approssimazione che sovrastima le forze alle basse velocità e sottostima le forze alle alte velocità. La sovrastima delle forze produce una sovra compensazione del campo all'inizio del movimento, con una ampiezza che dipende dalla larghezza delle gaussiane. Il limite di questo sistema ad ampie gaussiane è dovuto all'approssimazione di segnali ad alta frequenza con basi a bassa frequenza, questo concetto è concorde con la scoperta che gli esseri umani dimostrano una capacità minore di adattamento ai campi di forza con alta frequenza spaziale

### Motor Learning come combinazione del contributo generalizzato nel campo dello spazio di primitive motorie gaussiane velocità-dipendenti

Shadmehr, Donchin e Francis [131] hanno poi introdotto un modello di controllore adattativo che apprende le forze esterne applicate con funzioni base la cui performance trial-to-trial è governata da uno specifico sistema dinamico lineare i cui parametri dipendono dalla forma delle funzioni base usate dal controllore adattativo.

L'azione in esame è un movimento di reaching di 10cm verso targets posizionati in varie direzioni. Il braccio robotico produce forze che sono dipendenti dalla velocità della mano del soggetto che, vincolato al robot, deve adattare il proprio movimento, cioè il modello interno, in modo tale da rendere i movimenti nuovamente lineari e smooth.

La forma del modello interno, o del controllore adattativo, considerata è:  $\hat{F}(\dot{x}) = Wg(\dot{x})$ , dove  $\hat{F}(\dot{x})$  è il vettore delle approssimazioni delle forze agenti sulla mano alla velocità  $\dot{x}$ . Questa forza è generata sommando i contributi del vettore di primitive  $g(\dot{x}) = [g_1(\dot{x}), \dots, g_m(\dot{x})]^T$ . In generale ogni primitiva può dipendere dalla posizione, velocità e accelerazione desiderate, ma si è scelto un insieme di funzioni base gaussiane che mappano tutto lo spazio di velocità che può essere raggiunto dalla velocità della mano. Questa decisione è dovuta al fatto di cercare di identificare con le funzioni base gaussiane i diversi neuroni, che possiedono campi ricettivi con un tuning gaussiano rispetto al campo di velocità. Ogni primitiva è associata ad un vettore di forza  $W_i$ . L'output del modello interno è la somma di questo insieme di elementi base, ovvero:

$$\begin{aligned} \hat{F}(\dot{x}) &= Wg(\dot{x}) \\ g(\dot{x}) &= [g_1(\dot{x}), \dots, g_m(\dot{x})]^T \\ W &= \begin{bmatrix} w_{x1} & \cdots & w_{xm} \\ w_{y1} & \cdots & w_{ym} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.22)$$

Se il modello interno provoca un errore e quindi non compensa le dinamiche dell'ambiente esterno, esso è in grado di adattarsi per apprendere cambiando i vettori di forza associati ad ogni elemento base secondo la regola di apprendimento:

$$w_{ij}^{(n+1)} = w_{ij}^{(n)} - \eta \frac{\partial (F - \hat{F})}{\partial w_{ij}} \quad (2.23)$$

dove  $F$  sono le forze incontrate nel movimento e  $\hat{F}$  le forze stimate dal modello interno. La velocità di apprendimento è controllata dal parametro  $\eta$ . I pesi delle gaussiane sono, quindi, incrementate sulla base dell'errore di forza. Questo adattamento non avviene durante l'esecuzione del movimento, ma al termine, ovvero modificando la performance trial-to-trial.

Per analizzare i dati comportamentali sperimentali, si è usato un sistema lineare dinamico. Nel movimento  $n$ , il soggetto si muove in direzione  $k^{(n)}$  e compie l'errore  $y^{(n)}$  che è lo scostamento della mano da una traiettoria desiderata, valutato al picco di velocità. Attraverso una matrice di compliance,  $D$ , questo errore di posizione è relazionato alla differenza tra la forza applicata dal robot  $F^{(n)}$ , anch'essa misurata al picco di velocità, e la forza prevista dal modello interno,  $\hat{F}_{k^{(n)}}^{(n)}$ , cioè:  $y^{(n)} = D \left( F^{(n)} - \hat{F}_{k^{(n)}}^{(n)} \right)$ . Si noti che la forza attesa dipende dalla direzione del movimento. Gli errori compiuti cambiano la previsione della forza per quella direzione e per tutte le altre possibili direzioni del movimenti. È più conveniente rappresentare il modello interno in termini di posizione piuttosto che di forza, per cui, tramite un cambiamento di variabile si ottiene:  $z_l^{(n)} \equiv D \hat{F}_l^{(n)}$ . Per ogni direzione di movimento si ha una variabile  $z^{(n)}$ , ognuna delle quali è un vettore. L'aggiornamento di queste variabili avviene in seguito ad ogni movimento in dipendenza dell'errore,  $y^{(n)}$ , e della funzione di generalizzazione che lega la direzione con quella del movimento. La funzione di generalizzazione è chiamata  $B_{l,k^{(n)}}$ . Il valore di  $B_{l,k^{(n)}}$  fornisce l'effetto dell'errore commesso in direzione  $k$  sulla previsione nella direzione  $l$ .

Riassumendo, il sistema dinamico ottenuto è:

$$\begin{aligned} y^{(n)} &= DF^{(n)} - z_{k^{(n)}}^{(n)} \\ z_l^{(n+1)} &= z_l^{(n)} + B_{l,k^{(n)}} y^{(n)} \end{aligned} \quad (2.24)$$

Si è "fittato" questo modello per studiare la funzione di generalizzazione. La scoperta centrale è che il pattern di generalizzazione alle direzioni vicine è bimodale, forse riflettente il fatto che gli elementi base codificano la direzione in modo bimodale. Tale risultato, però, si ottiene solo supponendo che la traiettoria desiderata sia quella compiuta in campo nullo e non vari con l'introduzione di un campo di forza; infatti se si considera la possibilità che la traiettoria desiderata vari, allora la bi-modalità è ridotta o eliminata. Si è osservato, con il ripetere dell'esercizio, un aumento della resistenza al cambiamento del modello interno, ovvero una diminuzione del valore di  $B_{l,k^{(n)}}$ ; gli errori, cioè, sembrano avere meno peso nell'adattamento. Anche questa osservazione, però, non è confermata nel caso in cui la direzione preferita possa essere modificata con l'introduzione della forza esterna.

### Motor learning come combinazione del contributo generalizzato nel campo di velocità di primitive motorie gaussiane velocità-dipendenti

Utilizzando la stessa rappresentazione di modello interno espressa nell'equazione 2.22, Francis [132] ha analizzato i pattern di generalizzazione fra movimenti uguali

(come posizioni assunte nel tempo) ma compiuti a velocità diverse e con durate diverse. Per poter studiare ciò, si è modificato il sistema lineare dinamico espresso nell'equazione , che è diventato:

$$\begin{aligned} y^{(n)} &= (D_{ts^{(n)}} \times F^{(n)}) - z_{ts^{(n)}}^{(n)} \\ z_l^{(n+1)} &= z_l^{(n)} + B_{l,ts^{(n)}} * y^{(n)} \end{aligned} \quad (2.25)$$

Nell'equazione dell'errore  $y^n = D_{ts^{(n)}} (F^{(n)} - \hat{F}_{ts^{(n)}}^{(n)})$ , la matrice di compliance  $D$  e la forza attesa variano in base alla velocità massima ( $ts$ ) del movimento. Questo errore influisce poi sulla forza attesa dal modello interno per tutte le velocità. La forza attesa dal modello interno è rappresentata in termini di spostamento attraverso la sostituzione di variabili:  $Z_{ts^{(n)}}^{(n)} \equiv D_{ts^{(n)}} \hat{F}_{ts^{(n)}}^{(n)}$ . Visto che si è interessati a scoprire come gli errori compiuti durante un movimento sono generalizzati alle altre velocità, il sistema deve essere in grado di aggiornarsi. Ciò si ipotizza avvenga come:  $z_l^{(n+1)} = z_l^{(n)} + B_{l,ts^{(n)}} * y^{(n)}$ , dove la generalizzazione dell'errore compiuto al movimento  $n$  è indicata con  $B_{l,ts^{(n)}}$ . Si è "fittato" il modello per ricavare il valore di  $B_{l,ts^{(n)}}$  e confrontarlo con quello ricavato da dati sperimentali.

Il controllore adattativo che usa un'insieme di funzioni base gaussiane rappresentanti la forza come funzione della velocità è in grado di rappresentare i dati sperimentali della generalizzazione dell'apprendimento alle diverse velocità di esecuzione di uno stesso movimento. Si è trovato che gli errori compiuti ad una velocità influiscono maggiormente gli stati interni caratterizzati da velocità maggiori.

In un altro studio Francis aveva osservato che se fra movimenti consecutivi è interposto un ritardo breve (0.5s) la quantità di apprendimento è ridotta rispetto al caso in cui gli intervalli temporali siano maggiori, che forse indica un'interazione e una condivisione di risorse tra i substrati neurali coinvolti nella produzione e nel controllo motorio. Si è ipotizzato che durante movimenti di durata maggiore il modello interno sia in grado di "apprendere di più" che in movimenti di durata inferiore, perché ha la possibilità di provare il campo di forze per un periodo più lungo e quindi ottenere una velocità di apprendimento maggiore (cioè il valore di  $B_{l,ts^{(n)}}$ ). Ciò non si è stato confermato dallo studio.

Goodbody e Wolpert [133] hanno suggerito che la generalizzazione fra movimenti compiuti a differenti velocità e durate è lineare. Questo lavoro, invece, osserva un plateau di questa relazione per alte velocità (75 cm/s) che, comunque, è meglio descritta da una relazione quadratica, piuttosto che lineare.

È stato proposto che il sistema di controllo motorio possieda la capacità di cambiare i guadagni delle diverse strategie di controllo, come il controllo del modello interno e dello stiffness. In questo studio si è osservato che questi guadagni si modificano nel corso dell'esercizio minimizzandoli e, al tempo stesso, migliorando la performance.



### Motor learning come combinazione del contributo generalizzato di primitive che riflettono la scarica dei fusi neuromuscolari

Un modello computazionale della descrizione del motor learning a livello muscolare è quello proposto da Shadmehr in [134] che ipotizza che la codifica neurale del modello interno delle dinamiche del braccio nel cervello sia effettuata tramite elementi che rappresentano lo stato dell'arto con funzioni che sono simili alla codifica trovata nelle scariche dei fusi neuromuscolari. Due idee motivano queste ipotesi:

- il feedback di errore afferente dai muscoli può agire come un segnale che insegna al cervello ad apprendere il modello interno; in questa situazione, gli stati nei quali gli errori sono compiuti sono riportati al CNS in coordinate propriocettive;
- lo stato sensoriale desiderato in una trasformazione sensorimotoria può essere rappresentato nel CNS in termini di risposta che il sistema sensoriale trasmette quando lo stato desiderato è raggiunto.

Diversi studi hanno proposto modelli matematici delle scariche dei fusi muscolari afferenti. Tuttavia, una classe di modelli si distingue in quanto i suoi componenti sono basati su proprietà fisiche delle fibre muscolari (ad esempio la relazione lunghezza-tensione) ed il modello è stato dimostrato spiegare la scarica neuronale durante il movimento attivo libero di animali. In questo modello [135] la scarica dei fusi afferenti è determinata dall'impatto dello stato del muscolo in due zone fisiche differenti del fuso muscolare: sensoriale e non sensoriale. Queste due regioni sono in serie. La lunghezza della zona sensoriale  $l$  è chiamata  $f(t)$  e la lunghezza di quella non sensoriale  $y(t)$ . visto che le zone sono in serie, le tensioni sono le stesse. Per la zona non sensoriale, la tensione  $f(t)$  è una funzione non lineare di  $y(t)$  e della sua prima derivata  $\dot{y}(t)$ :

$$f(t) = k_1 (y(t) - c) \left( 1 + \left( \frac{y(t)}{a} \right)^{\frac{1}{3}} \right) \quad (2.26)$$

Per la zona sensoriale, la tensione si ipotizza essere descritta da una semplice molla, con la tensione proporzionale alla lunghezza della zona sensoriale:

$$f(t) = k_2 z(t) \quad (2.27)$$

Dove  $k_1$  e  $k_2$  sono le lunghezze rispettivamente per le zone sensoriale e non sensoriale. La lunghezza del fuso è la somma delle lunghezze delle zone sensoriali e non:  $x(t) = y(t) + z(t)$ . Sostituendo questa uguaglianza nella 2.26 e 2.27, si arriva ad una equazione differenziale che descrive la relazione tra la lunghezza totale del fuso muscolare  $x(t)$  e la lunghezza della zona sensoriale  $z(t)$ :

$$z(t) = x(t) - a \left( \frac{bz(t) - x(t) + c}{x(t) - z(t) - c} \right)^3 \quad (2.28)$$

dove  $b = \frac{k_1+k_2}{k_1}$ . Il parametro  $a$  è la sensibilità della tensione alla velocità nella zona non lineare e  $b$  è il rapporto della somma delle sensibilità all'allungamento per entrambe le zone e la sensibilità all'allungamento per la zona non sensoriale del fuso. Il parametro  $c$  determina la tensione a lunghezza zero e la frequenza di scarica basale.

Il potenziale di recettore del neurone afferente il fuso è linearmente proporzionale alla lunghezza della zona sensoriale  $z(t)$  mentre la frequenza di scarica del neurone afferente il fuso, rappresentato da  $g(t)$ , è circa proporzionale ad una combinazione lineare del suo potenziale e della sua derivata prima. Nel modello di Hasan, la costante temporale 0.1 è stata approssimata per fittare risultati sperimentali:

$$g(t) = z(t) + 0.1z'(t) \quad (2.29)$$

Dall' 2.28 si vede che ad ogni istante temporale, la lunghezza della zona sensoriale  $z(t)$  dipende dalla storia dei cambiamenti della lunghezza del fuso, non solo dalla lunghezza e velocità attuale. Perciò, se si definisce lo stato corrente dell'arto come la sua posizione e velocità, si vede che la scarica del fuso ad un dato "stato" differisce come una funzione della storia immediatamente precedente che ha portato allo stato attuale. Per esempio, anche se la lunghezza e la velocità sono mantenuta ad un valore costante alla fine dell'allungamento, la scarica del fuso continua a variare, convergendo ad un valore di stato stazionario.

Le 2.28 e 2.29 forniscono una approssimazione di come il sistema nervoso periferico può codificare lo stato cinematico di un muscolo durante un movimento volontario. Si ipotizza, quindi, che il modello interno sia rappresentato da un insieme di elementi base descritti dalla 2.28. Il modello interno è quindi:

$$\hat{\tau}_{env}^{(t)} = \sum_{j=1}^N w_j \cdot g_j^{(t)} \quad (2.30)$$

dove  $\hat{\tau}_{env}^{(t)}$  è la coppia attesa dall'ambiente esterno,  $g_j^{(t)}$  è la frequenza di scarica di ogni elemento base, e  $w_j$  è un peso associato ad ogni fuso.

L'adattamento del modello interno è implementato aggiornando i pesi i seguito ad ogni movimento, secondo la regola:

$$\Delta w_j = -\eta g_j (\hat{\tau}_{env} - \tau_{env}) \quad (2.31)$$

dove  $\Delta w_j$  è la quantità di aggiornamento per l'elemento base  $j$ -esimo,  $\eta$  è il learning rate, e  $\tau_{env}$  è il valore reale della coppia imposta dall'ambiente. Si è testato questo modello e confrontato con dati sperimentali e si è trovato che la rappresentazione spindle-like può riprodurre risultati comportamentali di studi di adattamento a campi di forza dipendenti dalla velocità o dalla posizione. Il modello prevede, in accordo con i risultati sperimentali, una scarsa capacità di adattamento a campi di forza accelerazione-dipendenti.

Ci sono numerosi limiti in questo modello. Il modello del fuso usato suppone un livello costante dell'attività dei motoneuroni  $\gamma$  durante un movimento. Questa

è una sovra-semplificazione, anche se il modello riproduce abbastanza correttamente l'attività dei fusi afferenti durante i movimenti attivi. Il modello si può però migliorare se si considera almeno alcune dinamiche dell'azione  $\gamma$  che può cambiare le proprietà di tuning e i pattern di generalizzazione in alcuni casi.

Come precedentemente descritto 2.2 i fusi afferenti non solo i soli sensori propriocettivi che forniscono un segnale riguardante gli stati muscolari. Per esempio, gli organi tendinei del Golgi (GTO) sono molto sensibili alle tensioni muscolari. Se le conseguenze sensoriali desiderate del movimento dell'arto sono rappresentate centralmente da una codifica neurale che assomiglia alle risposte dei sensori periferici, allora la rappresentazione include basi GTO-like come anche le basi spindle-like. Ciò arricchisce l'insieme delle basi per includere non solo la sensibilità a variabili cinematiche come la posizione e la velocità, ma anche la forza.

### **Modello dell'effetto del danno ictale sul movimento tramite combinazione di primitive che rispecchiano il comportamento neurale**

Un numero crescente di studi forniscono descrizioni sempre più dettagliate riguardo le caratteristiche cinematiche e dinamiche del movimento del braccio in seguito ad ictus, ma poco si sa ancora circa i meccanismi neurali che stanno alla base, e pochi sono i modelli neurali proposti per spiegare queste caratteristiche. In [136] è stato proposto un population vector model del controllo del movimento della mano, utilizzato per simulare le conseguenze del danno di uno stroke ed è stato valutato se esso è in grado di spiegare gli errori di reaching comunemente osservati nella fase post-ictus.

Come già ricordato nel paragrafo 2.5.3 i population vector models del controllo del movimento sono basati sull'osservazione che la frequenza di scarica di molte cellule nervose varia in funzione della direzione di movimento della mano, con un picco di frequenza di scarica corrispondente ad una velocità preferita di movimento, ma tuned in un ampio spettro di direzioni. Il population vector, definito come la somma delle risposte dei singoli neuroni, tipicamente punta alle stessa direzione del movimento della mano [137, 130].

Un'interpretazione di queste osservazioni è che i neuroni in queste aree sono funzionalmente connessi ai muscoli in un modo tale da muovere la mano lungo la direzione del population vector. Qui si ipotizza che esista uno schema di controllo che traduca l'attività corticale in movimento della mano nella direzione del population vector.

La variabilità della frequenza di scarica di ogni singolo neurone corticale è stato dimostrato essere funzione della media della frequenza di scarica. Il modello proposto in questo studio incorpora livelli fisiologici di variabilità della firing-rate e simula la distruzione uniforme casuale dei neuroni, mimando l'effetto di un danno causato da stroke e confrontando le previsioni del modello riguardo la between-target variabilità (definita come la deviazione standard dell'errore di direzione in un vasto insieme di diverse direzioni target) e la within-target (definita come la deviazione standard dell'errore per diverse ripetizione del movimento

verso lo stesso target) con dati sperimentali.

Il tuning direzionale di ogni singolo neurone è modellato utilizzando una forma suggerita da studi di Georgopoulos su corteccia motoria di scimmie:

$$R = b + k \cos \theta_p \quad (2.32)$$

dove  $R$  rappresenta la media della frequenza di scarica del neurone nella direzione di movimento e  $\theta_p$  è l'angolo tra il vettore descrivente la direzione di movimento della mano ed il vettore che punta la direzione preferita, e  $b$  e  $k$  sono parametri fittati sperimentalmente. La direzione preferita di ogni cellula è modellata come un vettore unitá in 3D. L'insieme dei neuroni è stato arbitrariamente popolato e distribuito in una superficie sferica.

L'effetto dell'ictus è stato simulato eliminando una certa percentuale di vettori in modo casuale, in quanto il danno è raramente localizzato in modo preciso. Visto che i neuroni non appaiono organizzati topograficamente, lo stroke, grazie alla casualità delle eliminazioni che determina, influisce su di un ampio spettro di direzioni.

La variabilità della scarica di ogni neurone è modellata utilizzando la relazione identificata per le aree parietali e motorie della corteccia di scimmie:

$$\sigma = cR^d \quad (2.33)$$

dove  $\sigma$  è la deviazione standard della media della firing rate,  $c$  e  $d$  sono fittate sperimentalmente. Il valore reale della frequenza media di scarica  $R_a$  è modificato includendo la componente rumorosa  $R_n$  che è ottenuta in modo casuale da una distribuzione normale a media zero e deviazione standard  $\sigma$

$$R_a = R + R_n \quad (2.34)$$

Le 2.33 ed 2.34 corrispondono alla variabilità di una della frequenza di scarica di una cellula relativamente ad una singola direzione.

Per simulare un movimento generato da una "corteccia virtuale", sana o danneggiata, si è calcolato il prodotto interno tra la direzione di movimento  $\vec{D}$  ed il vettore preferito  $\vec{P}$  per ogni cellula costituente la corteccia:  $\cos \theta_p = \vec{D} \bullet \vec{P}$

Tramite 2.34, 2.32 è utilizzato per calcolare la frequenza media di scarica  $R_a$  per ogni neurone per la direzione desiderata. I vettori scalati risultanti sono sommati assieme per ottenere un population vector che si ipotizza puntare alla direzione iniziale di movimento. Si è analizzata la direzione iniziale di movimento, perché si suppone che essa rifletta il controllo volontario feedforward del cervello sul movimento.

I valori predetti dal modello corrispondono ai relativi dati sperimentali. Il modello, dunque, può essere un possibile meccanismo per mettere in relazione il livello di distruzione neurale con le caratteristiche specifiche del movimento del braccio in seguito ad ictus. Infatti, all'aumentare della morte cellulare, si è osservato un aumento della variabilità between-target e within-target degli errori di

direzioni dei movimenti.

Si presuppone che l'ictus, essendo di norma non precisamente localizzato, distrugga neuroni in aree multiple del cervello causando, in media, la degradazione di un population vector code per il controllo della direzione di movimento della mano. In piú, alcuni studi hanno mostrato che la previsione riguardante il recupero si basa piú sulla percentuale dei nervi danneggiati che sulla sede della lesione, probabilmente a causa degli effetti della plasticità neurale che permette ad aree circostanti la lesione di sopperire al danno. La manca di specificazione anatomica della sede del danno può, però, rivelarsi un limite di questo modello.

Un altro limite è che i livelli di variabilità predetti dipendono dalla dimensione della popolazione di neuroni (maggiore è l'insieme di neuroni, maggiore è il danno necessario a provocare un livello simile di variabilità), oltre al fatto importante di considerare tutti i neuroni come indipendenti e tutti impegnati nel movimento della mano, esaminata, fra l'altro, come un'azione base, non composta da innumerevoli meccanismi muscolo-nervosi distinti ed interagenti.

Un'ulteriore limitazione è l'incertezza riguardo la validità dell'ipotesi del population vector di controllo motorio, in quanto il controllo corticale del movimento è un processo non completamente compreso e al centro di dibattito scientifico.

Inoltre, la frequenza di scarica delle cellule corticali non varia solo in dipendenza della direzione e della velocità del movimento, ma anche del livello di forza applicata, suggerendo che la corteccia non controlla esplicitamente la velocità della mano. Queste osservazioni hanno portato ad ipotizzare che il population vectors specifica l'attivazione muscolare direttamente e che le meccaniche del muscolo e dell'ambiente determinano le correlazioni di firing-rate osservate.

Un altro limite di questo modello è che ignora la possibile influenza della debolezza muscolare, tipica dei pazienti post-stroke. Questo studio si focalizza sugli errori di direzione, la diminuzione dell'intensità del population vector dovuto alla distruzione di neuroni, può corrispondere a limitazioni di forza o velocità.

Un altro problema è che è possibile che i pazienti possiedano intrinsecamente la capacità di eseguire correttamente un movimento, ma non spontaneamente.



## Capitolo 3

# Robot utilizzati nella riabilitazione dell'arto superiore in seguito ad evento ictale: metodologie di controllo

Gli strumenti robotici riabilitativi delle funzioni motorie, nel caso particolare relative agli arti superiori, possono essere classificati in base al livello di assistenza fornita durante il trattamento.

### 3.1 Robot per eseguire esercizi passivi

Nella fase acuta seguente l'evento ictale ha come obiettivo la prevenzione della disabilità motoria secondaria e terziaria attraverso la mobilizzazione precoce, l'igiene articolare evitando così il "learning non use". È in quest'ottica che vengono introdotti sistemi robotici che permettono una mobilizzazione passiva degli arti, ovvero movimenti che vengono fatti compiere alle articolazioni di un paziente senza che questo partecipi al movimento con la contrazione muscolare volontaria. È indispensabile che ogni manovra mobilizzi selettivamente le singole articolazioni, che il paziente sia completamente rilassato, che il movimento non risvegli dolore e non causi contratture e che la mobilizzazione venga eseguita con costanza, a volte per lunghi periodi (mobilizzazione passiva continua, MPC, introdotti nel 1980 dal Dott. Robert Salter) prevedendo l'esecuzione di escursioni articolari graduabili al fine di un progressivo recupero.

Un tipico dispositivo MPC è formato da un supporto per l'arto, da dei motori guida e da un'unità di controllo. I dispositivi MPC per gli arti superiori possono essere montati vicino al letto o su una sedia a rotelle. L'unità di controllo permette di regolare la velocità e altri parametri del moto (grado di rotazione, flessione ed estensione), oppure talvolta mette in pausa la modalità di moto continuo per permettere una contrazione attiva dei muscoli del paziente o per fornire una stimolazione elettrica neuromuscolare. Fanno parte di questa categoria di robot il

Reharob ed il GENTLE/s (che permette anche la modalità attiva o attiva-assistita).

Tali robot possono fornire, oltre al movimento passivo dell'arto, anche dei feedback estrinseci riguardo il movimento compiuto. Nella prima fase riabilitativa, quando l'impossibilità di movimento è maggiore, grandi benefici possono essere garantiti fornendo informazioni multisensoriali corrispondenti al movimento. Questo, probabilmente, va ad istruire il modello interno del paziente, che può apprendere ad associare stimoli sensoriali agli stati dell'arto. *Oltre agli stimoli propriocettivi forniti intrinsecamente dalla guida passiva, si possono fornire informazioni sia visive, sia uditive che esprimono, ad esempio, la velocità o la posizione istantanea del movimento o comunque sulle caratteristiche più importanti del gesto compiuto.* Alcune ricerche hanno dimostrato come le informazioni sul risultato abbiano un maggior effetto ai fini dell'apprendimento quando sono precise, espresse cioè in termini quantitativi, piuttosto che quando sono invece di tipo qualitativo (ad esempio, osservazioni come "giusto", "sbagliato", "troppo veloce", ecc.). La precisione non deve però superare un limite ottimale, determinato dalla capacità individuale di trattare informazioni: la KR deve cioè offrire informazioni che il paziente è effettivamente in grado di utilizzare, per non superare le capacità di elaborazione e produrre invece uno degrado della prestazione. Informazioni sulla prestazione possono essere fornite anche in termini di KP, con riferimento cioè alle caratteristiche dell'esecuzione. Nella prestazione fortemente errata, come è spesso quella dei pazienti in questo stadio, è opportuno individuare gli errori principali e stabilire un ordine prioritario di correzione; la KP dovrà aiutare il soggetto a indirizzare l'attenzione sul particolare aspetto da correggere. La quantità di informazioni trasmesse deve, tuttavia, essere limitata alle reali capacità di attenzione e di elaborazione soggettive, poiché un sovraccarico di stimoli ostacola l'apprendimento.

## 3.2 Robot per esercizi resistivi

Recenti studi hanno dimostrato che introdurre nel robot un sistema di controllo che permetta di fornire una resistenza al movimento del paziente, porta ad una maggiore stimolazione della neuroplasticità e quindi ad un maggior controllo motorio. Già è evidente in soggetti sani che vogliono rafforzare le loro capacità motorie. Dunque, è chiaro che questa tipologia di esercizi sia indicata solo a pazienti con lieve danno, o comunque che hanno già raggiunto un considerevole recupero funzionale che permetta di compiere i movimenti in maniera quasi indipendente. Non esistono dei dispositivi di tipo solo resistivo, ma la quasi totalità di quelli che forniscono un'assistenza passiva e attivo-assistita potrebbe permetterne una sua realizzazione.



### 3.3 Robot che impongono campi di forza per causare il motor learning desiderato

Una particolare tipologia di esercizi resistivi che contengono anche caratteristiche adattative (vedi paragrafo seguente) é costituito dall'utilizzo di campi di forza applicati tramite robot.

Patton e Mussa-Ivaldi hanno esplorato la possibilitá di insegnare movimenti desiderati utilizzando gli after-effects causati dall'adattamento a campi di forze applicati tramite robot [138, 139]. É dimostrato che i pazienti post-ictus mantengono la loro abilitá, anche se diminuita, di adattare i loro movimenti quando esposti ad un ambiente meccanico alterato (campi di forza), richiedendo, però, un maggior numero di ripetizione del movimento, mostrando minori aftereffects e una variabilitá maggiore rispetto a soggetti sani (vedi paragrafo 2.4.7). Un promettente approccio riabilitativo per re-allenare le abilitá di reaching in pazienti con emiparesi in seguito ad ictus puó essere l'**allenamento adattivo**, nel quale si utilizzano le tendenze adattative naturali del sistema nervoso per facilitare il recupero motorio. Questo metodo riabilitativo prevede, tramite un modello inverso del processo di adattamento, di progettare un campo di forza che provochi gli after-effects desiderati, mediante la temporanea amplificazione degli errori cinematici, al fine di stimolare l'apprendimento e la compensazione degli errori. Una assunzione implicita di questo approccio é che le forza che spinge il soggetto sulla traiettoria desiderata puó essere appresa correttamente anche tramite una diversa traiettoria. L'ampio tuning di apprendimento puó essere sfruttato in modo tale da rendere non necessario un allenamento in ogni direzione possibile per generare after-effects in tutte le direzioni.

Anche Reinkensmeyer et al. hanno proposto una tecnica simile [140, 34]. Nell'approccio proposto da Patton e Mussa-Ivaldi si identifica un ambiente dinamico, che, al raggiunto adattamento, causa after-effects che producono una traiettoria desiderata. L'identificazione dell'ambiente dinamico richiesto (cioé un appropriato pattern spaziotemporale di forze che il robot deve applicare) avviene modificando iterativamente un campo di forze tempo-dipendente basato sugli errori cinematici. Il campo di forza é presente durante il movimento del Soggetto ed una volta trovato quello che produce gli errori desiderati, se ne inverte il verso, cosí stimolando il Soggetto ad adattarsi nuovamente. Gli after-effects conseguenti al cambio di campo di forza, sono simili alla traiettoria desiderata.

Nell'approccio di Reinkensmeyer, invece del metodo di identificazione iterativa, si calcola esplicitamente l'ambiente dinamico richiesto per influenzare il motor learning basandosi su un modello computazionale dello stesso 2.5.3. L'osservazione chiave é che l'evoluzione dell'errore é ben modellata da un processo nel quale il comando motorio della ripetizione successiva é modificato in proporzione all'errore cinematico compiuto nell'ultima ripetizione. L'abilitá nel prevedere l'adattamento motorio suggerisce la possibilitá di manipolarlo. In modo particolare, si puó indurre una regolazione motoria nel movimento successivo (amplificando l'errore allo step precedente) che possa produrre un errore nullo in un campo di

forze obiettivo che fa riferimento allo stato finale adattato. Perciò, manipolando transitoriamente l'intensità del campo di forze, è teoricamente possibile indurre un completo adattamento in una sola ripetizione del movimento. I risultati dimostrano che è possibile aumentare la velocità di adattamento motorio ad un nuovo ambiente dinamico basandosi sulle conoscenze dei meccanismi computazionale che stanno alla base dell'adattamento, amplificando transitoriamente l'errore. Questo adattamento non si ottiene in una sola ripetizione, come previsto dalla teoria, perché il modello computazionale di apprendimento non ne rappresenta completamente le dinamiche. Infatti, i parametri del modello possono dipendere dall'ambiente esterno; ad esempio, la correzione dell'errore diventa minore se le forze imposte sono grandi ed improvvise. Per cui una possibilità è che il sistema nervoso riduca il learning gain quando il campo è amplificato, producendo una minore correzione; ovvero il sistema motorio si contrappone alla transitoria amplificazione dinamica. In accordo con questa possibilità, Kording e Wolpert [141] hanno identificato come il sistema motorio calcola il costo dell'errore cinematico in un task basato sull'assunzione che il sistema motorio minimizza questo costo: determinarono che questo costo è quadratico per piccoli errori, ma lineare se gli errori sono grandi. Le dinamiche di apprendimento del campo di forze possono essere viste come una procedura di minimizzazione: come descritto in [142] cioè un processo di minimizzazione della somma pesata dell'errore cinematico, della forza e del cambiamento della forza.

Anche se non utilizza un'assistenza di forza robotica, in [83] si è studiato come la manipolazione del feedback visivo (più facile da realizzare) possa influenzare la riabilitazione motoria in pazienti post-ictus. Il protocollo di "visual distortion" presentato vuole essere un aiuto per questi pazienti che hanno difficoltà nel migliorare il loro livello di performance motorio. Infatti, i pazienti cronici sono affetti da una resistenza nello sviluppare dei miglioramenti a causa della prolungata convivenza con la loro disabilità motoria. Ai soggetti è stato fornito feedback visivo mappato in dipendenza di qualche variabile di movimento, come la forza o lo spazio di lavoro. Per prima cosa si sono misurati i JNDs (Just Noticeable Differences, che possono essere interpretati come una concretizzazione della legge di Weber-Fechner e della formula di Stevens) di forza e posizione, in particolare studiando le più piccole differenze di tali parametri percettibili dal soggetto. I pazienti colpiti da ictus mostrano una diminuzione della capacità di discriminare posizioni e forze nel lato danneggiato. L'esperimento consisteva nell'incrementare il campo relativo alla variabile del movimento mappata nel feedback visivo per incoraggiare il soggetto a migliorare la sua performance. Questa mappatura è stata resa impercettibile al fine di non creare nel soggetto un giudizio sulla non attendibilità del feedback visivo. Questo esperimento mostra che la distorsione visiva può essere utilizzata per aumentare la produzione di forza e la distanza del movimento compiuto dal soggetto.

Altri studi concordano che aumentando l'errore ed utilizzando feedback alterati, si possa rafforzare l'apprendimento. Tuttavia, non tutti i tipi di feedback rafforzato si sono dimostrati benefici dal punto di vista terapeutico per i pazienti

post-stroke [143].

Tutte queste distorsioni sembrano poter stimolare l'adattamento ed il rapido recupero dei disordini sensoriali, come l'emeieglienza spaziale, tipico in pazienti post-ictus, permettendo di accorciare i tempi del recupero. Resta tuttavia da dimostrare, se l'adattamento a distorsioni meccaniche o aptiche coinvolga o no, gli stessi meccanismi di stimolazione del recuper funzionale oppure vada a stimolare solamente alcune caratteristiche dell'esecuzione del movimento.

Queste strategie riabilitative alterano e accelerano il processo di apprendimento in individui sani, ed in maniera piú lenta, in pazienti post-ictus i quali mostrano after-effects benefici persistenti per un lasso di tempo doppio. Appare chiaramente che i benefici degli after-effects sono conservati nel tempo in quanto riconosciuti come un miglioramento. Il sistema di controllo motorio puó conservare i benefici di questo tipo di allenamento adattativo per diverse ragioni:

- i pazienti post-stroke devono riuscire ad utilizzare i percorsi motori rimasti intatti in seguito al danno. Il cervello cerca di inviare segnali di comando motorio convenzionali (pre-danno), che ora sono inappropriati a causa dell'infortunio. Questo metodo di allenamento puó indurre il sistema nervoso a provare una nuova strategia motoria che non é intuitivamente ovvia al sistema danneggiato, ma che diventa una "motor epiphany" in seguito alla rimozione delle forze di allenamento.
- il sistema nervoso danneggiato non reagisce ed apprende dai piccoli errori di movimento; i sistemi di feedback sensoriale possono richiedere di rilevare uno stimolo con un'ampiezza sufficientemente grande per dare il via al processo di recupero. I piccoli errori possono essere impercettibili o considerati meno importanti rispetto ad altri aspetti del movimento, come ad esempio il raggiungimento di un target, il conservare il minor dispendio di energia per compiere il movimento oppure per minimizzare il fastidio. a conclusione di puó dedurre che le forze che amplificano il rumore sembrano portare a degli effetti benefici, mentre le forze che li riducono portano al risultato opposto. Modelli di sistemi di apprendimento, come le reti neurali, suggeriscono che l'errore guida l'apprendimento. Di conseguenza, questi sistemi possono apprendere meglio e piú velocemente se gli errori sono amplificati.
- intensificando l'errore, si puó aumentare il rapporto signal-to-noise del feedback sensoriale.
- l'amplificazione dell'errore puó aumentare l'attenzione e la motivazione o portare ad una sorta di stato ansioso, che é stato suggerito essere correlato con l'apprendimento.
- si puó apprendere ad un livello subconscio con la minima attenzione e con una minore motivazione rispetto a tipologie piú esplicite di allenamento. Studi su pazienti post ictus hanno evidenziato che il processo implicito di apprendimento ha luogo senza la consapevolezza di ciò che si sta imparando,

e spesso senza richiedere un'attenzione cosciente. Il richiamo di ciò che si é appreso puó essere piú automatico. L'apprendimento implicito puó coinvolgere differenti percorsi neurali che hanno origini evoluzionistiche precedenti le aree di apprendimento esplicito. Di conseguenza, i processi di allenamento robotico possono fornire una valida alternativa bypassando aree affette da deficits di attenzione o da danni cerebrali.

Nonostante si siano rivelate molto efficienti, non tutti i pazienti possono beneficiare di queste tecniche riabilitative. É questo il principale limite dell'applicabilità di tale strategia: i pazienti piú gravemente danneggiati, incapaci di adattarsi a causa di estesi danni neurali, oppure a causa di una forte debolezza o di un netta riduzione del range of motion, oppure pazienti in fase cronica (i sistemi motori hanno subito una modifica ormai remota), essi traggono minori benefici da queste tecniche, senza mostrare after-effects, ma facendo un persistente affidamento sul control feedback per correggere gli effetti causati dalla perturbazione.

Inoltre, l'allenamento adattativo non considera le proprietà del riflesso spinale e i movimenti per i quali il controllo predittivo gioca un ruolo minore (ad esempio movimenti lenti ed ampi) e che possono essere quindi, meno influenzati da questo metodo.

### 3.4 Robot per esercizi attivi e attivi-assistiti

In fase post-acuta gli esercizi terapeutici vengono impostati in modo tale che il robot assista il movimento dell'arto senza, però, sostituirlo completamente. A tal scopo, esistono dei dispositivi che lasciano completa autonomia al paziente, cioè forniscono solamente un supporto anti-gravitazionale al braccio, ma senza movimentarlo, ne é un'esempio il NeReBot[144, 145]. La movimentazione dell'arto avviene dal movimento volontario del paziente. Nella modalità attiva, di solito il paziente ha un tempo illimitato per completare l'esercizio, la macchina rimane passiva fino a che egli non esce dallo spazio di lavoro o dal percorso stabilito. Se ciò succede, delle opportune forze intervengono per riportarlo sulla giusta strada. Un esempio di dispositivo completamente attivo, privo di attuatori é il T-Wrex (Therapy WREX), costituito da una ortesi a 5 g.d.l, il Wilmington Robotic Exoskeleton (WREX), facilmente manovrabile che assiste il paziente nei movimenti su un vasto piano di lavoro, da un sensore di presa che rileva la pressione della stretta della mano e da un software che simula le attività funzionali, l'ortesi controbilancia passivamente il peso del braccio usando delle strisce elastiche. Risultati clinici hanno dimostrato che se opportunamente supportato, l'arto leso é in grado di svolgere le funzioni di raggiungimento di un target o di disegno di semplici figure. Tale dispositivo é adeguato per aiutare i pazienti cronici, che hanno un livello medio di disabilità. Ad esempio, un'estensione del MIT-MANUS [146] e l'ARMin [147] risolvono il problema di muovere il braccio contro gravità, aggiungendo al controllore un termine di offset proporzionale al peso dell'estremità del paziente.

É in questa fase che i dispositivi possono fornire un feedback estrinseco relativo al

movimento volontario del paziente. Il feedback propriocettivo é fornito intrinsecamente dall'organismo stesso, quando il movimento é compiuto autonomamente, o può essere considerato come uno stimolo impulsivo di forza fornito dal robot come spinta a proseguire o correggere l'azione. Il feedback visivo può essere costituito dalla semplice visione del proprio braccio durante il movimento sullo spazio di lavoro, ma può anche essere visualizzato tramite uno schermo, nel quale sono rappresentati la posizione della mano e del target, oppure l'errore di traiettoria, oppure un indice dell'errore di forza compiuto o un indice per correggere sinergie multi-articolari anormali.

### 3.5 Robot per esercizi adattativi: "assistance-as-needed"

Il grosso limite dei dispositivi robotici sopra descritti e che non sono in grado autonomamente nel corso della terapia, di adattarsi al paziente, né sono capaci di modificare l'assistenza fornita in risposta all'ampia varietà di livelli e tipologie di danno fra diversi pazienti.

La base per una efficiente terapia riabilitativa é ciò che i clinici chiamano "assistance-as-needed": consiste nel fornire, tramite robot o terapeuta umano, assistenza meccanica al paziente per aiutarlo a compiere completamente il movimento desiderato, ma in misura non più che strettamente necessaria a raggiungere l'obiettivo. Il principio che sta alla base di questo approccio può essere sintetizzato con ciò che può essere chiamata "assist-as-needed hypothesis". Fornire troppa assistenza causa una diminuzione dell'output efferente del paziente e, conseguentemente, della neuro plasticità; un controllo rigido che impedisca gli errori, priva il paziente dello stimolo intrinseco principale al processo di recupero. L'interazione cedevole instaurata con i pazienti tramite il controllo di impedenza mantiene la relazione causale tra sforzo ed errore é fondamentale per il motor learning [96]. Nel caso contrario, fornire troppo poca assistenza riduce il range of motion, limita il numero di ripetizioni del movimento realizzabili dal paziente, e in qualche caso rende impossibile realizzare il task motorio prefissato, causando frustrazione, diminuendo la motivazione all'allenamento, e quindi, anche in questo caso, riducendo la neuro plasticità. In accordo con tale ipotesi, fornire la giusta assistenza é essenziale per ottimizzare la terapia.

Sono stati progettati numerosi controllori per strumenti robotici terapeutici seguendo l'ipotesi di assist-as-needed. I primi controllori usavano un feedback PID di posizione. Altri controllori hanno utilizzato l'approccio di automaticaly triggering dell'assistenza robotica basandosi sulla misura dell'errore di posizione o il ritardo temporale nel completare completamente la traiettoria desiderata. Sono state proposte strategie per adattare iterativamente la rigidità, la temporizzazione, la traiettoria desiderata o le forze esercitate dal robot come funzione della misura real-time della performance del paziente durante il task.

Ad esempio, un passo in questa direzione é stato proposto da Reinkensmeyer [148]

che esprime la forza massima assistiva dipendente dalla differenza tra la velocità massima dell'ultima ripetizione dell'esercizio e la velocità desiderata, espressa tramite un coefficiente  $b$ :

$$b_i = b_{i-1} + c (\max(v_{ipsi}(t)) - \max(v_{i-1}(t))) \quad (3.1)$$

dove  $b_i$  è il coefficiente relativo alla velocità di assistenza per la  $i$ -esima ripetizione,  $c$  è una costante di adattamento che determina l'ampiezza dell'incremento,  $v_{i-1}(t)$  è il profilo di velocità dell'ultima ripetizione, e  $v_{ipsi}(t)$  è il profilo di velocità dell'arto ipsilesionale. Durante la  $i$ -esima ripetizione, il coefficiente è moltiplicato per la velocità istantanea per determinare l'output motorio:

$$m_i(t) = b_i v_i(t) \quad (3.2)$$

Perciò il robot non assiste il movimento fino a quando il paziente non lo inizia. L'assistenza fornita destabilizza il movimento del paziente, aumentandone il range e la velocità. Con l'aumentare della velocità del paziente da parte dell'assistenza robotica, l'algoritmo diminuisce il coefficiente  $b_i$  di prova in prova, fino a raggiungere una parità tra picco di velocità attuale e desiderato. In questo caso il paziente è in grado di muoversi più velocemente della velocità desiderata. Nel caso in cui il paziente si muova più velocemente di quanto desiderato, l'algoritmo diminuisce la velocità di assistenza, fornendo eventualmente una resistenza, impostando  $b_i$  negativo. Questo controllore adattativo rende i movimenti meno stabili, ma, visto che le forze che fornisce sono piccole rispetto alle forze nette richieste per muovere l'arto, la tecnica incrementa le forze di accelerazione e decelerazione generate dal paziente piuttosto che creare accelerazioni rapide ed instabili.

Questi tentativi di fornire una "assistance-as-needed" hanno portato a risultati limitati [149], in quanto non si basano su modelli computazionali di motor learning e di interazione robot-paziente.

### 3.6 Robot "assistance-as-needed" che integrano un modello di interazione robot-paziente in real-time

Recenti studi hanno osservato che il terapeuta agisce come un robot controllato in posizione, ma solo durante alcune fasi del movimento, mentre in altre come controllore di forze con una rigidità molto limitata permettendo una certa variabilità della traiettoria, piuttosto che imporre la ripetizione di un movimento perfettamente identico e standardizzato. Il terapeuta è in grado di fornire tale assistenza in quanto forma un modello interno delle dinamiche dell'arto del paziente e uso un controllo in forza. In altre parole, il terapeuta è in grado di percepire la capacità del paziente, usando tatto e vista, e di conseguenza modificare il livello di forza di assistenza fornita in base alle necessità del paziente.

Si è cercato di realizzare un controllore robotico che simuli il controllore "umano",

### 3.6. ROBOT "ASSISTANCE-AS-NEEDED" CON MODELLO INTERAZIONE ROBOT-PAZIENTE

per questo si é proposto [150] di risolvere il problema della "assistance-as-needed" robotica come un processo di ottimizzazione che minimizza la forza esercitata dal robot e l'errore cinematico del movimento:

$$J = \frac{1}{2} (x_{i+1} - x_d)^2 + \frac{\lambda_R}{2} (R_{i+1})^2 \quad (3.3)$$

dove, per lo step  $i$ -esimo,  $x$  é la posizione dell'arto,  $x_d$  é la posizione desiderata,  $R$  é la forza esercitata,  $\lambda_R$  é una costante che pesa il costo relativo dei termini di errore e di forza.

Per trovare il controllore che minimizza tale funzione costo si utilizza il modello di motor learning proposto in (paragrafo 2.5.3), ovvero corrispondente al processo di formazione del modello interno: in risposta ad una forza perturbante il paziente attua la seguente risposta dinamica:

$$x_{i+1} = a_0 x_1 + b_1 F_i + b_0 F_{i+1} + c_0 \quad (3.4)$$

$$u_{i+1} = f_H - g_H (x_i - x_d) \quad (3.5)$$

con:

$$a_0 = f_H - \frac{g_H}{K} \quad b_0 = -\frac{1}{K} \quad b_1 = -\frac{f_H}{K} \quad c_0 = \left(1 - \left(f_H - \frac{g_H}{K}\right)\right) x_d \quad (3.6)$$

Si ipotizza che il campo di forza applicato all'arto sia la somma di due perturbazioni: la forza applicata dal robot e una forza virtuale generata dall'impedimento neurologico:

$$F_i = R_i + I_i \quad (3.7)$$

La forza virtuale  $I_i$  può essere vista come l'effetto dell'infortunio neurale espresso come forza.

Sostituendo 3.7 in 3.4 si ottiene la dinamica dell'adattamento motorio in risposta all'assistenza robotica e all'impedimento neuro fisico:

$$x_{i+1} = a_0 x_i + b_i R_i + b_0 R_{i+1} + b_i I_i + b_0 I_{i+1} + c_0 \quad (3.8)$$

Il minimo della funzione costo dell'3.3 si ha quando:

$$\frac{\partial J}{\partial R_{i+1}} = (x_{i+1} - x_d) \frac{\partial x_{i+1}}{\partial R_{i+1}} + \lambda_R R_{i+1} \quad (3.9)$$

Riadattando 3.9 con i termini parziali dall'3.8 fornisce il controllore del robot che minimizza il funzionale di costo:

$$R_{i+1} = -\frac{b_0}{\lambda_R} (x_{i+1} - x_d) \quad (3.10)$$

Sostituendo 3.8 nella 3.10 si ottiene il controllore del robot basato sull'errore:

$$R_{i+1} = f_R R_i - g_R K (x_i - x_d) + c_R (f_H I_i - I_{i+1}) \quad (3.11)$$

con i seguenti parametri:

$$f_R = \frac{f_H}{\lambda_R K^2 + 1} \quad c_R = \frac{1}{\lambda_R K^2 + 1} \quad g_R = \frac{f_H - \hat{g}_H}{\lambda_R K^2 + 1} \quad \hat{g}_H = \frac{g_H}{K} \quad (3.12)$$

Il controllo del robot 3.11 é perciò simile al controllo umano 3.5, in quanto modifica la forza del robot basandosi sull'errore cinematico. Usa inoltre un fattore di forgetting,  $f_r$ , per decrementare gradualmente la forza del robot agli istanti successivi quando l'errore é piccolo, permettendo l'apprendimento con la riduzione dell'errore. La legge di controllo contiene inoltre un termine di feedforward legato alla forza di impedimento  $I$ . Questo termine é piccolo se l'impedimento é supposto costante e il fattore di forgetting umano é circa nullo.

Supposto costante  $e$  il fattore di forgetting umano é circa nullo. Un effetto di questo termine di feedforward é di inizializzare la forza del robot  $R$  in modo che limiti l'errore cinematico causato dall'impedimento.

Si suppone l'impedimento costante, quindi  $\Delta I = 0$ . Combinando il controllore del robot 3.11 con la dinamica che descrive l'adattamento motorio 3.8 e sostituendo la  $R$  dell'3.10 per  $R_i$  attraverso lo spostamento all'indietro nel tempo di uno step, si ottiene la dinamica del sistema di allenamento robotico al movimento in relazione all'interazione con il paziente:

$$x_{i+1} = d_0 x_i + (1 - d_0) x_d + d_i (I_{i+1} - f_H I_i) \quad (3.13)$$

con i seguenti coefficienti:

$$d_0 = f_H - \hat{g}_H - g_R + \frac{(f_H - f_R)}{\lambda_R K^2} \quad d_1 = \frac{\lambda_R K}{\lambda_R K^2 + 1} \quad (3.14)$$

Si noti che queste dinamiche provengono dall'interazione di due processi adattativi: l'algoritmo di controllo del robot 3.11 e l'adattamento motorio umano in risposta alle forze applicate 3.8.

I guadagni del controllo devono, però, sottostare a delle condizioni:

- il fattore di forgetting  $f_R$  deve essere minore del fattore di forgetting umano  $f_H$ . Ciò significa che il robot deve tentare di ridurre la sua assistenza piú velocemente di quanto il controllore umano riduce la forza esercitata, in modo da assistere solo al bisogno.
- algoritmo ottimizzato di assistenza "assist-as-need" é stabile fino a quando il controllore di adattamento umano é stabile, perché l'algoritmo limita il guadagno di apprendimento basato sull'errore  $g_R$ .

La stabilità del sistema robotico quando interagisce con il paziente é determinata dal coefficiente  $d_0$  in 3.14. Perché il sistema di interazione sia stabile deve essere  $|d_0| < 1$ . Sostituendo  $g_R$  e  $f_R$  della 3.12 nella 3.14:  $d_0 = f_H - \frac{\lambda_R K^2}{\lambda_R K^2 + 1} \hat{g}_H$ . Perciò  $|d_0| < 1$  per tutti i  $\lambda_R > 0$  se  $|f_H - \hat{g}_H| < 1$  e  $0 < f_H < 1$ . In accordo con 3.4 ed 3.6, la condizione  $|f_H - \hat{g}_H| < 1$  corrisponde alla condizione di stabilità per il sistema di adattamento umano operante singolarmente. Perciò, anche se é possibile individuare un piú grande error-based learning gain  $g_R$  per il robot in 3.11,



### 3.6. ROBOT "ASSISTANCE-AS-NEEDED" CON MODELLO INTERAZIONE ROBOT-PAZIENTE

un guadagno maggiore causerebbe instabilità del sistema di interazione (anche se i sistemi robotico ed umano sono individualmente stabili). Questa situazione é impedita perché il controllore ottimizzato limita il guadagno del robot in 3.12 relativamente ai parametri che determinano la stabilità del sistema adattativo umano.

Fino qui si é supposto che il paziente fosse capace di esercitare qualsiasi forza richiesta per contrastare l'effetto dell'impedimento e, di conseguenza, che la questione principale del recupero neurale fosse il re-apprendimento di un'appropriata trasformazione senso motoria, cioè un modello interno degli effetti dell'infortunio. Tuttavia l'infortunio neurologico interessa anche l'abilità del sistema motorio di produrre le forze richieste per implementare un modello interno. La debolezza é un impedimento profondo e comune nei pazienti post-stroke. Si può modellare l'effetto della debolezza includendo una limitazione alle massime forze muscolari che possono essere esercitate, controllando l'output di 3.5:  $u_{i+1} = \min(u_{i+1}, S_{i+1})$  dove  $S$ , chiamato "strength", é una misura del massimo comando motorio che può essere implementato dal controllore motorio umano. Si suppone, inoltre, che il valore di questo massimo comando motorio aumenti con la pratica verso un valore di piena forza ( $S = S_{max}$ )  $S_{i+1} = mS_i + (1 - m) S_{max}$  dove  $m$  determina la costante di tempo per superare la debolezza. Perció si suppone che il paziente inizi la terapia debole ed acquisisca forza attraverso un processo del primo ordine guidato dalla ripetizione della terapia.

Tale controllore é idoneo nel caso in cui l'obiettivo primario del recupero sia l'apprendimento di una nuova trasformazione senso-motoria o il suo rafforzamento. Il controllore del robot si distingue dai precedenti basati sull'impedenza, sulla forza, sulla posizione che fornivano un'assistenza fissa, in quanto include un processo di forgetting che riduce la forza applicata di movimento in base all'errore misurato.

Ci sono due questioni chiave nell'implementazione di tale tecnica nella terapia riabilitativa. La prima é che il controllore richiede la conoscenza di  $f_H$ ,  $g_H$ ,  $K$ ,  $I$  e  $S_i$ . É possibile identificare  $f_H$ ,  $g_H$ ,  $K$  e  $x_d$  per soggetti sani misurando l'adattamento a campi di forza ma non per soggetti con impedimento, in quanto questo limita la loro abilità a compiere le azioni richieste. Una possibile soluzione é di usare parametri identificati per soggetti sani; la legge di controllo continua ad essere valida anche se i parametri non sono scelti precisamente. La variazione dei guadagni ha l'effetto di alterare il peso tra la forza e l'errore, cioè  $R$ . Perció guadagni appropriati potrebbero essere trovati tramite trial-and-error, rispettando due osservazioni: il robot deve "out-forget" il paziente e il learning gain del robot non deve essere troppo grande.

La seconda questione é di premettere al controllore di controllare un set di traiettorie e parametri del movimento, piuttosto che una soltanto. Ciò può essere ottenuto tramite un controllore a feedback che intelligentemente modifica il guadagno in un "forgetting fashion" simile a 3.11. Alternativamente di potrebbe espandere il controllore ad una serie di posizioni lungo la traiettoria, anche se i parametri devono essere specificati per ogni posizione all'interno della traiettoria.



## Parte II

# **S.O.P.H.I.A. 4 - Strings Operated Planar Haptic Interface for Arm rehabilitation**



## Capitolo 4

# Progettazione meccanica

Il S.O.P.H.I.A.4 é un dispositivo robotico classificabile come display aptico ad impedenza[151, 152]. Il termine aptico deriva dal greco e sta ad indicare tutto ciò che ha a che fare con la sensazione tattile, pertanto per display aptico si intende un dispositivo meccanico che sia in grado di trasmettere sensazioni di forza mediante l'opposizione di un'impedenza meccanica alla mano umana.

In generale, un display aptico é costituito da una struttura cinematica dotata di attuatori, la cui parte terminale (End-Effector) viene manipolata direttamente dall'operatore.

I display aptici possono essere suddivisi in due categorie:

- display aptici ad **impedenza** (*impedance haptic displays*), che misurano gli spostamenti dell'end-effector e forniscono di ritorno una sensazione di forza;
- display aptici ad **ammettenza** (*admittance haptic displays*), che misurano la forza esercitata dalla mano dell'operatore e forniscono di ritorno gli spostamenti dell'end-effector

I display ad **impedenza** sono tipicamente a bassa inerzia e sono facilmente movimentabili in assenza di attuazione (in altre parole, la loro struttura cinematica é reversibile). In questo caso, l'impedenza da trasmettere all'operatore viene regolata variando la forza trasmessa dagli attuatori all'end-effector in funzione della posizione e della velocità dell'End-effector (controllo di forza). Gli attuatori generalmente lavorano in presa diretta o in presenza di una leggera riduzione.

I display ad **ammettenza**, per contro, sono caratterizzati dall'alta inerzia e dalla non reversibilità (in assenza di attuazione risulta difficile movimentarne l'end-effector). In questo caso, l'impedenza da trasmettere all'operatore viene regolata variando la posizione e la velocità dell'end-effector in funzione della forza applicata dall'operatore (controllo di posizione o di velocità). Gli attuatori, in questo caso, sono dotati di una riduzione elevata.

La misura in cui un'interfaccia aptica é in grado di fornire sensazioni realistiche all'operatore prende il nome di **trasparenza**. Nel caso della movimentazione remota di un utensile, ad esempio, la trasparenza é raggiunta quando l'operatore non riesce a distinguere la movimentazione del master aptico da quella dell'utensile reale.

Il prototipo proposto deriva come caratteristiche da un precedente modello di interfacce aptica a cavi, utilizzata per scopi differenti: Fe.Ri.Ba. [153, 154]. La differenza dal prototipo precedente riguarda l'assenza di circuiti idraulici per movimentare l'End-Effector e ridurre gli attriti, e dall'assenza di momento torcente all'End-Effector. Il prototipo di fig.4.1 é un dispositivo planare aptico a 2 g.d.l. riassumibile nella seguente descrizione: un tavolo fisso (non inclinabile) in cui é appoggiata una manopola(End-Effector) nella quale nella spina centrale sono collegati quattro cavi, ognuno dei quali passa attraverso uno dei passacavi, posti ai vertici dello spazio di lavoro planare. I cavi tramite dei rinvii, vengono indirizzati verso le pulegge calettate per interferenza sugli alberi dei motori posti sotto il tavolo.

Da un punto di vista cinematico, l'adozione di passacavi, che permette di stabilire un punto di passaggio obbligato per i cavi a valle delle pulegge, consente di ottenere la soluzione dell'analisi cinematica diretta in forma chiusa (l'analisi inversa risulta generalmente piú semplice), mentre in assenza dei passacavi questo risultato non é cosí scontato. Tuttavia, l'introduzione dei passacavi comporta un notevole aumento dell'attrito che, ove possibile, deve essere evitato adottando soluzioni cinematiche piú raffinate. L'adozione dell'attuazione diretta consente di realizzare, con buona approssimazione, il controllo di forza in catena aperta, cioé senza l'utilizzo di sensori di forza a livello dell'End-Effector ma limitandosi al controllo della corrente che circola negli avvolgimenti dei motori. Questa scelta risulta tanto piú corretta quanto piú sono contenute l'inerzia e le accelerazioni dei rotori e comporta una notevole riduzione nella complessità e nei costi del display aptico.

Un ultimo vantaggio legato all'adozione dell'attuazione a cavi riguarda la possibilità di realizzare strutture orientate alla sicurezza dell'operatore, per due motivi: in primo luogo la tensione dei cavi può essere facilmente limitata introducendo una frizione tra il motore e la puleggia; in secondo luogo l'interruzione dell'attuazione non comporta rischi per l'operatore.

L'attuazione a cavi presenta anche una serie di svantaggi: la necessità di introdurre la ridondanza di attuazione; la scarsa accuratezza di posizionamento dell'end-effector dovuta all'elasticità dei cavi<sup>1</sup>; l'attrito legato all'utilizzo dei passacavi; la limitatezza dei movimenti dell'end-effector che deriva dalla necessità di evitare l'intrecciarsi dei cavi.

---

<sup>1</sup>Questo problema assume rilevanza solamente nei sistemi di posizionamento e può dunque essere in larga misura tollerato nei display aptici ad impedenza.

## 4.1 Descrizione funzionale della macchina



Figura 4.1: S.o.p.h.i.a. 4 assemblato

La progettazione del prototipo é possibile suddividerla nelle seguente parti:

1. definizione del layout ottimale
2. progettazioni parti meccaniche
3. progettazione della parte elettrica

## 4.2 Layout dei passacavi

La progettazione del layout dello spazio di lavoro é stata svolta in due fasi: la prima, riguardava una configurazione del piano di lavoro dettata da semplici considerazioni pratiche. La scelta di una disposizione dei motori in forma trapezoidale é nata dall'idea di non disporre i passacavi in modo tale da interferire nel movimento del paziente, ponendo la base minore dell'area trapezoidale, adiacente al corpo del paziente, con lunghezza inferiore alla larghezza delle spalle di una persona media. Nella seconda fase, e' stato sviluppato un software di simulazione per determinare se la configurazione scelta risultasse ottimale. Il software di simulazione prevede l'inserimento di alcuni dati fisiologici quali l'altezza della spalla dal piano del tavolo, la larghezza delle spalle, la tensione massima dei cavi, le coordinate dei passacavi, etc. Il software prevede il calcolo della forza isotropica massima come é stata definita in precedenti lavori di Tesi[155, 156].

Tramite il software sono stati analizzati differenti tipi di layout qui di seguito riportati:

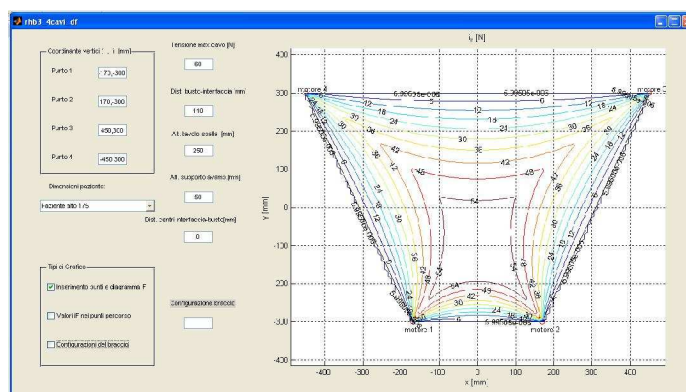


Figura 4.2: Simulatore per il layout (step I): forza isotropica massima

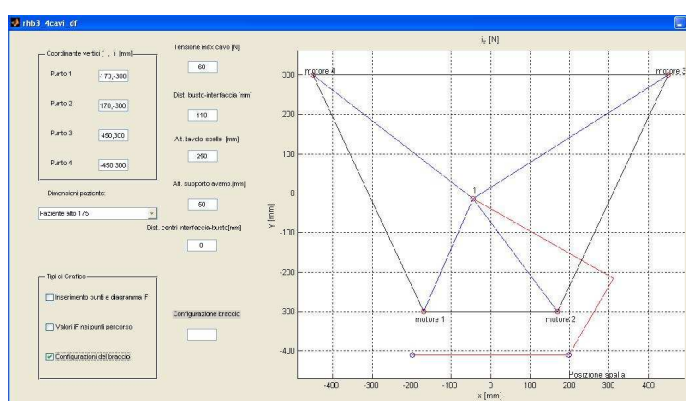


Figura 4.3: Simulatore per il layout (step II): possibile interazione braccio paziente e passacavi

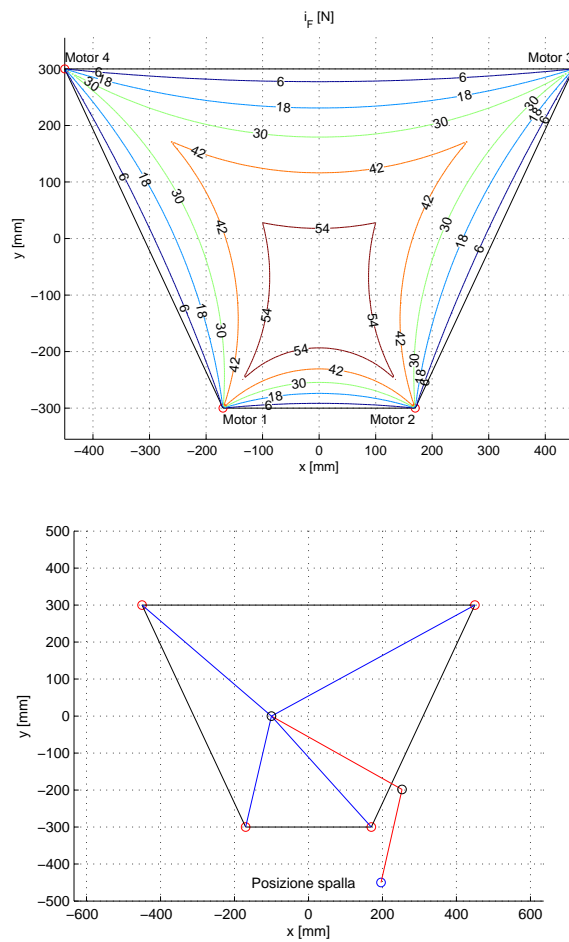
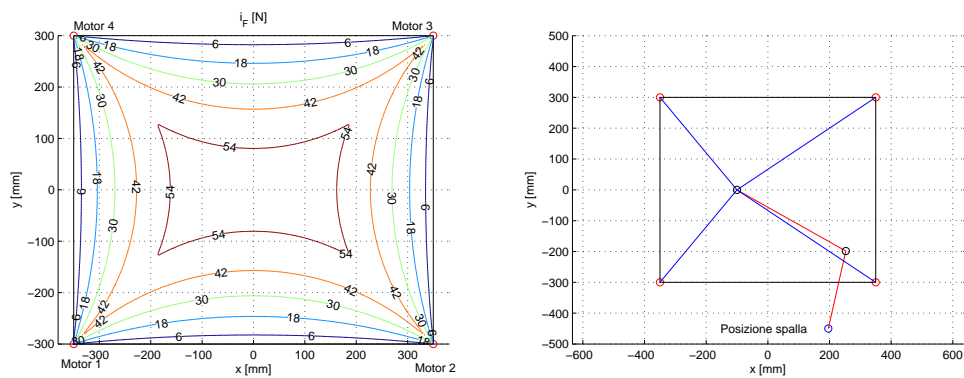
## Configurazione 1

Come prima configurazione, sono stati posizionati i passacavi nelle seguenti coordinate:  $(-170, -300)$ ,  $(170, -300)$ ,  $(450, 300)$ ,  $(-450, 300)$ . Come si vede dalla fig. 4.4, il valore di  $i_F$  é elevato nella zona centrale ed il gomito si trova sempre all'esterno dei cavi, tranne che per movimenti molto ampi, perciò questa configurazione é da ritenersi buona.

## Configurazione 2

Questo é un layout a rettangolo, con i passacavi in  $(-350, -300)$ ,  $(350, -300)$ ,  $(350, 300)$ ,  $(-350, 300)$ . Come si vede dalla fig. 4.5, il diagramma di  $i_F$  presenta una forma a farfalla, non buona per quest'applicazione in quanto i movimenti del paziente saranno per lo piú di tipo circolare. Inoltre il paziente a volte ha il gomito all'interno dei cavi ed a volte all'esterno, pertanto questa configurazione é da scartare.



Figura 4.4: Distribuzione di  $i_F$  e posizione del braccio con config. 1Figura 4.5: distribuzione di  $i_F$  e posizione del braccio con config. 2

### Configurazione 3

Questa configurazione ha i passacavo in  $(-500,-250)$ ,  $(500,-250)$ ,  $(200,300)$ ,  $(-200,300)$ , presenta un buon diagramma di  $i_F$  ed il paziente ha sempre il gomito

interno ai cavi. Purtroppo i due motori inferiori sono ben lontani e questo comporta delle dimensioni elevate della macchina e delle tensioni sui cavi inferiori vicine al massimo per avere una forza rivolta verso il paziente. Questo é visibile in fig. 4.6.

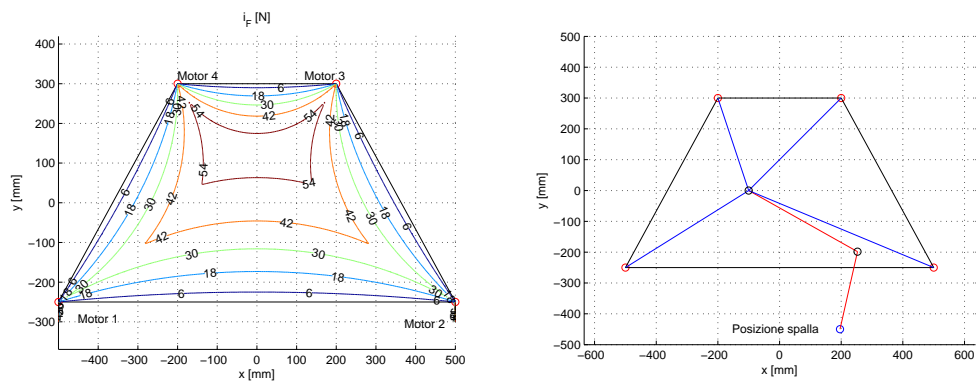


Figura 4.6: distribuzione di  $i_F$  e posizione del braccio con config. 3

### 4.2.1 Scelta del layout del piano di lavoro

Sulla base delle analisi svolte, é stata scelta la configurazione di layout di tipo 1. Questa configurazione permette di utilizzare la macchina sia da un lato che dall'altro: si possono svolgere movimenti sia vicino che lontano al busto non essendoci interferenza tra braccio/cavi e dimensioni troppo ampie dello spazio di lavoro.

La scelta del piano di lavoro ha tenuto conto della struttura completa dell'azionamento (piastre supporto motori, motori, freno, encoder, pulegge) e della dimensione della struttura dei passacavi. Per la economicità del prototipo, la scelta é ricaduta su un tavolo commerciale (brand IKEA) in legno multistrato dallo spessore di  $27mm$ . e dimensioni di  $1600 \times 800mm$ ., questo per permettere il corretto collocamento dei passacavi al fine di ottenere il piano di lavoro scelto. Inoltre il tavolo é stato scelto con altezza libera da terra di  $700mm$  e larghezza libera di  $900mm$ . per permettere ai disabili con sedia a rotelle ([www.disabili.com](http://www.disabili.com)), di utilizzare la macchina. Le gambe del tavolo sono state scelte intercambiabili al fine di poter regolare l'altezza da terra del piano di lavoro.

La posizione del quadro elettrico é stata collocata a i piedi del tavolo nel lato destro, esternamente alle gambe del tavolo. I motori sono stati posti trasversalmente al piano del tavolo. La cablatura dei cavi é stata inserita in apposite canaline disposte lungo l'asse trasversale principale del tavolo. Nella figura 4.7 si vede il modello sviluppato per studiare la posizione reciproca dei vari componenti e lasciare lo spazio necessario al paziente.

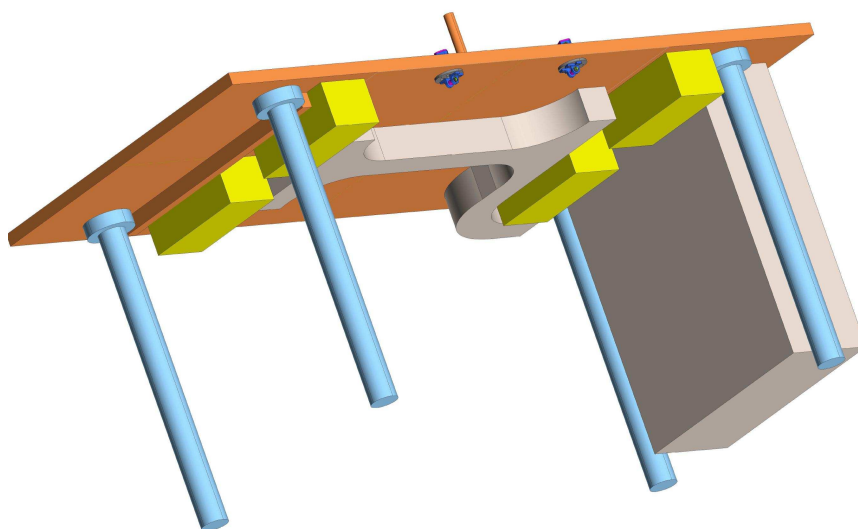


Figura 4.7: Vista CAD lato inferiore del prototipo

### 4.3 La normativa

In ambito di norme sugli apparecchi elettromedicali si trovano le direttive della Comunità Europea con specifiche a carattere nazionale e le norme elaborate dagli Istituti Europei. La direttiva di riferimento é la 93/42 [157] che é stata introdotta in Italia con il Decreto Legge 46/1997 [158]. Il Decreto specifica i requisiti essenziali per i dispositivi medici. La conformit  alle specifiche permette di apporre sul prodotto il marchio **CE**, che ne permette il libero commercio nella Comunit  Europea. In particolare la Norma di riferimento riguardante le apparecchiature elettromedicali é la CEI EN60601 [159] che stabilisce tutte le caratteristiche generali riguardanti i componenti meccanici ed elettrici.

### 4.4 Progettazione Meccanica

La progettazione meccanica delle componenti costituenti il prototipo non é parte integrante del lavoro svolto per la Tesi di Dottorato in esame, tuttavia per completezza qui di seguito sono brevemente descritti i particolari meccanici utilizzati per la realizzazione del prototipo.

Vengono di seguito riportati i componenti acquistati necessari alla realizzazione delle varie parti che costituiscono la macchina:

Articolo	Qt�
<b>Cavo di nylon</b>	circa 6 m
<b>Cuscinetto SKF 604-2Z</b>	12
<b>Cuscinetto SKF 61902-2Z</b>	4
<b>Cuscinetto SKF 61009-2Z</b>	1
<b>Grani M3x3</b>	8
<b>Grano a sfera M5x10</b>	2
<b>Spina cilindrica 3.00x15</b>	1
<b>Spina cilindrica 5.00x20</b>	4
<b>Vite M3 testa svasa</b>	4
<b>Vite M3 autofilettante legno</b>	2
<b>Vite M4 testa svasa</b>	12
<b>Vite M5 testa svasa</b>	4

Tabella 4.1: Tabella Componenti

### 4.5 Elenco dei componenti realizzati

Nelle tabelle seguenti sono riportati i componenti realizzati per la costruzione del prototipo. Ogni componente ha un suo codice identificativo, composto da tre parti: una sigla che individua a quale ‘famiglia’ appartiene il componente; un

numero per distinguerlo dagli altri elementi della ‘famiglia’; un’altra sigla per indicarne il materiale.

Di seguito si elenca il significato delle sigle delle “famiglie”:

- **EE**: End-Effector;
- **PC**: passacavo;
- **RI**: rinvio;

e il significato delle sigle dei materiali:

- **AL**: alluminio;
- **IX**: acciaio inox;
- **TF**: teflon.

CODICE	DESCRIZIONE	MATERIALE	QTÀ	VER.
EE_01_AL	disco ferma cuscinetto	Anticorodal	1	si
EE_02_TF	anello per spina centrale	Teflon	1	no
EE_03_TF	supporto end-effector	Teflon	4	no
EE_04_IX	perno per attacco impugnatura	X12Cr13(AISI410)	1	si
EE_05_AL	piastra inferiore end-effector	Anticorodal	1	si
EE_06_AL	piastra superiore end-effector	Anticorodal	1	si
PC_01_AL	base passacavo	Anticorodal	2	si
PC_02_AL	coperchio passacavo	Anticorodal	4	no
PC_03_IX	perno per puleggia teflon	AISI416	4	si
PC_04_AL	supporto cuscinetti	Anticorodal	4	si
PC_05_TF	puleggia di teflon	Teflon	4	no
RI_01_AL	base rinvio	Anticorodal	2	si
RI_02_AL	supporto cuscinetto	Anticorodal	2	si
RI_03_AL	supporto cuscinetto	Anticorodal	2	si
RI_04_IX	perno per puleggia teflon	AISI416	2	si
RI_05_TF	puleggia di teflon	Teflon	2	no

## 4.6 Caratteristiche dei materiali

Dalla tabella dei componenti del paragrafo precedente, si vede che i materiali utilizzati per la realizzazione della parte meccanica sono:

- ANTICORODAL
- X12Cr13 (AISI410)
- X12CrS13 (AISI416)

### **Anticorodal**

La maggior parte dei componenti sono realizzati in Anticorodal, in quanto l'obiettivo è stato quello di realizzare una macchina che non avesse un peso eccessivo. Inoltre, la leggerezza dei componenti non deve pregiudicarne la loro resistenza, nonostante le forze in gioco, durante il funzionamento, non siano elevate (per le apparecchiature elettromedicali è richiesto da apposita normativa un coefficiente statico di sicurezza pari a 6). In un primo momento si era stabilito di utilizzare l'Alluminio 7075, nome commerciale ERGAL, per la sua maggiore resistenza rispetto alle altre leghe di alluminio. Dai risultati delle verifiche di resistenza, si è optato per l'utilizzo dell'Anticorodal, altra lega d'alluminio impiegabile nella realizzazione di componenti non soggetti a carichi gravosi.

### **Acciaio inossidabile X12Cr13**

L'acciaio inossidabile X12Cr13 (AISI 410) è un acciaio inossidabile martensitico con ottime proprietà di resistenza meccanica. Per questo motivo è stato scelto per creare il perno sul quale si aggancia, tramite dei grani a sfera, l'impugnatura della manopola.

### **Acciaio inossidabile X12CrS13**

L'acciaio inossidabile X12CrS13 (AISI 416) per le sue caratteristiche fisiche e meccaniche è stato scelto per creare i perni sui quali vengono montate le pulegge di teflon.

## 4.7 Parti meccaniche

Le analisi statiche sono state eseguite con il software Ansys. Qui di seguito sono illustrati i pezzi meccanici in formato CAD, che compongono il S.O.P.H.I.A.4, suddivisi in due gruppi: particolari meccanici costituenti l'End-Effector e particolari meccanici costituenti l'azionamento.

### 4.7.1 End-Effector

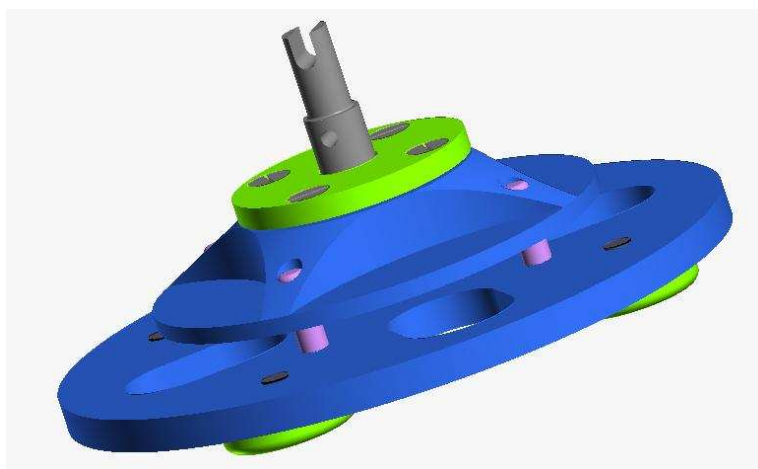


Figura 4.8: Assemblato dell'End-Effector

In fig.4.8 é riportato l'assemblato complessivo dell'End-Effector. La particolarità dell'End-Effector consiste nell'assenza di momenti centrali. I cavi sono ancorati al perno centrale dell'End-Effector il quale a sua volta é fissato centralmente ad cuscinetto (*Cuscinetto SKF 61009-2Z*) che ne permette la rotazione.

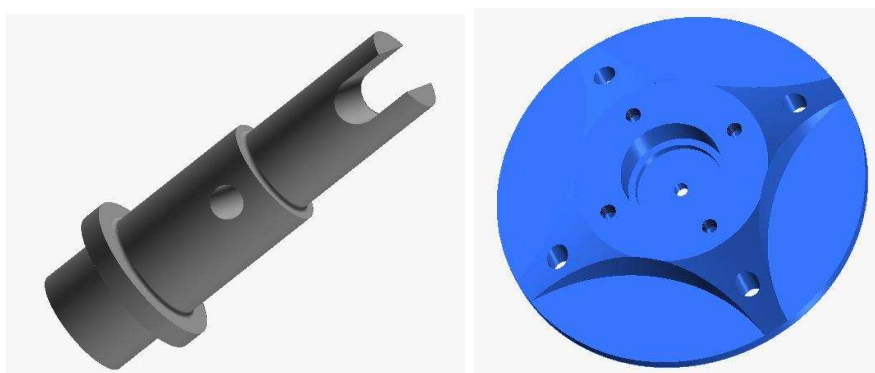


Figura 4.9: Perno della manopola e piastra superiore dell'End-Effector

Per la tipologia del prototipo, come End-Effector si é optato per utilizzare una manopola di bicicletta in spugna.

### 4.7.2 Passacavo

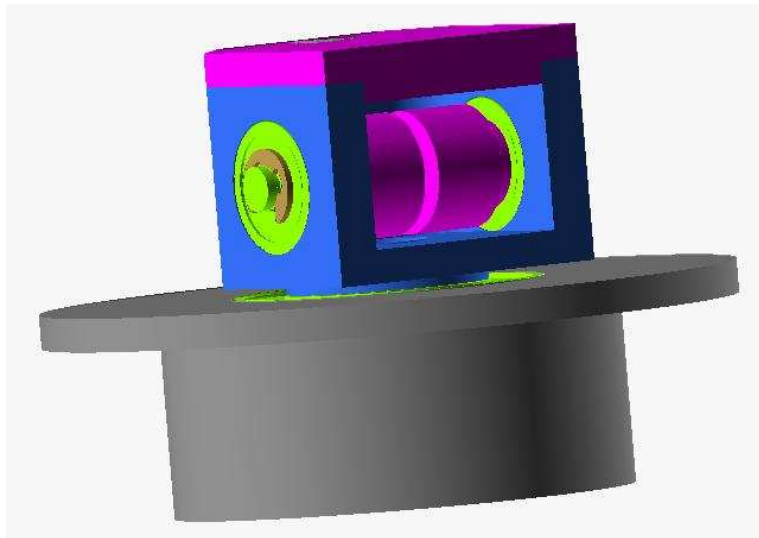


Figura 4.10: Assemblato del passacavo

In fig.4.10 é riportato l'assemblato complessivo dei passacavi posti ai vertici del piano di lavoro (vedi fig.4.7). La particolarità dei passacavi consente di ottenere fissa la distanza tra il punto di uscita del cavo ed il punto di ingresso. Questa particolarità é permessa in quanto, come si puó vedere in fig.4.11, il perno del passacavo é connesso alla base tramite un cuscinetto (Cuscinetto SKF 61902-2Z) che ne permette la rotazione. Pertanto durante il movimento dell'End-effector, non ci sono problemi relativi alla fuoriuscita del cavo dalla sede centrale in cui é posto.

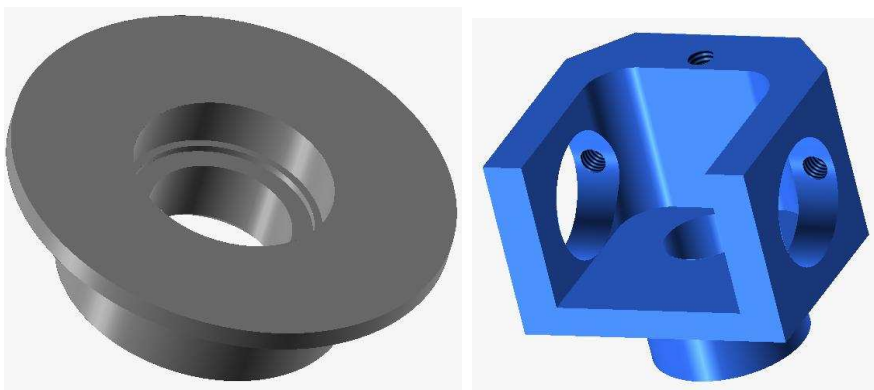


Figura 4.11: Base e perno del passacavo



### 4.7.3 Componenti di rinvio

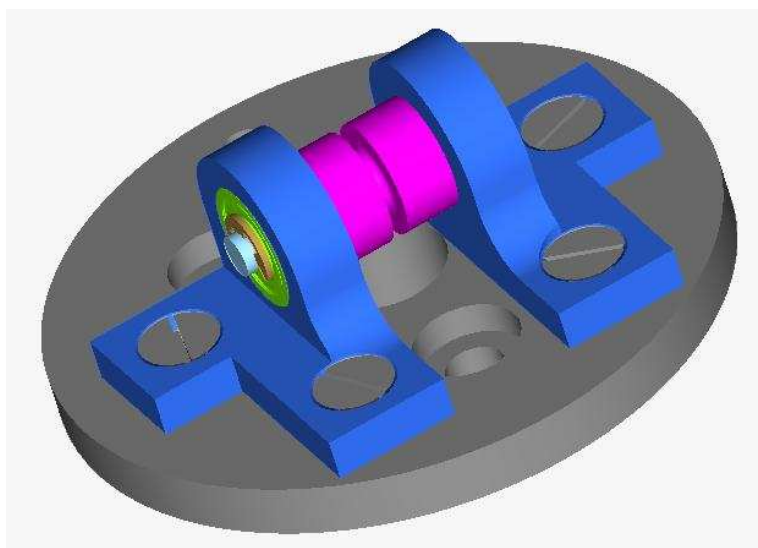


Figura 4.12: Assemblato dei componenti di rinvio

In fig.4.12 é riportato l'assemblato relativo alle componenti di rinvio del cavo, posti sotto il tavolo.

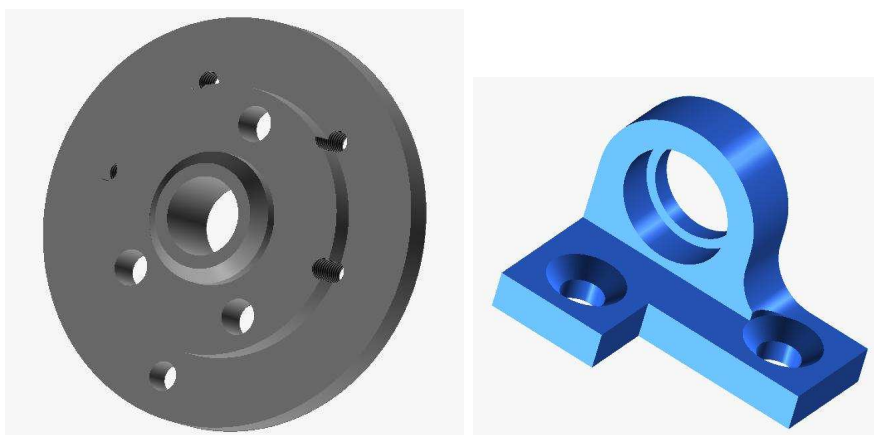


Figura 4.13: Base e perno del rinvio

### 4.7.4 Cavo

Per il tipo di applicazione richiesta e per la sicurezza dell'operatore, il cavo scelto é il **TORTUE DERBY ON da 80lbs** (in figura c'è quello da 30lb). Si tratta di un cavo in fibre sintetiche intrecciate per la pesca in mare, perciò é resistente ad un ambiente aggressivo ed all'abrasione. Il carico di rottura é indicativamente di 80lbs, che equivalgono a 36kg o 352N.



# Capitolo 5

## Progettazione impianto elettrico

### 5.1 Motori

La scelta dei motori ha seguito le seguenti specifiche tecniche::

- **alimentazione massima a 60V:** è richiesto dalla normativa[159] al fine di garantire la sicurezza del paziente;
- **coppia nominale di circa 1,5Nm:** coppia richiesta dai dati di simulazione per le aree limitrofe al bordo della zona di lavoro, per utilizzare una tensione ai cavi di 60N. e pulegge di diametro 50mm;
- **possibilità di collegare encoder e freno:** il primo viene utilizzato come feedback di posizione dell'End-Effector, mentre il secondo è utilizzato per la sicurezza dell'operatore e per evitare lo srotolamento dei cavi in fase di arresto della macchina;
- **bassa inerzia:** consente all'operatore di percepire una minore impedenza e quindi di avere un movimento più fluido;
- **economicità**

Per rispettare tali specifiche, sono stati scelti dei motori commerciali con cui sono state eseguite delle prove di laboratorio al fine di capire quale sia la trazione minima che i cavi devono avere per ottenere un buon riavvolgimento.

Alla luce delle prove eseguite, dei dati forniti dal simulatore e con l'incertezza sul ciclo di lavoro si individuano i seguenti motori, le cui caratteristiche sono riassunte nella tabella 5.1: MAE 644 1340, BONFIGLIOLI BCS 40 65-1500-1.4, ITE D2L30-12 e MAGNETIC BR 45 M20/10. Dopo le prove sperimentali la scelta è ricaduta sui modelli **MAE 644 1340**, visibili nella fig. 5.1, poichè rispettano le specifiche e risultano i più economici.

motore	644 1340	BCS 40 65	D2L30	BR45M
coppia nominale( $Nm$ )	1,4	1,4	1,6	1,5
coppia di spunto( $Nm$ )	6,4	2,2	8	14
inerzia rotore( $10^{-4} Kg m^2$ )	2,4	7	10	7,8
tensione nominale( $V$ )	60	78	48	110
velocità max( $rpm$ )	4000	1800	4000	2000
costante coppia( $Nm/A$ )	0,13	0,33	0,12	0,49
costante fcem( $V/Krpm$ )	13,4	-	11,5	61
resistenza ( $\Omega$ )	0,6	3,8	0,7	2,35
induttanza ( $mH$ )	0,64	4	0,9	13,24
peso( $kg$ )	3,9	5,22	5,8	6,5

Tabella 5.1: Specifiche dei motori individuati

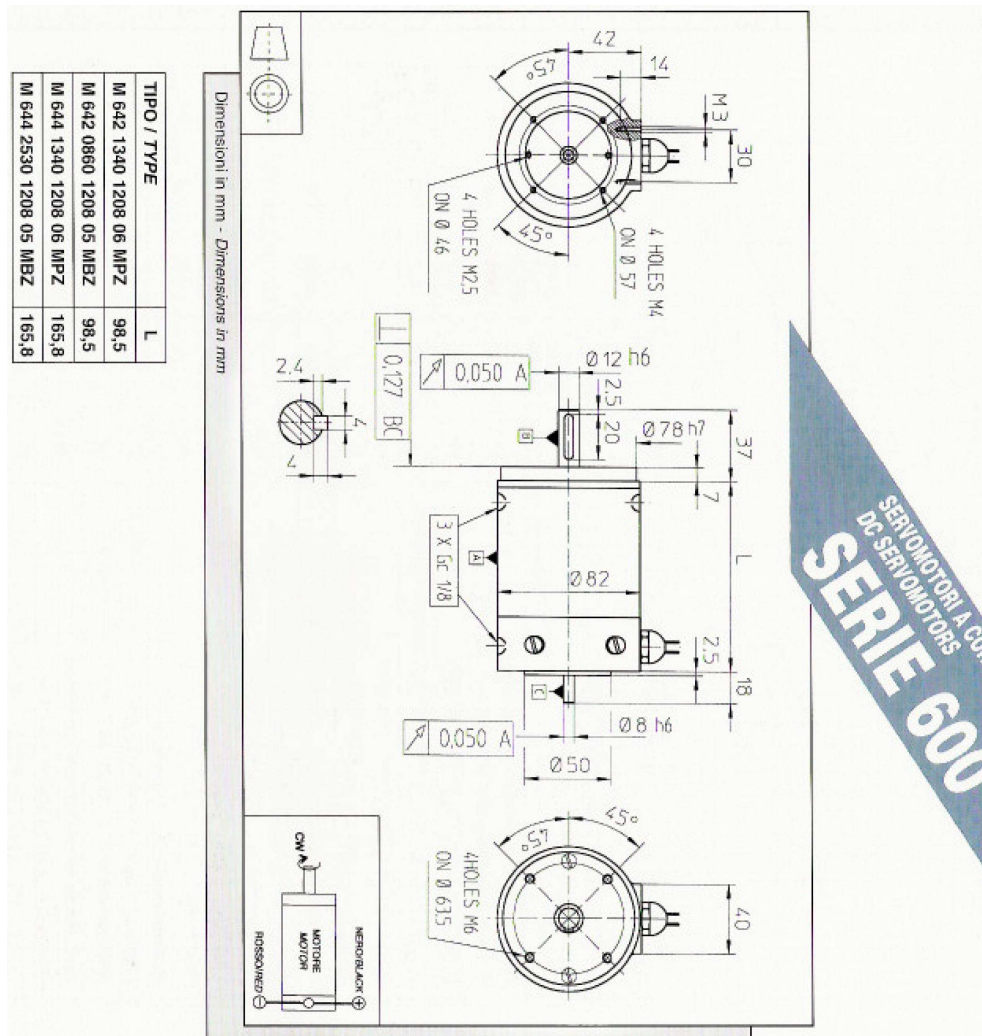


Figura 5.1: Datasheet serie MAE

## 5.2 Driver

Per quanto riguarda i driver per il controllo dei motori, sulla base delle specifiche elettriche del carico e dei prodotti proposti dai fornitori sono stati scelti l'**A.M.C. 25 A 8** le cui caratteristiche sono riassunte nella fig. 5.2 e nella tabella 5.2.

### SERIES 25A SERVO AMPLIFIERS Models: 12A8, 25A8, 20A14, 20A20 Miniature Series

#### FEATURES:

- Surface-mount technology
- Small size, low cost, ease of use
- DIP switch selectable: current, voltage, velocity, analog position loop
- Four quadrant regenerative operation
- Agency Approvals:



#### BLOCK DIAGRAM:



Figura 5.2: Datasheet Driver

Come si può vedere dalle specifiche tecniche permette di fornire al motore la corrente e la tensione nominale, ma non la corrente di spunto. Questo è accettabile poiché nell'utilizzo previsto non si andrà mai ad utilizzare il motore con coppie superiori alla nominale.

Altre caratteristiche del driver sono: funzionamento rigenerativo a quattro quadranti, marchio **CE**, protezioni contro sovracorrenti-sovratensioni-cortocircuiti, compattezza, economicità ed alimentazione richiesta non regolata. Per quanto riguarda il cablaggio, le tabelle 5.4 e 5.3 spiegano la funzione di ogni pin e il loro utilizzo.

I seguenti connettori(pin) non sono stati utilizzati:

- i pin 1 e 3 di P1 : non servono;
- i pin 6 e 7 di P1 : il motore non è controllato in velocità;
- i pin 9 e 10 di P1 : si usano i potenziometri presenti sul driver;
- i pin 12 e 13 di P2 non si usano poiché è sufficiente l'11;
- i pin 15 e 16 non sono collegati all'interno del driver;
- il pin 3 di P2 non è stato utilizzato perché è internamente collegato al pin 2 di P2 ed al pin 2 di P1.

modello	A.M.C. 25A8
alimentazione DC(V)	20-80
corrente di picco(A)	$\pm 25$
corrente nominale(A)	$\pm 12,5$
induttanza minima(mH)	0,2
frequenza di switching(kHz)	22
potenza dissipata alla corrente nominale(W)	50

Tabella 5.2: specifiche dei driver per controllare i motori

PIN	funzione	collegato a:
1	+5Vout	—
2	SGN GROUND	ground di <i>sensoray</i>
3	-5Vout	—
4	+REF IN	output analogico di <i>sensoray</i>
5	-REF IN	ground di <i>sensoray</i>
6	-TACH IN	—
7	+TACH	—
8	CURRENT MONITOR OUT	output digitale
9	CURRENT REFERENCE OUT	—
10	CONTINUOUS CURRENT LIMIT	—
11	INHIBIT	relè2
12	+INHIBIT	—
13	-INHIBIT	—
14	FAULT OUT	input digitale di <i>sensoray</i>
15	—	—
16	—	—

Tabella 5.3: connettore P1 dei driver

### 5.3 Encoder e Freni

Come encoder sono stati scelti i BAUMER ELECTRIC **BHK 16.05A 2000-I8-5**. Questi sono di tipo incrementale, pertanto la macchina richiederà la calibrazione iniziale. Inoltre richiedono 5Vdc, quindi possono essere alimentati e letti direttamente dalla scheda I/O del controllore. In modalità normale presentano 2000 tacche giro, che permettono una risoluzione migliore di 0.1mm di cavo. Il cavo degli encoder é schermato ed ha 8 poli così utilizzati: +5V, GND, CHA+, CHA-, CHB+, CHB-, I+ e I-. Per lo specifico prototipo costruito, gli ultimi due poli non sono necessari.

Per quanto riguarda i freni, devono essere di tipo passivo (devono bloccare il carico quando non sono alimentati), pertanto sono stati scelti i **CORBETTA MEM 56**. Il funzionamento é a molla: all'attivazione esercitano una coppia di

PIN	funzione	collegato a:
1	-MOTOR	- motore
2	+ MOTOR	+ motore
3	PWR GROUND	—
4	PWR GROUND	- alimentatore
5	HIGH VOLTAGE	+ alimentatore

Tabella 5.4: connettore P2 dei driver

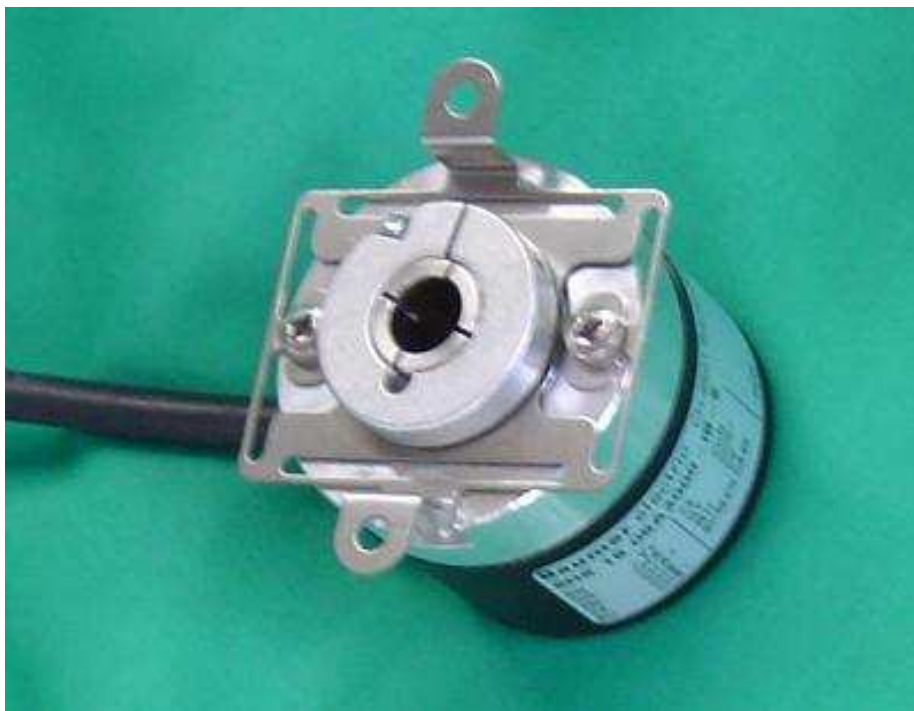
frenatura dinamica di circa  $2Nm$ , che é superiore alla coppia nominale del motore e quindi piú che sufficiente per questo utilizzo. Nella tabella 5.6 sono riportate ulteriori caratteristiche tecniche, da evidenziare la bassa inerzia del disco.

modello	BHK 16.05A 2000-I8-5
alimentazione DC(V)	5
corrente(mA)	30-60
tacche standard	2000
velocità max(rpm)	12000
max freq. di switching(KHz)	100
inerzia( $10^{-7}kgm^2$ )	3
peso(kg)	circa 0,1

Tabella 5.5: Specifiche degli encoder

modello	CORBETTA MEM 056
alimentazione DC(V)	24
potenza(W)	15
coppia di fren. statica(Nm)	2.5
coppia di fren. dinamica(Nm)	2.0
velocità max(rpm)	3000
inerzia( $10^{-7}kgm^2$ )	9
peso(kg)	circa 0,5

Tabella 5.6: Specifiche dei freni



(a) Encoder



(b) Freno

Figura 5.3



## 5.4 Analisi dei carichi elettrici

Per la progettazione dell'impianto elettrico di potenza il primo passo compiuto ha riguardato la definizione dei carichi elettrici da alimentare. Ogni motore scelto, necessita in condizioni nominali di 60 V e 10.7 A, per avere 1,4 Nm a 4000 rpm. Poiché non verranno mai utilizzati contemporaneamente a potenza massima perché i cavi opposti si equivarrebbero non avendo così moto, ne verranno mai utilizzati alla massima velocità data la tipologia dell'applicazione, è stato creato il seguente foglio di calcolo (5.4) per quantificare il carico dei motori:

dati motori MAE 644 1340		Ra25(Ω)	0,46 Ra100(Ω)	0,69 Ra150(Ω)	0,85
Kt(Nm/A)	0,13				
Ktcent(V/Krpm)	13,40				
1.condizione di spunto massimo a 150°C: condizione e strema a cui il motore non arriverà mai poiché già sovradimensionato e poiché i driver danno al max 25A					
I(A)	48,90 C(Nm)	6,36 U(V)	41,61 P(W)	2034,92	
2.condizione di spunto con doppio della coppia nominale a 100°C: condizione raggiungibile in pochissimi casi					
I(A)	21,40 C(Nm)	2,78 U(V)	14,86 P(W)	318,10	
3.condizione di spunto con coppia nominale a 100°C: condizione raggiungibile in vari casi					
I(A)	10,70 C(Nm)	1,39 U(V)	7,43 P(W)	79,52	
4.condizione di funzionamento a coppia nominale a 100 rpm a 100°C: condizione che si ha nelle zone periferiche dello spazio di lavoro					
I(A)	10,70 C(Nm)	1,39 U(V)	8,77		
v(rpm)	100,00 v(mm/s)	240,86 P(W)	93,86		
5.condizione di funzionamento a metà coppia nominale a 100 rpm a 100°C: condizione media nell'area di lavoro					
I(A)	5,35 C(Nm)	0,70 U(V)	5,06		
v(rpm)	100,00 v(mm/s)	240,86 P(W)	27,05		
potenza usata dai motori					
cond.1	cond.2	cond.3	cond.4	cond.5	Ptot(W)
0	1	0	0	3	549,05
0	0	0	2	2	370,23
0	0	1	1	2	355,89
0	0	0	2	2	370,23
0	0	0	0	2	341,55
condizione non raggiungibile					
<b>CONDIZIONE DI RIFERIMENTO</b>					
Ualim.(V)	24,00	Udis(V)	5,00	I(A)	10,70
v(rpm)	863,27	vf(mm/s)	2079,23	C(Nm)	1,39
si tiene conto di avere in uscita del driver una tensione max inferiore di 5V della tensione max data in ingresso per le cadute resistive					
Ualim.(V)	30,00	Udis(V)	5,00	I(A)	10,70
v(rpm)	1311,03	vf(mm/s)	3157,68	C(Nm)	1,39

Figura 5.4: Foglio di calcolo per il carico dei motori

Il significato dei simboli utilizzati é il seguente:

- $K_t$ : costante di coppia del motore
- $Ra_{25^\circ}$ : resistenza elettrica degli avvolgimenti del rotore, spazzole comprese a  $25^\circ\text{C}$ . Significato analogo per  $Ra_{100^\circ}$  e  $Ra_{150^\circ}$ ;
- $K_{f_{cem}}$ : costante di forza controlettromotrice;
- $I$ : corrente negli avvolgimenti del motore;
- $C$ : coppia erogata dal motore data una corrente;
- $U$ : tensione necessaria per avere una data corrente;
- $P$ : potenza elettrica usata dal motore;
- $v$ : velocità di rotazione del motore;
- $v_f$ : velocità di traslazione del filo;
- $P_{tm}$ : potenza elettrica usata dai quattro motori;
- $I_{tot}$ : somma delle correnti che circolano nei rotori;
- $P_d$ : potenza elettrica dissipata dai quattro driver perchè i motori possano usare una data potenza elettrica;
- $P_{td}$ : potenza elettrica totale utilizzata dai driver;
- $U_{a_{im}}$ : tensione di alimentazione dei driver;
- $U_{dis}$ : caduta di tensione interna ai driver.

Per il calcolo dei coefficienti del foglio di calcolo (in grassetto i coefficienti inseriti da tastiera) sono stati eseguiti i seguenti calcoli:

$$Ra_{100^\circ} = Ra_{25^\circ} \cdot (1 + \alpha \cdot 75) \quad (5.1)$$

dove  $\alpha$  è il coefficiente termico resistivo del rame e viene assunto pari a  $0.0068 \Omega/^\circ\text{C}$ .

$$\begin{aligned} Ra_{150^\circ} &= Ra_{25^\circ} \cdot (1 + \alpha \cdot 125) \\ C_6 &= I \cdot K_t \\ U &= Ra \cdot I + K_{f_{cem}} \cdot v/1000 \\ P &= U \cdot I \end{aligned}$$

$$vf = v/60 \cdot 46 \cdot \pi \quad (5.2)$$

utilizzando una puleggia con  $\phi = 46mm$

Sapendo che ciascun driver dissipa  $50W$  dando la corrente massima continua di  $12.5A$  si ottiene:

$$\begin{aligned} Pd &= I_{tot} \cdot 50 / (12.5 \cdot 4) \\ Ptd &= Ptm + Pd \\ v &= (U_{alim} - U_{dis} - Ra \cdot I) \cdot 1000 / K_{fcm} \end{aligned}$$

Il foglio di calcolo é strutturato come segue:

1. dati del motore in esame;
2. si ipotizzano 5 condizioni di funzionamento con il calcolo dei rispettivi parametri;
3. si ipotizzano dei casi di funzionamento dei quattro motori contemporaneamente e per ognuno si calcolano le potenze in gioco;
4. si sceglie un caso come riferimento;
5. si calcola la massima velocità di un motore che eroga una data coppia e con una data tensione applicata.

Sulla base delle prove effettuate con il simulatore, si assume che la condizione più gravosa siano due motori a massima coppia e due motori a metà coppia nominale, tutti rotanti a  $100rpm$ . Come è visibile dal foglio di calcolo, questa rotazione comporta una traslazione del cavo di  $240mm/s$ , che è superiore alle necessità della terapia. In queste condizioni ed ipotizzando il funzionamento a  $100^\circ C$ , è necessario fornire ai motori  $241.83W$ , considerando poi la dissipazione nei driver, bisogna fornire a quest'ultimi complessivamente  $370.23W$ . Riguardo alla tensione, considerando la caduta resistiva e la f.c.e.m., bastano  $8.77V$  affinché il motore eroghi la coppia nominale a  $100rpm$ , pertanto si è deciso di alimentare i driver a  $24Vdc$ . Il dato non deve stupire, in quanto i motori MAE 644 1340 hanno una velocità nominale di  $4000rpm$ , ma per l'applicazione considerata le velocità sono più basse.

Di seguito si elencano tutti i carichi elettrici:

- *freni elettromagnetici*: in condizione di marcia sono alimentati a  $24Vdc$  e necessitano di  $15W$  ciascuno;
- *controllore PC104*: alimentato tramite un alimentatore proprio che necessita di  $230Vac$  e  $0.5A$ . Tuttavia si dovrà prevedere la possibilità di montare un alimentatore che non raddrizzi la corrente e necessita di  $40W$  a  $24Vdc$ ;
- *Encoder*: vanno alimentati a  $5Vdc$  e necessitano ciascuno di  $30mA$ . Viste le specifiche, si possono alimentare direttamente dalla scheda di I/O del controllore;

- *ventole di raffreddamento, lampade di marcia e arresto, bobine dei relé:* sono alimentati a  $24 V_{dc}$  e si assume che complessivamente necessitino di  $20 W$ ;
- *motori:* necessitano di  $370 W$  a  $24 V_{dc}$ .

## 5.5 Gruppo di alimentazione

Per il gruppo di alimentazione (Ingresso  $230 V_{ac}$  - Uscita  $24 V_{dc}$ ) sono stati scelti 4 alimentatori della serie *Skynet SNP-B* di tipo switching. Questi presentano una costruzione chiusa per ridurre i disturbi elettromagnetici, sono abbastanza economici e rispettano la direttiva sulle applicazioni medicali[159]. L'elenco dei prodotti scelti é il seguente:

- *SNP-B069* ( $22 \div 30 V_{dc}$ - $60 W$ ) per i relé, le ventole ed il PC104;
- *SNP-B069* ( $22 \div 30 V_{dc}$ - $60 W$ ) per i freni;
- *SNP-B209* ( $22 \div 30 V_{dc}$ - $200 W$ ) per la prima coppia di motoria;
- *SNP-B209* ( $22 \div 30 V_{dc}$ - $200 W$ ) per la seconda coppia di motori.

Gli alimentatori possono fornire un'alimentazione compresa tra  $22 \div 30 V_{dc}$  regolata tramite potenziometro. Per entrambi i modelli la tensione di ripple vale  $50 mV_{pp}$  come è illustrato nei datasheet (fig. 5.5). Nel cablaggio delle parti elettriche, é stata fatta attenzione al collegamento di messa a terra (RTN Ground), poiché in riferimento alle normative si precisa che la **bassissima tensione d'alimentazione** non deve essere collegata a terra.

## 5.6 Il controllore

Il controllore è un PC104 posizionato all'interno del quadro elettrico al fine di costituire un sistema complessivo compatto. Data la modularità del formato PC104, il controllore complessivamente è composto da 3 componenti:

- l'alimentatore *ICOP 0070*;
- la scheda madre *Ampro CoreModule 600 Celeron*;
- la scheda di acquisizione *Sensoray 526*.

### L'alimentatore ICOP 0070

Si tratta di un modulo di alimentazione per PC104. Dà in uscita le tensioni seguenti:

- $+5V_{dc}$  con  $2A$ ;



## Machinery Power (Universal)

40W~300W  
SNP-BXX Series



### Features:

- Safety meet ITE and Medical application
- 24V output with 22V to 30V adjustable
- Build in active PFC for power > 75W
- Build in power on LED indicator
- Easy plug for remote sense input
- With all necessary protection
- Efficiency up to 85%
- 1U height

### Model available:

- SNP-B049 for 24V/1.7A
- SNP-B069 for 24V/2.5A
- SNP-B109 for 24V/4.2A
- SNP-B159 for 24V/6.5A
- SNP-B209 for 24V/8.5A
- SNP-B309 for 24V/12.5A

### General Specifications:

Input voltage .....	90VAC to 264VAC
Input frequency.....	47Hz to 63Hz
Inrush current .....	less than 30A at 115VAC
	less than 60A at 230VAC
	cold start, 25°C
Capacitive load .....	up to 8000uF
Efficiency .....	85% typical
	at rated load and 115VAC
Hold uptime .....	>20mS
	at rated load and 115VAC
Over load protection .....	auto recovery
Over temperature protection .....	auto recovery

Short circuit protection .....	auto recovery
Over voltage protection .....	latch off
Remote sense .....	available
Power on indicator .....	green LED on board
Operating temperature .....	0 to 70°C ambient
	start up from -20°C, derate output 2.5%/°C from 50°C
	SNP-B309 derated from 40°C by 1.5%/°C
Storage temperature .....	-20°C to +85°C
Operating humidity .....	5% to 95% non-condensing at 50°C
EMI .....	FCC docket 20780 curve "B", EN55022 curve "B"
EMS .....	EN61000-4-2,-3,-4,-5,-6,-11
Safety .....	meet UL 60950, UL 2601-1
	CSA 22.2 No.234, No. 950 & 601-1
	EN 60950, 60601-1

Figura 5.5: Datasheet degli alimentatori

- -5Vdc con 0.2A;
- +12Vdc con 1A;
- -12Vdc con 0.3A.

Va alimentato con una tensione alternata  $90 \div 24 V_{ac}$  e frequenza  $47 \div 63 Hz$ . In ingresso ha un fusibile FAST da 2A, presenta il marchio CE ed a lato ha un connettore a 6 pin (-5V, -12V, +12V, GND, GND, +5V) con le tensioni continue prodotte.

### 5.6.1 La scheda madre Ampro CoreModule 600 Celeron

La scheda madre è equipaggiata da un processore Celeron 400 MHz Ultra Low Voltage. La cache è di 256KB di II livello. Necessita di circa 1.8A a +5V<sub>ac</sub>.

ICOP-0070



Figura 5.6: L'alimentatore

### 5.6.2 Scheda Sensoray 526

La scheda visibile in fig. 5.8 ha le seguenti caratteristiche:

- **Quattro contatori a 24 bit.** Ai contatori vengono collegati gli encoder dei motori. Il conteggio può avvenire in quattro modi diversi: su singolo fronte di salita, su fronte di salita e su fronte di discesa, in quadratura su singolo fronte o su entrambi i fronti e con conteggio crescente o decrescente, tutti selezionabili a livello di programma. I contatori accettano in ingresso i quattro segnali  $C_{LKA}$ ,  $C_{LKB}$ ,  $INDEX$  e  $CE$ . I primi tre segnali possono essere differenziali o single-end e quindi presentano due poli.  $INDEX$  è un segnale digitale che non viene utilizzato.  $CE$  è una linea di abilitazione al conteggio;
- **Otto canali digitali di I/O.** Questi canali sono divisi in due gruppi di quattro linee. Ogni gruppo può essere settato in lettura o in scrittura;
- **Quattro DAC con risoluzione a 16 bit** per la conversione dei segnali digitali di output in segnali analogici. I segnali di uscita hanno un range che va dai  $-10V$  ai  $+10V$ . Le operazioni di scrittura impiegano circa  $8\mu s$ ;
- **Otto ADC con risoluzione a 16 bit** per convertire segnali di input analogici in dati digitali per l'elaborazione del processore. Il range dei segnali in ingresso agli ADC spazia dai  $-10V$  ai  $+10V$ . La lettura su un singolo canale ADC impiega circa  $15\mu s$ ;



Figura 5.7: La scheda madre



Figura 5.8: La scheda Sensoray 526

- Un WatchDog Timer programmabile via software. Il tempo di Timeout va da un  $\frac{1}{8}s$  ai 16s procedendo a multipli di due. A questo timer è associato un relè allo stato solido che può essere settato normalmente collegato o normalmente scollegato. L'impostazione è possibile via software o mediante i Jumper J6 e J7. Se vengono utilizzati i Jumper il settaggio via software diviene ininfluente.

I vari I/O vengono utilizzati secondo quanto indicato nelle tabelle 5.7 e 5.8.

Pin	Utilizzo	Colore cavo	Pin	Utilizzo	Colore cavo
1	A- encoder 1	rosa	26	–	–
2	A+ encoder 1	verde	27	–	–
3	B- encoder 1	grigio	28	–	–
4	B+ encoder 1	giallo	29	+5V encoder 3	marrone
5	–	–	30	GND encoder 3	bianco
6	–	–	31	A- encoder 4	rosa
7	–	–	32	A+ encoder 4	verde
8	–	–	33	B- encoder 4	grigio
9	+5V encoder1	marrone	34	B+ encoder 4	giallo
10	GND encoder1	bianco	35	–	–
11	A- encoder 2	rosa	36	–	–
12	A+ encoder 2	verde	37	–	–
13	B- encoder 2	grigio	38	–	–
14	B+ encoder 2	giallo	39	+5V encoder 4	marrone
15	–	–	40	GND encoder 4	bianco
16	–	–	41	fault driver 1	verde
17	–	–	42	fault driver 2	verde
18	–	–	43	fault driver 3	verde
19	+5 V encoder 2	marrone	44	fault driver 4	verde
20	GND encoder 2	bianco	45	controllo freni	azzurro
21	A- encoder 3	rosa	46	inhibit driver	rosso
22	A+ encoder 3	verde	47	–	–
23	B- encoder 3	grigio	48	–	–
24	B+ encoder 3	giallo	49	WDT 0	nero
25	–	–	50	WDT 1	nero

Tabella 5.7: tabella I/O digitali della Sensoray 526



Pin	Utilizzo	Colore cavo	Pin	Utilizzo	Colore cavo
1	–	–	21	GND dr 3	giallo
2	–	–	22	GND dr 4	giallo
3	GND dr 1	giallo	23	REF IN+ dr 1	marrone
4	CUR. MON. OUT dr 1	rosa	24	–	–
5	GND dr 2	giallo	25	REF IN- dr 1	bianco
6	CUR. MON. OUT dr 2	rosa	26	–	–
7	GND dr 3	giallo	27	REF IN+ dr 2	marrone
8	CUR. MON. OUT dr 3	rosa	28	–	–
9	GND dr 4	giallo	29	REF IN- dr 2	bianco
10	CUR. MON. OUT dr 4	rosa	30	–	–
11	–	–	31	REF IN+ dr 3	marrone
12	–	–	32	–	–
13	–	–	33	REF IN- dr 3	bianco
14	–	–	34	–	–
15	–	–	35	REF IN+ dr 4	marrone
16	–	–	36	–	–
17	GND alimentazione	azzurro	37	REF IN- dr 4	bianco
18	+5V in MARCIA	azzurro	38	–	–
19	GND dr 1	giallo	39	–	–
20	GND dr 2	giallo	40	–	–

Tabella 5.8: tabella I/O analogici della *Sensoray 526*

### Calcolo offset ADC

Al fine di aumentare l'accuratezza con la quale viene rilevata la coppia erogata dai motori attraverso la lettura dei *Current Monitor* dei driver, si procede alla seguente operazione per poter ridurre l'*offset* dei convertitori analogico digitali presenti sulla *Sensoray 526*. A tale scopo, vengono effettuate 50 misurazioni per ciascun canale utilizzato e successivamente calcolato il valore medio. Ad ogni successiva lettura viene sottratto a ciascun canale il valore in precedenza calcolato.

## 5.7 Schema elettrico generale

Seguendo la norma CEI EN60204-1 sulla sicurezza elettrica delle macchine, per lo schema elettrico complessivo vengono utilizzati i seguenti componenti:

- **spina CEE**: si è scelta una spina di tipo industriale;
- **filtro SCHAFFNER FN 9222B-6-06**: è un filtro per applicazioni medicali e la sua funzione è di diminuire le armoniche di corrente sia in ingresso che in uscita dalla macchina, esso può condurre fino a 6A;
- **interruttore rotativo con comando rinviato GEWISS 70 001**: la sua funzione è spiegata nel paragrafo precedente, è dotato di 2 contatti (il cavo di terra non va mai sezionato) e la sua corrente nominale è 6A;
- **interruttore differenziale e magnetotermico ABB DS941 C6 0.03A AC** : il magnetotermico si attiva quando la corrente supera i 6A mentre il differenziale si attiva quando la differenza tra la corrente di fase e di neutro è  $\geq 0.03A$ ;
- **2 alimentatori Skynet SNP-B69**: servono per alimentare freni, controllore, bobine dei relè, ventole di raffreddamento ed il PC104;
- **2 alimentatori Skynet SNP-B209**: servono per alimentare i motori;
- **11 portafusibili LEGRAND**: adatti per contenere fusibili del tipo  $5 \times 20$  e per essere montati su guida a omega.
- **9 morsetti LEGRAND**: per i cablaggi si utilizzano dei morsetti montati sulla guida ad omega;
- **3 relè FINDER 55.34.9.024.0094**: presentano 4 scambi ciascuno con corrente nominale di 7A e tensione nominale di 250V. La bobina è alimentata a 24Vdc e necessita di 1W. Tutti i relè sono muniti di **zoccolo (FINDER 9474)** per montaggio su guida a omega;
- **pulsanti di emergenza**: due pulsanti per l'operatore (tipo GEWISS 27202) e un pulsante per il quadro elettrico (tipo CEMA P9MER4RN) ;

- **ventole:** per raffreddare il quadro sono state utilizzate due ventole, una da  $120 \times 120 \text{ mm}$  da montare vicina agli alimentatori ed una da  $80 \times 80 \text{ mm}$  da montare vicino al controllore. Entrambe prodotte dalla **NMB**, funzionano a  $24Vdc$  e necessitano di  $0,4A$  e  $0,15A$ ;
- **circuito per relè:** date le specifiche della bobina dei relè, per comandarla attraverso un'uscita digitale del controllore si utilizza un transistor **2N222** e una resistenza da  $3.9K\Omega$  che dissipa  $0.25W$ , i quali costituiscono un piccolo circuito munito anche di una morsettiera con 3 contatti;
- **resistenza:** per gestire il segnale di marcia/arresto per il PC104 si utilizzano i  $+5V$  dati dall'alimentatore del controllore ed una resistenza da  $2.2K\Omega$  che da una corrente di  $2.27mA$ ;
- **pulsanti di marcia e arresto:** sono prodotti dalla **BACO**, il primo è verde ed il secondo è bianco. Sono dotati di portalampade per lampade **BA9S** da  $24Vdc$ ;
- **quadro elettrico:** per contenere il materiale elettrico ed il controllore si utilizza un quadro in lamiera verniciata del tipo **LUME 16120** (dimensioni:  $650 \times 500 \times 200 \text{ mm}$ ).
- **canalina portacavo:** per poter contenere i cavi al di sotto del tavolo si utilizza una canalina in lamiera zincata prodotta dalla **LEGRAND** con sezione di  $75 \times 75 \text{ mm}$  che fornisce anche un effetto schermante.

Nella figura 5.9 è illustrato lo schema elettrico complessivo della macchina. Per una migliore comprensione del circuito si evidenzia il significato dei cablaggi con i riferimenti:

- D1..D4: cavi che congiungono il morsetto positivo degli alimentatori con il morsetto HIGH VOLTAGE dei driver;
- D5..D8: cavi che congiungono il morsetto di massa degli alimentatori con il morsetto di PWR GROUND dei driver;
- D9..D12: cavi che congiungono il pin di INHIBIT dei driver con i contatti 9-12 del relè 2;
- D13..D16: cavi che congiungono il pin di GROUND dei driver con i contatti 1-4 del relè 2;
- S1: cavo che congiunge la base del transistor con un output digitale del controllore;
- S2: cavo che congiunge un uscita digitale della scheda di I/O con il relè 2 per l'abilitazione dei driver;
- G1..G3: cavi che congiungono tra loro i ground dei vari alimentatori, eccetto del 2, per avere un ground comune e permettere la trasmissione dei segnali;

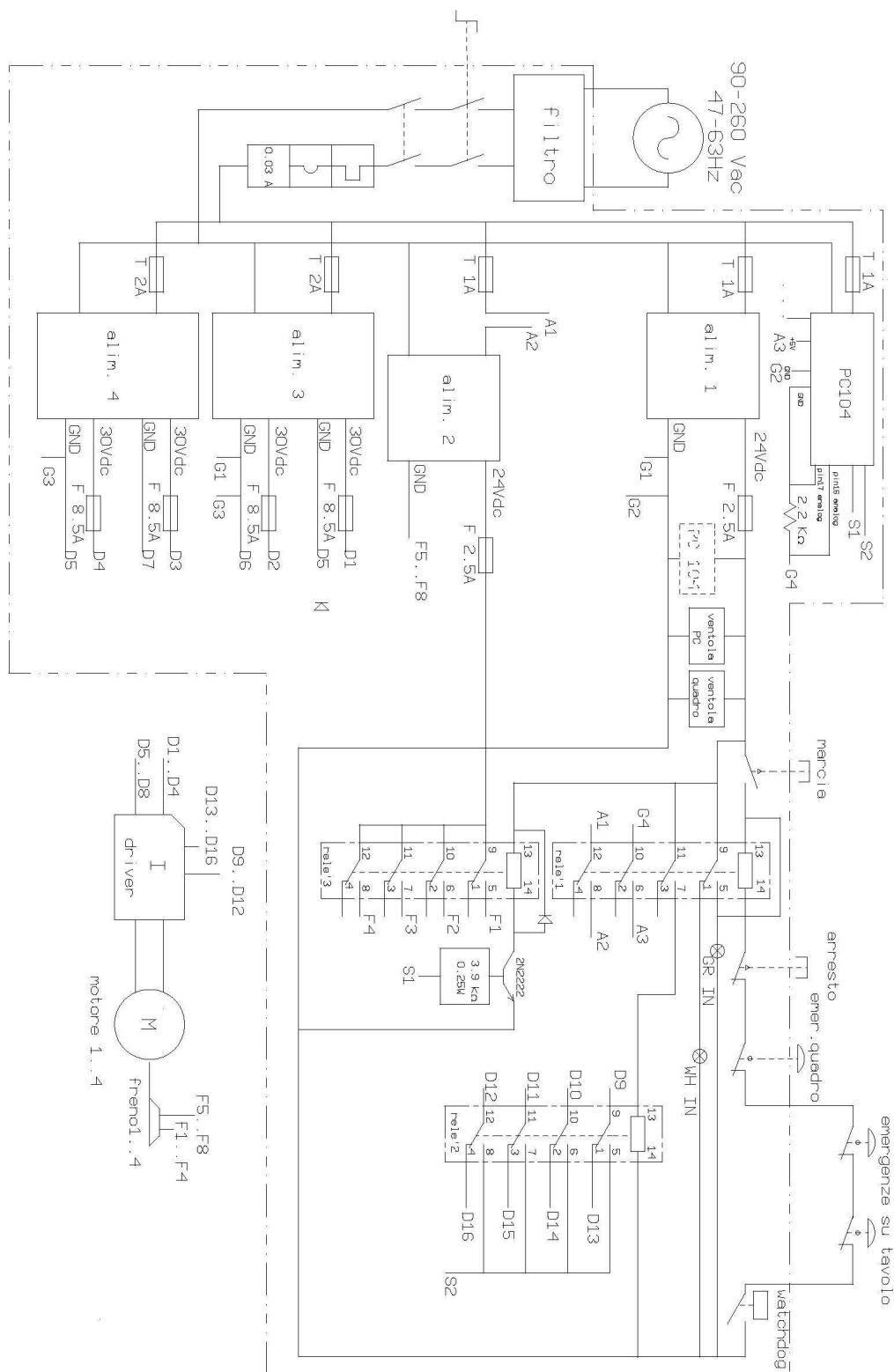


Figura 5.9: Schema elettrico complessivo

- G4: cavo che congiunge il ground del controllore con il relè 1;
- A1: cavo che congiunge l'alimentazione dell'alimentatore 2 con il relè 1;
- A2: cavo che congiunge il relè 1 con la fase dell'alimentatore 2;
- A3: cavo che congiunge il pin +5V dell'alimentatore del controllore con il relè 1;
- ...: vari collegamenti per il controllo dei driver da parte del controllore non indicati per non complicare inutilmente lo schema.

Riguardo alla disposizione spaziale di tutto il materiale elettrico ed elettronico, si decide di posizionare il controllore all'interno del quadro elettrico vista la disponibilità di spazio e la conseguente semplificazione dei cablaggi.

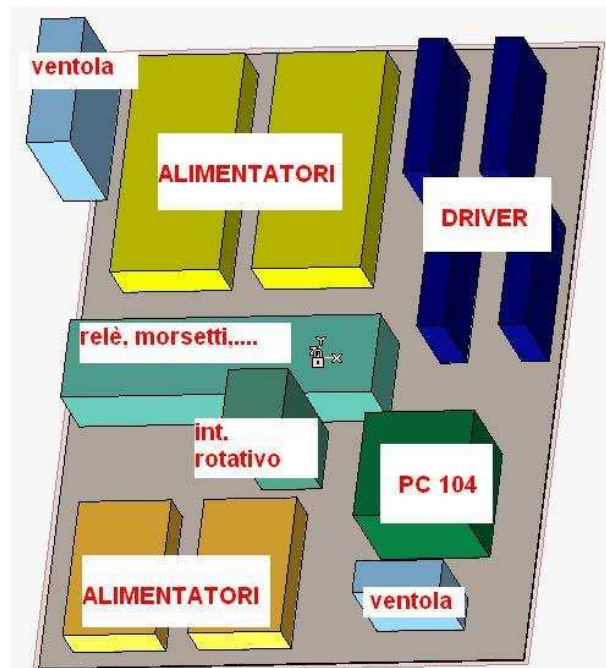


Figura 5.10: modello della piastra del quadro elettrico

## 5.8 Dispositivo per la riduzione delle tensioni di Fly-Back

Come si può vedere dalla figura 5.9, il controllo del *Relé 2* viene effettuato attraverso un output digitale della scheda *Sensaray 526*. Al fine di evitare fenomeni distruttivi al transistor, causati da correnti di Fly-Back, è stato inserito un diodo

in parallelo alla bobina del relè. In particolare, trattasi di un diodo 1N4148. Oltre ad evitare rotture del transistor, tale intervento ha notevolmente aumentato la velocità di chiusura dell'interruttore elettronico. In figura 5.11 è presente lo schema elettrico di tale intervento.

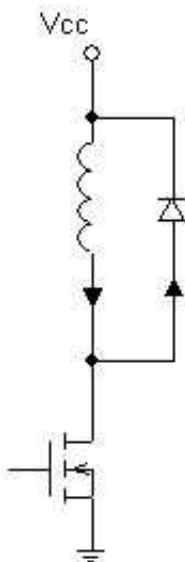


Figura 5.11: Schema elettrico con diodo incluso

## 5.9 Dispositivi per la Sicurezza

Per garantire la sicurezza degli Operatori, nel prototipo è stato costruito un circuito d'emergenza a bassa tensione che permette di bloccare l'erogazione in caso di pericolo attivando i freni e disabilitando i driver dei motori.

In riferimento alla fig. 5.12, per il circuito di emergenza viene utilizzato un relè (relè 1) che in stato di ARRESTO/EMERGENZA non è attivato. Nel circuito di quest'ultima sono inseriti in serie il pulsante di arresto, i pulsanti d'emergenza ed il relè interno della scheda I/O del controllore. Pertanto il relè può commutare solo quando tutti questi contatti sono chiusi e cioè solo dopo che il PC104 ha terminato la fase di avvio e nessun pulsante d'emergenza è premuto o bloccato. I contatti del relè sono così usati: uno per l'autoalimentazione della bobina, uno per alimentare l'alimentatore dei freni (collegato in A2), uno per attivare i motori ed uno gestisce un segnale a +5V (collegato in G1 e A3 come indicato in fig. 5.13) che dice al controllore in quale stato si trova la macchina. I pulsanti d'emergenza sono stati così posizionati: uno sopra al tavolo in corrispondenza della mano libera del paziente, uno sopra al tavolo a portata del medico ed un terzo sul lato del quadro elettrico. Per quanto riguarda il blocco della potenza dei motori, si utilizza il pin 11-P1 dei driver (collegato in D9..12), che a macchina in stato di arresto o emergenza è posto a massa (collegata in D13..16), mettendo

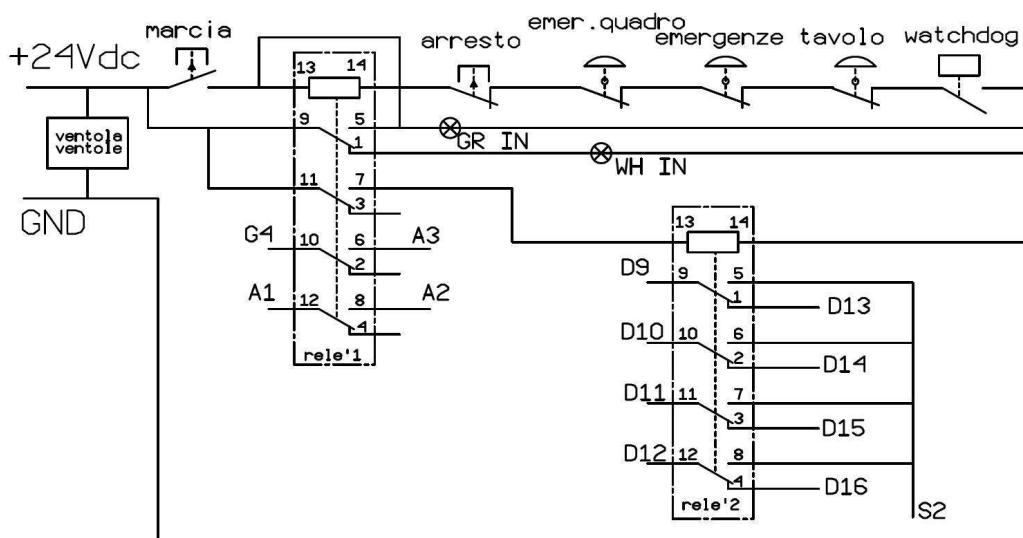


Figura 5.12: circuito d'emergenza

i driver in condizione di *Fault*, mentre in stato di marcia può essere portato a +5V dal PC104 (collegato in S2), abilitando i driver. Riguardo ai freni, vengono attivati in logica negativa: premendo il pulsante d'emergenza o l'arresto si toglie l'alimentazione ai freni che si attivano.

Per impedire l'apertura del quadro elettrico quando la potenza è attiva si pone sul pannello frontale un interruttore rotativo con comando rinviato che blocca l'apertura quando è chiuso. Come ulteriore dispositivo di sicurezza è stato installato un interruttore magnetotermico e differenziale.

## 5.10 Gli stati della macchina

Con l'interruttore frontale in posizione di ON, la macchina può trovarsi in 3 stati: AVVIO, ARRESTO/EMERGENZA oppure MARCIA. L'elemento che stabilisce in che situazione ci troviamo è il relè 1, pertanto è stato costruito un circuito che permette al PC104 di capire lo stato. Come emerge dalla fig. 5.13 dove

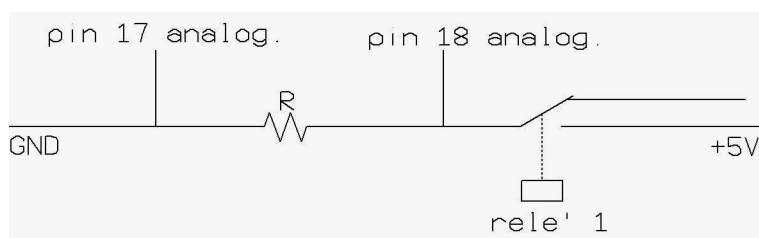


Figura 5.13: Il circuito d'identificazione dello stato

$R = 2.2K\Omega$ , quando la bobina del relè non è alimentata, il controllore legge un

segnale basso, altrimenti il segnale è alto. Purtroppo si è utilizzato un ingresso analogico e non un digitale, poiché non vi sono input digitali disponibili. Per meglio comprendere il funzionamento della macchina, si descrive in dettaglio cosa accade nei vari stati della macchina:

- **AVVIO:** appena si ruota l'interruttore rotativo sul quadro, si attivano gli alimentatori 1, 3, 4, il PC104, le ventole e la lampada bianca che indica che ci troviamo in stato di ARRESTO. La bobina del relè 1 non è alimentata, pertanto i driver si trovano in stato di *fault* ed i freni sono bloccati. Fino a quando il controllore non ha terminato il boot-strap ed attivato il *watchdog* della scheda *Sensoray 526*. L'attivazione del *watchdog*, si passa allo stato di ARRESTO/EMERGENZA;
- **ARRESTO/EMERGENZA:** si è in questo stato appena dopo l'avvio o dopo aver premuto il pulsante di ARRESTO o di EMERGENZA. In questo stato la bobina del relè 1 non è alimentata pertanto i driver si trovano in stato di *fault* e i freni sono bloccati.
- **MARCIA:** si è in questo stato se il controllore ha attivato il *watchdog* della *Sensoray 526*, nessun pulsante d'emergenza è schiacciato ed è stato premuto il pulsante di MARCIA. La bobina del relè 1 viene alimentata, all'ingresso analogico il controllore legge un segnale logico positivo, quindi sblocca i freni e abilita i motori. Tutti gli alimentatori sono attivi.

## 5.11 Taratura dei Driver

Il compito del driver è quello di fornire una determinata corrente al motore per produrre la coppia necessaria per generare la tensione desiderata sul cavo. Con

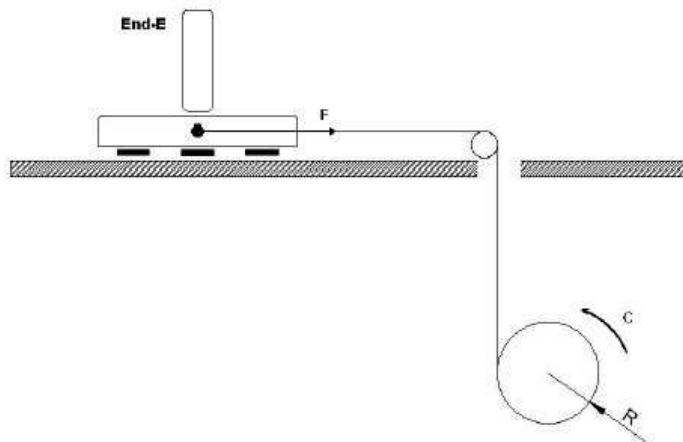


Figura 5.14: Forza generata dalla coppia del motore



l'aiuto della figura 5.14 è semplice scrivere la seguente relazione:

$$F = \frac{C}{R} \quad (5.3)$$

e, conoscendo il modo di lavorare del motore, si sa che la coppia generata è pari a:

$$C = i_a \cdot k_t \quad (5.4)$$

dove  $i_a$  è la corrente di comando fornita dal driver e  $k_t$  è la costante di coppia del motore pari a 0.13 Nm/A. Il driver è comandato in tensione dalla *Sensoray 526*, la corrente prodotta è legata dalla relazione:

$$i_a = V_{ref} \cdot k_{dr} \quad (5.5)$$

dove  $V_{ref}$  è la tensione fornita dalla scheda, la quale può avere un range pari a 0-10 V e  $k_{dr}$  è il guadagno variabile del driver, modificabile con l'operazione di taratura a seconda del contesto. Quindi, combinando le equazioni 5.3, 5.4 e 5.5 si ottiene la seguente relazione:

$$F = \frac{V_{ref} \cdot k_{dr} \cdot k_t}{R} \quad (5.6)$$

la quale dipende solamente dal guadagno del driver impostato.

Per sfruttare al massimo la precisione dei componenti in gioco, senza la progettazione di un'ulteriore scheda elettronica di condizionamento del segnale, è necessario che a massima tensione di comando fornita *Sensoray 526* si abbia la massima forza prodotta sul cavo. Pertanto, sapendo che  $f_{max} = 60\text{N}$ , il guadagno del driver deve essere pari a:

$$k_{dr} = \frac{F \cdot R}{V_{ref} \cdot K_t} \cong 1,062 \text{ A/V} \quad (5.7)$$

Questo può essere tarato con il potenziometro 3 con l'ausilio del monitor di corrente fornito sul pin 8, cioè da una tensione proporzionale alla corrente  $i_a$  di comando fornita al motore, la relazione è la seguente:

$$V_{mon} = \frac{i_a}{k_{mon}} \quad (5.8)$$

dove  $k_{mon}$  è il fattore di scale, fisso, pari a 4 A/V.

Detto ciò se si fornisce tensione massima di comando al driver (10 V), con il guadagno  $k_{dr}$  in precedenza stimato si deve ottenere una corrente di comando al motore pari a circa 10,62 A e di conseguenza il monitor di corrente fornire una tensione pari 2,655 V.

### 5.11.1 Procedura di taratura

La procedura di taratura consiste nel regolare il potenziometro 3 in modo tale da avere in uscita la tensione di monitor calcolata, mantenendo la stessa tensione di comando al driver. Avendo verificato sperimentalmente la natura non costante della tensione  $V_{mon}$ , si è creata un apposita funzione per poter semplificare notevolmente questa procedura. Essa svolge le seguenti operazioni:

- imposizione della tensione  $V_{ref}$  con una rampa lineare, al fine di avere una minore sollecitazione sui freni
- scrittura a console di cinque valori calcolati attraverso media aritmetica di 2000 valori campionati, al massimo intervallo di campionamento possibile

## Capitolo 6

# Progettazione del Controllo

La progettazione del controllo e' stata suddivisa in due parti: basso livello e alto livello. Per controllo a basso livello é stato studiato un metodo ottimale per la distribuzione delle tensioni ai cavi per ottenere una forza voluta all'End-Effector, mentre per il controllo ad alto livello é stato studiato un controllo che permetta di ottimizzare l'interazione tra paziente e assistenza robotica. A tale scopo si é utilizzato un controllo di tipo adattativo "assist-as-need" [150] opportunamente adattato e modificato per il prototipo S.O.P.H.I.A.4. Il piano di lavoro scelto é quello a configurazione 1, a forma trapezoidale. La fig.6.1 evidenzia lo schema del piano di lavoro visto dall'alto.

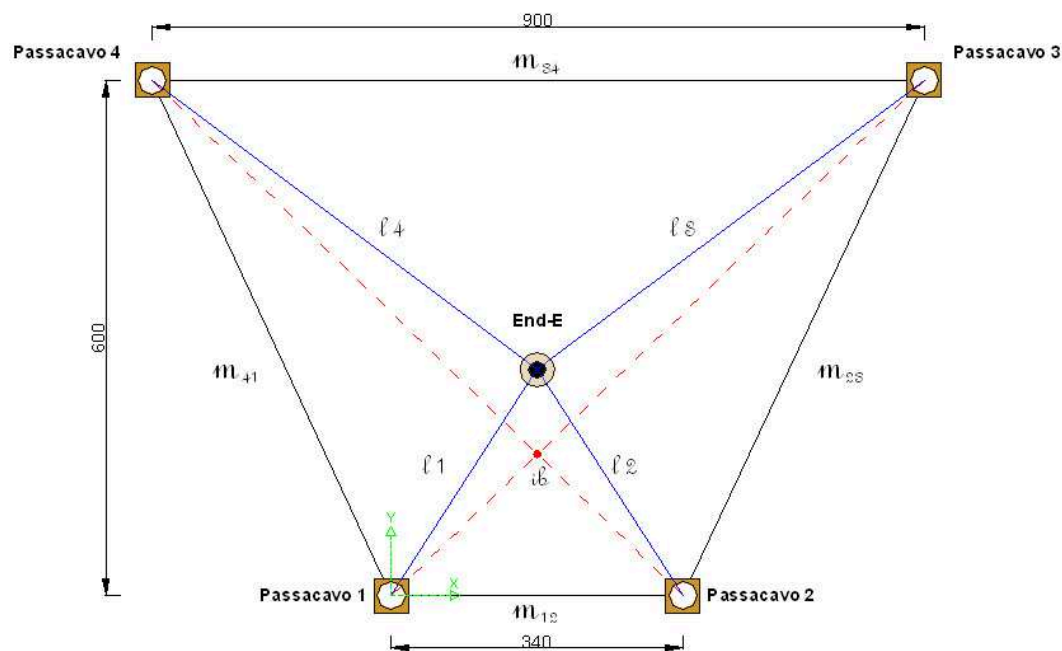
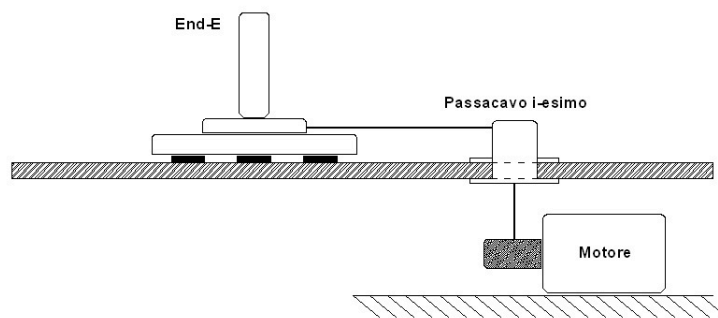


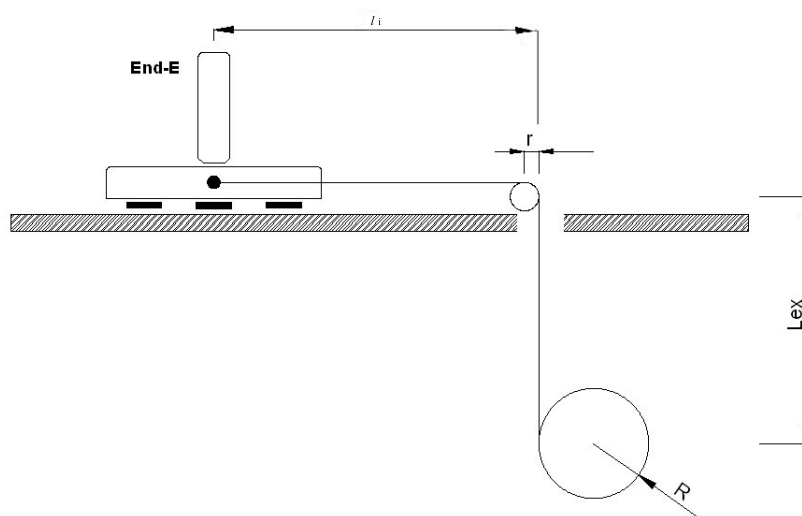
Figura 6.1: Schema dimensionale piano di lavoro

## 6.1 Controllo a basso livello

### 6.1.1 Analisi cinematica di posizione



(a) Schema End-Effector e passacavo



(b) Allungamento cavo

Figura 6.2: .

#### Analisi Inversa di posizione

Facendo riferimento alla fig.(6.2) la lunghezza del cavo svolto è:

$$L_i = l_i - r + \frac{\pi r}{2} + L_{ex} \quad (6.1)$$

$$= l_i + \left(\frac{\pi}{2} - 1\right)r + L_{ex} \quad (6.2)$$

$$= l_i + L'_{ex} \quad (6.3)$$

dal momento che  $L'_{ex}$  è costante per come abbiamo realizzato i passacavi, poniamo

$$l_i = 2 \cdot \pi \cdot R \cdot n_i \quad (6.4)$$

abbiamo definito i giri del motore *i-esimo* come:

$$n_i = \frac{\sqrt{(x_i - x_e)^2 + (y_i - y_e)^2}}{2 \cdot \pi \cdot R} \quad (6.5)$$

dove con  $n_i$  è espresso il numero di giri del motore *i-esimo* (misurato secondo il verso di svolgimento del cavo e pari alla lettura dell'encoder *i-esimo*),  $R$  il raggio delle pulegge calettate negli alberi motore,  $r$  il raggio del cilindro di teflon costituente il passacavo, la coppia  $(x_e, y_e)$  la posizione dell'End-Effector e infine la coppia  $(x_i, y_i)$  che identifica la posizione del passacavo *i-esimo*.

### Analisi Diretta di posizione

Come si può osservare nella fig.(6.1), per ogni posizione dell'End-effector all'interno del piano di lavoro, vengono a formarsi 4 triangoli scaleni, cui lati sono formati da 2 vertici adiacenti del piano di lavoro e dall'End-Effector.

In un primo approccio per l'analisi cinematica sono state considerate: note le distanze tra i passacavi nel piano e l'inestensibilità dei cavi (rimandiamo ai capitoli successivi le analisi senza ipotesi restrittive).

Essendo il prototipo costituito da 4 encoder calettati negli alberi dei motori che avvolgono i 4 cavi, la misurazione degli encoder verrà utilizzata per la stima dell'End-Effector come in fig.(6.3).

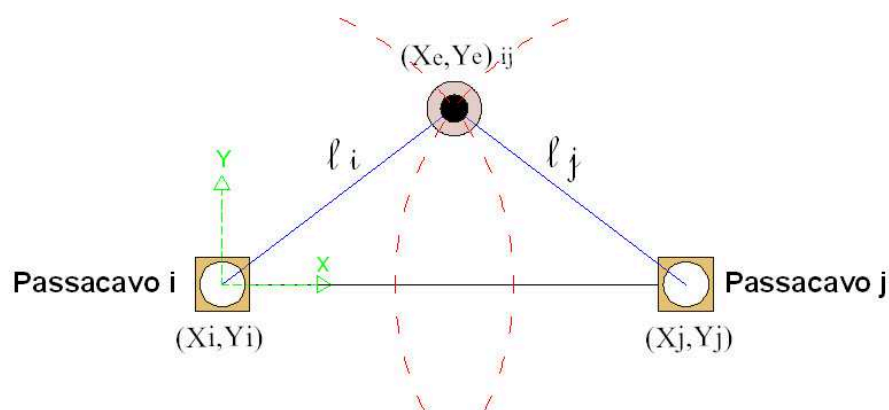


Figura 6.3: Misurazione delle lunghezze dei cavi

Considerando in riferimento fig.(6.3) l'intersezione delle due circonferenze con centro una il passacavo *i-esimo* e l'altra il passacavo *j-esimo* fornisce la posizione dell'End-Effector  $(x_e, y_e)_{ij}$  considerando la coppia di passacavi  $ij$ .

La posizione viene risolta rispetto alla variabile  $(x_e, y_e)$  con le coppie  $(x_i, y_i)$  e  $(x_j, y_j)$  rispettivamente le coordinate di posizione del passacavo *i-esimo* e del passacavo *j-esimo*:

$$\begin{cases} (x_e - x_i)^2 + (y_e - y_i)^2 = l_i^2 \\ (x_e - x_j)^2 + (y_e - y_j)^2 = l_j^2 \end{cases} \quad (6.6)$$

Le soluzioni del sistema 6.6 saranno scelte opportunamente scartando i valori di soluzione a seconda del centro degli assi.

Dato che in totale vi sono 4 passacavi, si hanno complessivamente 6 combinazioni di coppie, pertanto la 6.6 va ripetuta per tutte e 6 le combinazioni.

La stima della posizione si ottiene facendo la media pesata dei valori ottenuti.

### Accuratezza nei calcoli cinematici

Lo studio della cinematica diretta di posizione (equazione 6.6) è basata sui valori di  $n_i$  (e quindi di  $l_i$ ) ottenuti dalla lettura degli encoder (valori che indichiamo con  $\bar{n}_i$ ). Questi valori saranno diversi dal valore di  $n_i$ , puramente teorico, che si otterrebbe dalla 6.5. La differenza è dovuta a tre fattori fondamentali, vale a dire la risoluzione dell'encoder, gli errori di calibrazione e l'allungamento dei cavi, come trattato nel paragrafo precedente, in formule:

$$\Delta n_i = \bar{n}_i - n_i = \Delta n_{res} + \{\Delta n_{cal}\}_i + \{\Delta n_{str}\}_i \quad (6.7)$$

dove  $\Delta n_{cal}, \Delta n_{str} \in \mathfrak{R}^4$  sono i vettori degli errori di calibrazione ed allungamento dei cavi, mentre il pedice  $i$  sta ad indicare la *i-esima* componente del vettore.

Questa differenza tra valori teorici e misurati provoca un errore nel calcolo della posizione dell'End-Effector, con un conseguente errore nella generazione della forza da applicare su quest'ultimo.

**Allungamento dei cavi:** Il collegamento tra End-Effector e albero motore è pensato per l'impiego con cavi di nylon per questioni di sicurezza, i quali sono sottoposti a carico di trazione e quindi ad allungamento. Come si può osservare in fig.(6.2), la lunghezza dei singoli cavi è espressa dall'equazione 6.3.

L'allungamento provocato dalla tensione del cavo è pari a:

$$L_i = L_{oi} \cdot \exp\left(\frac{T}{EA}\right) \quad (6.8)$$

con  $L_{oi}$  lunghezza cavo senza tensioni applicate,  $T$  la tensione applicata al cavo e con  $EA$  prodotto tra modulo elastico del cavo e sezione del cavo stesso.

Pertanto la deformazione subita dal cavo è:

$$\Delta L_i = L_i - L_{oi} = L_{oi} \cdot \left[\exp\left(\frac{T}{EA}\right) - 1\right]$$

Pertanto la rotazione misurata  $\bar{n}_i$  corrisponde alla lunghezza di cavo effettivamente svolta  $L_{oi}$ .

La relazione per la cinematica diretta sar a:

$$\bar{n}_i = \frac{L_{oi} - L_{ex}}{2\pi R}$$

Utilizzando questo valore nei calcoli cinematici si giungerebbe ad una stima errata della posizione dell'End-E  $(x_e, y_e)$ , tuttavia questo errore pu  essere facilmente compensato, pertanto nel seguito verr  trascurato.

Passiamo ora agli altri due termini a secondo membro della 6.7 il primo termine vale, in termini di impulsi encoder:

$$\Delta n_{res} = \pm 0.5 \quad (6.9)$$

**Calibrazione:** Siano,  $\mathbf{x}_{cal} = \{x_{cal}, y_{cal}\}'$  la posizione di calibrazione, e  $\Delta \mathbf{x}_{cal} = \{\Delta x_{cal}, \Delta y_{cal}\}'$  la sua accuratezza; se con  $\mathbf{J}(x) \in \mathfrak{R}_{4 \times 2}$  indichiamo la matrice Jacobiana del sistema posso scrivere:

$$\Delta \mathbf{n}_{cal} = \mathbf{J}(x_{cal}) \Delta \mathbf{x}_{cal} = \begin{bmatrix} \frac{\partial n_1}{\partial x} & \frac{\partial n_1}{\partial y} \\ \frac{\partial n_2}{\partial x} & \frac{\partial n_2}{\partial y} \\ \frac{\partial n_3}{\partial x} & \frac{\partial n_3}{\partial y} \\ \frac{\partial n_4}{\partial x} & \frac{\partial n_4}{\partial y} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \Delta x_{cal} \\ \Delta y_{cal} \end{Bmatrix}$$

Siano  $\mathbf{x}_{cal} = \mathbf{y}_{cal} = \pm \Delta s$ , moltiplicando la relazione precedente per il numero di impulsi/giro  $n_o$ , in maniera da esprimere l'errore di calibrazione in termini di impulsi encoder, otteniamo:

$$\{\Delta n_{cal}\}_i = \pm n_o \left( \left| \frac{\partial n_i}{\partial x} \right| + \left| \frac{\partial n_i}{\partial y} \right| \right) \Delta s \quad (6.10)$$

$$= \pm \frac{n_o}{2\pi R} \cdot \frac{|x - x_i| + |y - y_i|}{\sqrt{(x - x_i)^2 + (y - y_i)^2}} \quad (6.11)$$

$$= \pm \frac{n_o}{2\pi R} \cdot (|\cos(\sigma_i)| + |\sin(\sigma_i)|) \quad (6.12)$$

dove  $\sigma_i$    l'angolo formato dal vettore passacavo *i-esimo* -End-Effector con l'asse x; nel caso peggiore:

$$\{\Delta n_{cal}\}_i = \pm \frac{n_o}{2\pi R} \cdot \sqrt{2} \Delta s \cong 78 \times \Delta s \quad (6.13)$$

dove si   posto  $n_o = 8000$  e  $R = 23mm$  ( $\Delta s$  va espresso in millimetri).

In conclusione, sostituendo le equazioni 6.9 e 6.12 nella 6.7 e trascurando il termine relativo all'allungamento dei cavi otteniamo:

$$\Delta n = \pm(0.5 + 78 \times \Delta s)$$

Ad esempio imponendo un  $\Delta s = 0.1mm$  ottengo un errore di 8 tacche encoder. Vediamo ora come gli errori di misura si ripercuotono nel calcolo della soluzione dell'analisi cinematica diretta.

L'errore dei calcoli cinematici considerando solamente il cavo *i-esimo* e *j-esimo*, è dato da:

$$\Delta \mathbf{x}_{ij} = \mathbf{x}_{ij} - \mathbf{x}_{act} = \mathbf{J}_{ij}^{-1} \Delta \mathbf{n}_{ij} \quad (6.14)$$

con  $\mathbf{J}_{ij} \in \mathfrak{R}_{2 \times 2}$  la matrice ottenuta dallo Jacobiano eliminando la riga *i-esima* e *j-esima*;  $\Delta \mathbf{n}_{ij}$  il vettore ottenuto da  $\Delta \mathbf{n} = \{\Delta n_1, \Delta n_2, \Delta n_3, \Delta n_4\}'$  eliminando la componente *i-esima* e *j-esima*.

Dato che le combinazioni di coppie considerate sono 6, indichiamo con *k* la *k-esima* combinazione, mediando le sei ottenute ottengo:

$$\mathbf{x} = \frac{1}{6} \sum_{k=1}^6 \mathbf{x}_k = \frac{1}{6} \sum_{k=1}^6 \mathbf{J}_k^{-1} \cdot \Delta \mathbf{n}_k$$

l'unione complessiva risulterà:

$$\Delta \mathbf{x} = \frac{1}{6} \sum_{k=1}^6 \mathbf{x}_k - \mathbf{x}_{act} = \frac{1}{6} \sum_{k=1}^6 (\mathbf{x}_k - \mathbf{x}_{act}) = \frac{1}{6} \sum_{k=1}^6 \mathbf{J}_k^{-1} \Delta \mathbf{n}_k = \mathbf{H} \Delta \mathbf{n} \quad (6.15)$$

dove la matrice  $\mathbf{H} \in \mathfrak{R}_{2 \times 4}$  si ottiene assemblando opportunamente le matrici  $\mathbf{J}_k$ . In fase di simulazione sono state eseguite diverse combinazioni di coppie di cavi per la stima dell'incertezza del punto, imponendo come incertezza di calibrazione  $\Delta x_{cal} = \Delta y_{cal} = 0.1mm$ .

Il calcolo è stato effettuato su tutti i punti interni al piano di lavoro, con passo regolabile nel software rispettivamente per le ascisse e per le ordinate.

Includendo tutte le combinazioni delle coppie di cavi come descritte nell'equazione 6.15, si sono ottenuti risultati non soddisfacenti, infatti come di può osservare in fig.(6.4) (in cui è rappresentato il massimo tra incertezza dell'asse delle ascisse e dell'asse delle ordinate), come prendendo le coppie di passacavi diametralmente opposti, l'incertezza sui punti del piano di lavoro non sia ottimale.

Sono state eseguite diverse prove di combinazione delle coppie di passacavi, e si sono ottenuti risultati apprezzabili, considerando le coppie di cavi adiacenti, in particolare le coppie di cavi 12, 23, 34 e 41 dove si sono ottenuti ottimi risultati, come illustrato in fig.6.5

É da notare che all'interno delle curve di isolivello di fig.(6.5) il valore di incertezza è costante. Come si può notare in fig.(6.7) espandendo esternamente il calcolo dell'incertezza di posizione, le curve di isolivello calcolate assumono traiettorie ellittiche, la combinazione di tali traiettorie costanti si sono ottenuti valori di incertezza costanti dell'ordine del decimo di millimetro all'interno dell'area di lavoro.



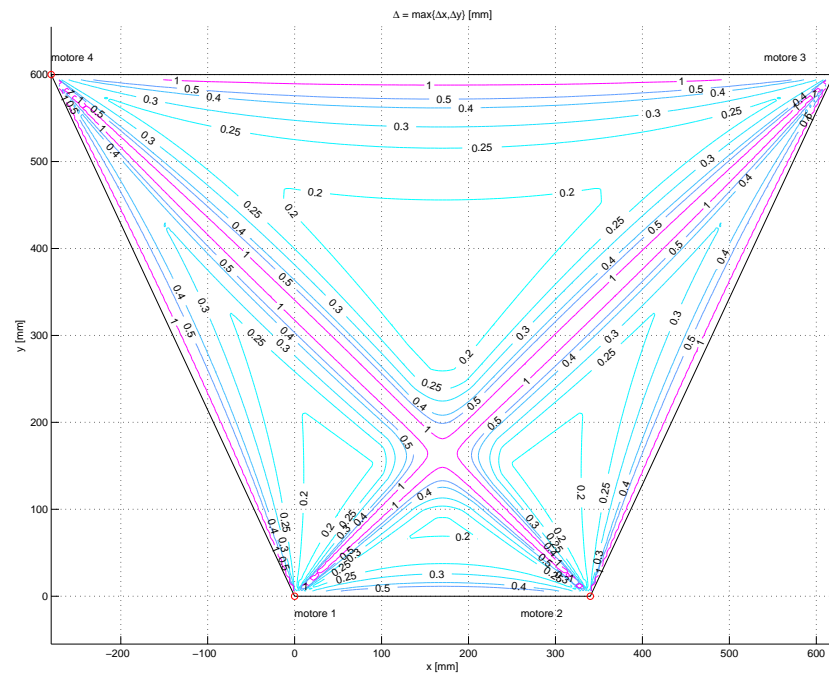


Figura 6.4: Incertezza di posizione: combinazione di tutte le coppie di passacavi

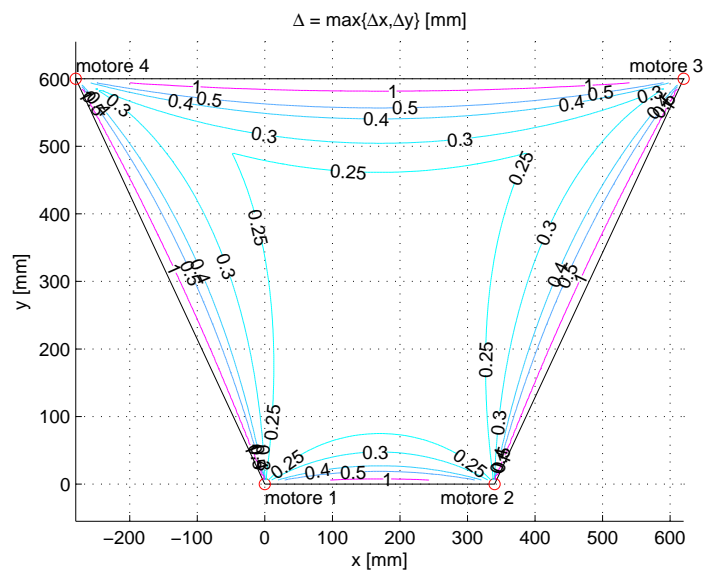


Figura 6.5: Incertezza di posizione: configurazione passacavi adiacenti

### Forza isotropica massima

Nella fase di progettazione meccanica é stata calcolata la forza isotropica massima applicabile con il procedimento illustrato in [155, 156].

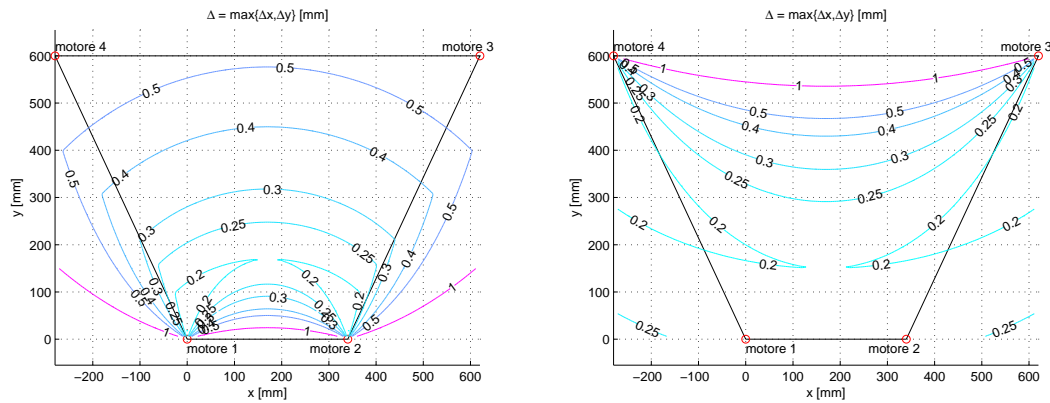


Figura 6.6: Incertezza di posizione: coppia cavi(12) e coppia cavi(34)

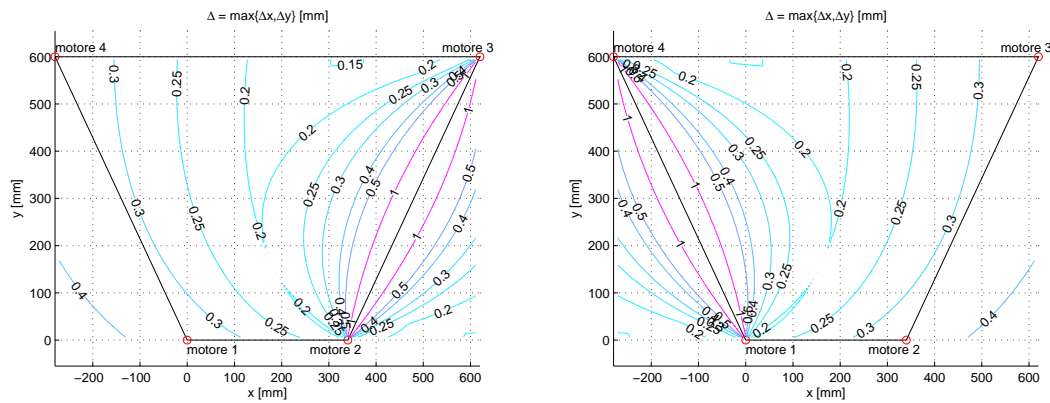


Figura 6.7: Incertezza di posizione: coppia cavi(23) e coppia cavi(14)

Dalla fig.(6.8) si può notare come l'area effettiva di lavoro sia ristretta ad una superficie di  $300 \times 350 \text{mm}^2$ .

L'indice di manipolabilità  $\mathbf{i}_F$  esprime il valore massimo di forza applicabile in qualsiasi direzione con quella configurazione dei cavi.

Ciò però non esclude il fatto che in alcune direzioni si possa esercitare una combinazione di tensioni sui cavi superiore al valore di  $\mathbf{i}_F$ .

È da osservare che l'area in cui è possibile esercitare la forza massima ha una incertezza di posizione bassa. Tratteremo ora come tale incertezza influenzi la forza effettiva sull'End-Effector.

## 6.1.2 Generazione della forza

### Calcolo tensioni dei cavi

La relazione che lega le tensioni dei cavi con la tensione risultante nell'End-Effector  $\mathbf{F}_e$  è espressa:

$$\mathbf{F}_e = T_1 \mathbf{v}_1 + T_2 \mathbf{v}_2 + T_3 \mathbf{v}_3 + T_4 \mathbf{v}_4$$

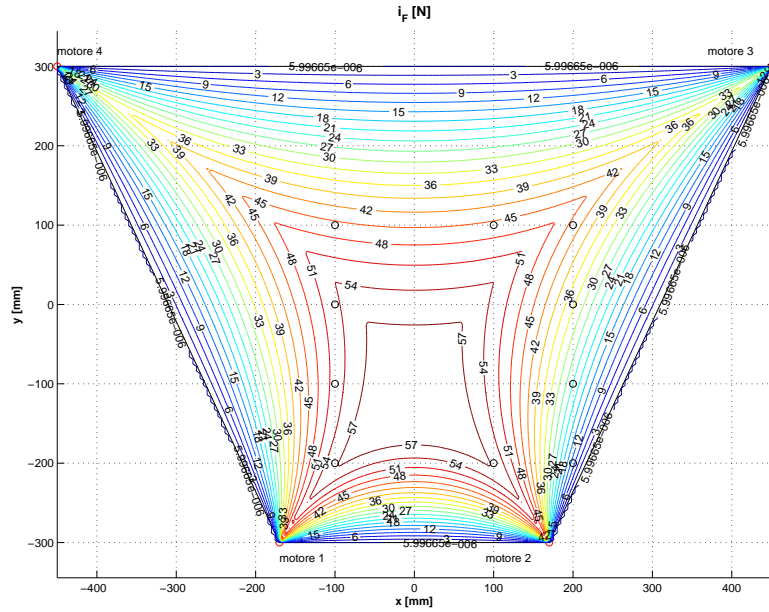


Figura 6.8: Forza max isotropica

con  $\mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \mathbf{v}_3, \mathbf{v}_4$  i versori dei cavi con direzione positiva uscente dall'End-Effector, mentre con  $T_1, T_2, T_3, T_4$  le tensioni dei cavi.

Considerando le proiezioni cartesiane dei versori posso esprimere con relazione  $\mathbf{A} \cdot \mathbf{T} = \mathbf{F}_e$  indicando con il vettore  $\mathbf{T}$  le tensioni dei cavi e con la matrice  $\mathbf{A}$ :

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} v_{1x} & v_{2x} & v_{3x} & v_{4x} \\ v_{1y} & v_{2y} & v_{3y} & v_{4y} \end{bmatrix}$$

le componenti delle proiezioni cartesiane dei versori, sostituendo ottengo:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{F}_{e_x} \\ \mathbf{F}_{e_y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_{1x} & v_{2x} & v_{3x} & v_{4x} \\ v_{1y} & v_{2y} & v_{3y} & v_{4y} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \end{bmatrix} \quad (6.16)$$

successivamente esplicitando le componenti della matrice  $\mathbf{A}$ , indicando per la colonna  $i$ -esima:

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{v}_{ix} \\ \mathbf{v}_{iy} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \cos(\sigma_i) \\ \sin(\sigma_i) \end{Bmatrix} \quad (6.17)$$

sostituendo quindi la 6.17 nella 6.16 ottengo:

$$\mathbf{F}_e = \begin{bmatrix} \mathbf{F}_{e_x} \\ \mathbf{F}_{e_y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\sigma_1) & \cos(\sigma_2) & \cos(\sigma_3) & \cos(\sigma_4) \\ \sin(\sigma_1) & \sin(\sigma_2) & \sin(\sigma_3) & \sin(\sigma_4) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \end{bmatrix}$$

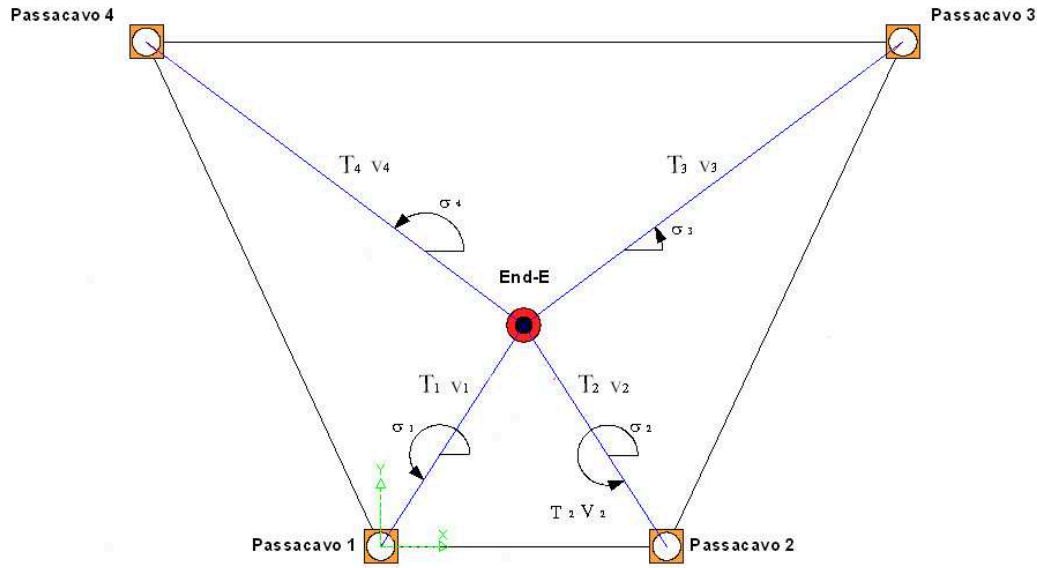


Figura 6.9: Angoli su End-Effector

Essendo un sistema a 2 equazioni e 4 incognite, la soluzione ottimale verrà ottenuta risolvendo un problema di ottimo vincolato: i cui vincoli per i cavi saranno la tensione massima e la minima, che il modulo del vettore  $T$  sia minimo e che la forza sull'End-e sia quella desiderata.

### 6.1.3 Incertezza delle forze generate

Le tensioni  $T_i$  calcolate sulla posizione stimata verranno applicate sulla posizione reali dell'End-Effector e come risultante si otterrà una differenza tra forza voluta  $\mathbf{F}_v$  e forza effettiva  $\mathbf{F}_{eff}$ , in formule indicando con  $\mathbf{T}_t$  il vettore delle tensioni dei cavi teoriche, e  $\mathbf{A}_{eff}$  la matrice  $\mathbf{A}$  effettiva:

$$\Delta \mathbf{F} = \mathbf{F}_{eff} - \mathbf{F}_v = \mathbf{A}_{eff} \cdot \mathbf{T}_t - \mathbf{A}_t \cdot \mathbf{T}_t = \mathbf{A}_{eff} \cdot \mathbf{T}_t \quad (6.18)$$

Per stimare tale errore è stata calcolata la tensione da applicare ai cavi per ottenere forza **nulla** sull'End-Effector.

Forza calcolata assumendo per ipotesi la posizione ideale dell'End-Effector.

Per calcolare il valore di tensione 6.18 è stata calcolata l'incertezza massima sul punto di applicazione dell'End-Effector, tale valore è stato utilizzato come raggio di un cerchio con centro il punto di applicazione ideale, e su la cui circonferenza, per ogni grado da 0 a  $2\pi$  è stata ricalcolata la matrice  $\mathbf{A}_{eff}$  della 6.16 e con conseguente calcolo della forza sull'End-Effector, ponendo le tensioni dei cavi calcolate nel punto ideale di applicazione,  $\mathbf{T}_t$

Come valori di incertezza di forza sono stati calcolati per ogni punto d'applica-

zione i seguenti valori:

$$\max \{\|\Delta\mathbf{F}\|\} \quad (6.19)$$

$$\min \{\|\Delta\mathbf{F}\|\} \quad (6.20)$$

$$\text{mean} \{\|\Delta\mathbf{F}\|\} \quad (6.21)$$

rispettivamente i valori di incertezza di forza massima, minima e media, calcolata utilizzando la configurazione migliore delle coppie di cavi, in fig.(6.10) sono riportate rispettivamente l'incertezza di forza media e massima.

Come si può osservare in fig.(6.10), il valore massimo costante di forza nella zona centrale del piano é di  $0.05[N]$  e si estende per tutta l'area in cui l'incertezza di posizione misurata si attesta intorno ai  $0.25mm$ .

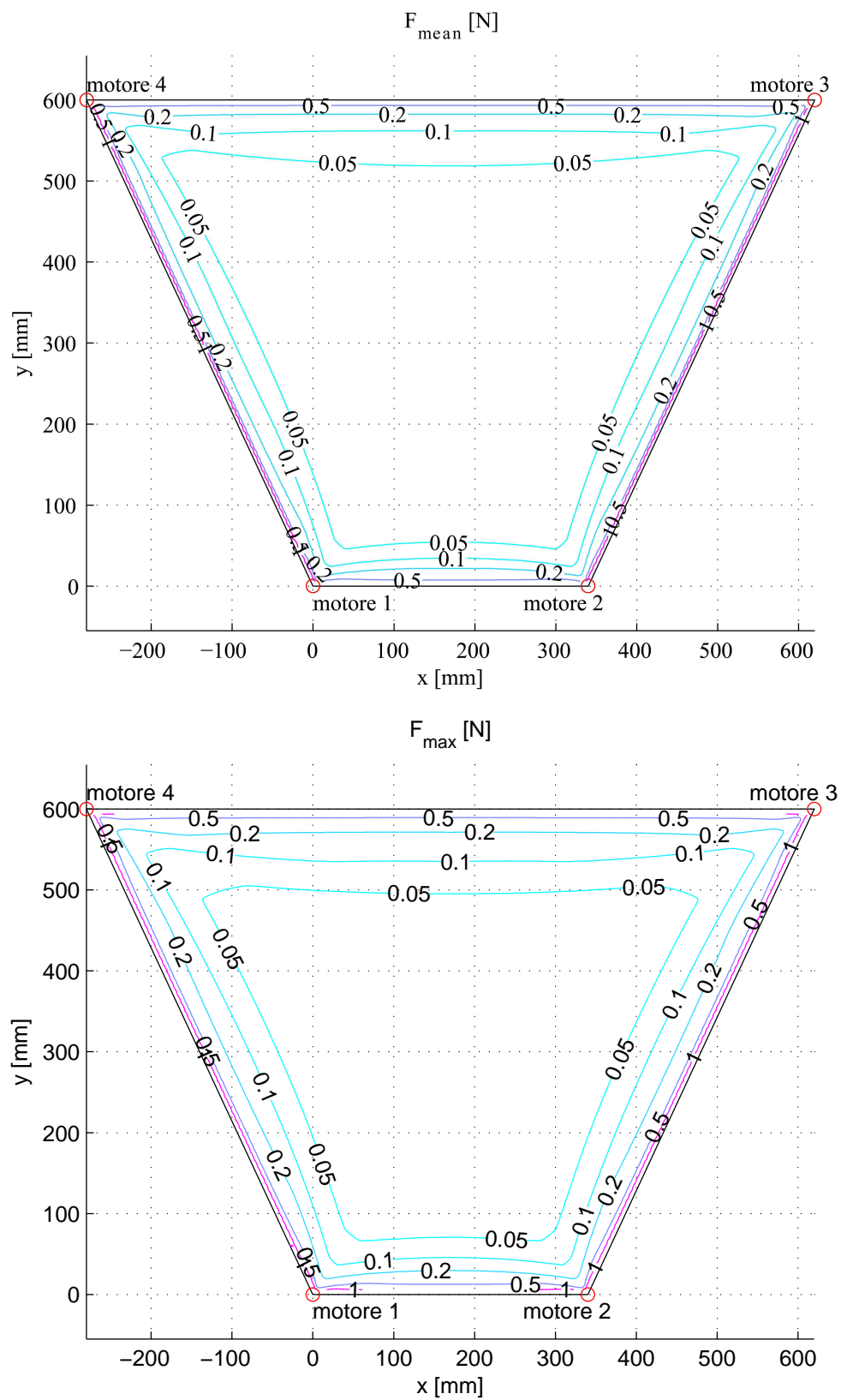


Figura 6.10: Discrepanza media e massima della forza nei punti del piano di lavoro

### 6.1.4 Teoria del Controllo ottimo

In questa parte verranno introdotti alcuni concetti per definire l'ottimo di un problema matematico. Verranno considerate le tecniche di programmazione lineare con la relativa modellizzazione dei problemi, considerando sia problemi con vincoli d'uguaglianza che problemi con vincoli di disuguaglianza.

Successivamente sarà analizzata la modellizzazione per ricercare l'ottimo per il controllo a basso livello.

#### Condizioni per l'ottimo

Si consideri il problema

$$\min_{x \in I} f(x), \quad I = [a, b] \subset \mathfrak{R}^1 \quad (6.22)$$

#### Teorema 6.1.4.1

*(Condizione necessaria del primo ordine)*

Se  $x^*$  risolve il problema (6.22) con  $f \in C^1$  e con  $f'(x)$  si indica la derivata di  $f(x)$ , allora:

$$f'(x^*)(y - x^*) \geq 0 \quad \forall y \in I \quad (6.23)$$

In particolare se  $x^*$  interno a  $I$ , ovvero  $I = \mathfrak{R}^1$  la (3.2) si riduce a:

$$f'(x^*) = 0 \quad (6.24)$$

Dimostrazione:

Dato che  $f'(x) = \lim_{y \rightarrow x} \frac{f(y) - f(x)}{y - x}$ , si ha che:

se  $f'(x) > 0$  allora  $f(y) > f(x)$  per  $y > x$  e  $y - x$  abbastanza piccolo

se  $f'(x) < 0$  allora  $f(y) > f(x)$  per  $y < x$  e  $x - y$  abbastanza piccolo

cio la (6.23) necessaria e sufficiente per un minimo locale quando  $x^*$  un estremo dell'intervallo. Se invece  $x^*$  interno, la (6.24) necessaria (ma non sufficiente) per un minimo locale. Le (6.23) e (6.24) non sono comunque sufficienti, senza ipotesi aggiuntive, per un minimo locale.  $\diamond$

#### Teorema 6.1.4.2

Se  $x^*$  risolve il problema:

$$\min \{f(x) : x \leq b, x \geq a\} \quad (6.25)$$

allora esistono due costanti non negative  $\mu_1$  e  $\mu_2$  (denominati moltiplicatori di Lagrange o di Kuhn e Tucker) tali che data la funzione Lagrangiana:

$$l(x, \mu_1, \mu_2) = f(x) + \mu_1(x - b) + \mu_2(a - x) \quad (6.26)$$

si ha

$$\frac{\partial l}{\partial x}(x^*, \mu_1, \mu_2) = f'(x) + \mu_1 - \mu_2 = 0 \quad (6.27)$$

$$\mu_1(x^* - b) = 0 \quad (6.28)$$

$$\mu_2(a - x^*) = 0 \quad (6.29)$$

$$\mu_1 \geq 0 \quad (6.30)$$

$$\mu_2 \geq 0 \quad (6.31)$$

Le relazioni della (6.28) e (6.29) sono denominate *condizioni di complementarità*. Esse mettono in evidenza se il vincolo attivo (cio  $x^* = a$  o  $x^* = b$ ) allora (e solo allora) il moltiplicatore  $\mu$  ad esso associato pu essere diverso da zero. Se  $x^*$  invece interno, allora  $\mu_1 = \mu_2 = 0$  ed  $l(x^*, \mu_1, \mu_2) = f(x^*)$ .

### **Teorema 6.1.4.3**

(Condizione necessaria del secondo ordine)

Sia  $f \in C^2$  definita in  $I \subset \mathbb{R}^1$ . Se  $x^*$  risolve il problema (6.22), allora si ha:

$$f'(x^*)(y - x^*) \geq 0 \quad \forall y \in I \quad (6.32)$$

$$\text{se } f'(x^*) = 0 \Rightarrow f''(x^*) \geq 0 \quad (6.33)$$

Dimostrazione:

Sviluppando  $f(x)$  in serie di Taylor intorno ad  $x^*$ , si ha:

$$f(y) - f(x^*) = f'(x^*)(y - x^*) + \frac{1}{2}f''(x^*)(y - x^*)^2 + \theta_2(y - x^*)$$

dove  $\theta_2$  rappresenta una funzione infinitesima di ordine superiore al secondo. si vede quindi che nel caso (6.33)  $f''(x^*)$  necessaria per garantire che  $f(y) \geq f(x^*)$  almeno in un intorno di  $x^*$ .  $\diamond$

### **Teorema 6.1.4.4**

(condizioni sufficienti per un minimo locale)

Se  $x^*$  un punto in cui

$$f'(x^*) = 0 \text{ e } f''(x^*) > 0 \quad (6.34)$$

allora  $x^*$  un minimo locale in senso stretto, cioè  $f(x^*) < f(x)$  almeno in un certo intorno.

Dimostrazione:

Basta considerare lo sviluppo di Taylor.



**Problemi con vincoli funzionali di uguaglianza****Teorema 6.1.1**

(Condizioni necessarie del primo ordine con vincoli d'uguaglianza)

Sia  $x^*$  un punto di estremo locale di  $f$  soggetto ai vincoli  $h(x) = 0$ . Supposto che  $x^*$  sia anche un punto regolare per i vincoli, allora esiste un vettore  $\lambda \in \mathfrak{R}^m$  tale che:

$$f_x(x^*) + \lambda' \nabla h(x^*) = 0 \quad (6.35)$$

Dimostrazione: Ommessa. <sup>1</sup>

**Teorema 6.1.2**

(Condizioni necessarie del secondo ordine) Supposto che  $x^*$  sia un minimo locale di  $f \in C^2$ , soggetto al vincolo  $h(x) = 0$ ,  $h \in C^2$ , e sia anche un punto regolare per i vincoli. Allora esiste un  $\lambda \in \mathfrak{R}^m$  tale che:

$$f_x(x^*) + \lambda' \nabla h(x^*) = 0 \quad (6.36)$$

Se con  $M$  si denota il piano tangente  $M = y : \nabla h(x^*)y = 0$ , allora la matrice:

$$L(x^*) = F(x^*) + \lambda' H(x^*) \quad (6.37)$$

semidefinita positiva in  $M$ , cio  $y' L(x^*) y \geq 0$  per tutti gli  $y \in M$ .

Dimostrazione:

Data una curva  $x(t)$  che sta su  $S$ , passa per  $x^*$  per  $t = 0$  e che dotata di derivate seconde, tenuto conto che:

$$\begin{aligned} f(x(t)) &= (x(0) + \dot{x}(0)t + \Theta(t)); \quad \frac{df(x(t))}{dt} = f_x(x(t)) \cdot \dot{x}(t) \\ \frac{d^2 f(x(t))}{dt^2} &= \dot{x}(t)' \cdot F(x(t)) \cdot \dot{x}(t) + f_x(x(t)) \cdot \ddot{x}(t) \end{aligned} \quad (6.38)$$

e si ha:

$$\frac{d^2 f(x(t))}{dt^2} \Big|_{t=0} = \dot{x}(0)' \cdot F(x^*) \dot{x}(0) + f_x(x^*) \ddot{x}(0) \geq 0 \quad (6.39)$$

perch  $x^*$  minimo locale.

Derivando la relazione  $h(x(t)) = 0$  si ha:

$$\nabla h(x(t)) \cdot \dot{x}(t) = 0 \quad (6.40)$$

$$\dot{x}(t)' H(x(t)) \dot{x}(t) + \nabla h(x(t)) \ddot{x}(t) = 0 \quad (6.41)$$

per cui la derivata seconda dell'identit  $\lambda' h(x(t)) = 0$  calcolata a  $t=0$  porta a :

$$\dot{x}(0)' [F(x^*) + \lambda' H(x^*)] \dot{x}(0) + [f_x(x^*) + \lambda' \nabla h(x^*)] \ddot{x}(0) \geq 0 \quad (6.42)$$

<sup>1</sup>Si veda [160]pg.77

e tenuto conto della (3.16)

$$\dot{x}(0)' [F(x^*) + \lambda'H(x^*)] \dot{x}(0) = \dot{x}(0)' L(x^*) \dot{x}(0) \geq 0 \quad (6.43)$$

Poich  $\dot{x}(0)$  scelto arbitrariamente in  $M$ , ne discende che  $L(x^*)$  deve essere ivi semidefinita positiva.  $\diamond$

### **Teorema 6.1.3**

*(Condizioni sufficienti del secondo ordine con vincoli di uguaglianza)*

*Dato un punto  $x^*$  che soddisfa a  $h(x^*) = 0$  e supposto che esista un  $\lambda \in \mathfrak{R}^m$  tale che:*

$$f_x(x^*) + \lambda'\nabla h(x^*) = 0 \quad (6.44)$$

*e tale che la matrice  $L(x^*) = F(x^*) + \lambda'H(x^*)$  sia definita positiva in  $M = \{y : \nabla h(x^*)y = 0\}$ , cio  $\forall y \in M, y \neq 0$ , si ha  $y'L(x^*)y > 0$ , allora  $x^*$  é un minimo locale in senso stretto di  $f$  soggetto ad  $h(x) = 0$ .*

Dimostrazione: Ommessa.<sup>2</sup>

---

<sup>2</sup>Si veda [160] pg.81

### Problemi con vincoli funzionali di disuguaglianza

Vedremo ora brevemente alcuni teoremi che danno le condizioni necessarie e sufficienti per un punto di ottimo in presenza di vincoli.

#### Definizione 6.1.4.1

Sia  $x^*$  un punto che soddisfa ai vincoli:

$$h(x^*) = 0, \quad g(x^*) \leq 0 \quad (6.45)$$

e sia  $J$  l'insieme degli indici  $j$  delle disuguaglianze di vincolo verificate come uguaglianze, per le quali cio  $g_j(x^*) = 0$ . Il punto  $x^*$  é detto punto regolare dei vincoli se i vettori gradienti  $\nabla h_i(x^*)$ ,  $i = 1, 2, \dots, m$  e  $\nabla g_j(x^*)$ ,  $j \in J$ , sono linearmente indipendenti.

Data la definizione di punto regolare, si arriva al seguente Teorema:

#### Teorema 6.1.4.2

(Condiz. necessarie e sufficienti del primo ordine di Kuhn e Tucker)

Sia  $x^*$  un punto di minimo relativo per il problema:

$$\min f(x) \quad (6.46)$$

soggetto a

$$h(x) = 0, \quad g(x) \leq 0, \quad f \in \mathfrak{R}^1, \quad h \in \mathfrak{R}^m, \quad g \in \mathfrak{R}^p \\ x \in \mathfrak{R}^n, \quad f, g, h \in C^1$$

e lo stesso  $x^*$  sia un punto regolare per i vincoli. Allora esistono un vettore  $\lambda \in \mathfrak{R}^m$  e un vettore  $\mu \in \mathfrak{R}^p$  con  $\mu \geq 0$  tali che:

$$f_x(x^*) + \lambda' \nabla h(x^*) + \mu' \nabla g(x^*) = 0; \quad h(x^*) = 0 \quad (6.47)$$

$$\mu' g(x^*) = 0 \quad (6.48)$$

La (3.27) denominata *condizione di dipendenza dei gradienti* e la (3.28) *condizione di complementariet*, in quanto impone che o  $\mu_i$  o  $g_i(x^*)$  siano nulli e quindi che la componente  $\mu_i$  pu essere diversa da zero solo se il corrispondente vincolo e' attivo.

#### Dimostrazione:

Poich  $x^*$  un punto di minimo relativo nell'insieme ammissibile, lo sar anche nel sottoinsieme definito ponendo come uguaglianza i vincoli di disuguaglianza attivi. Allora per il problema corrispondente con solo vincoli di uguaglianza definiti in un intorno di  $x^*$ , vale il Teorema 3.1.1 e si possono cos definire i moltiplicatori di Lagrange. Le (3.27) e (3.28) sono perci valide con  $\mu_i = 0$  se  $g_i(x^*) < 0$ . Resta da dimostrare che  $\mu \geq 0$ . Supponiamo per assurdo che  $\mu_k < 0$  per qualche  $k \in J$ . Sia

S la superficie definita da tutti gli altri vincoli attivi in  $x^*$  ed  $M$  il corrispondente piano tangente in  $x^*$ . Date le ipotesi di regolarit  $\exists y : y \in M$  e  $\nabla g_k(x^*)'y < 0$ . Sia  $x(t)$  una generica curva su  $s$  che passa per  $x^*$  (a  $t=0$ ) con  $\dot{x}(0) = y$ . Allora per piccoli  $t \geq 0$ ,  $x(t)$  ammissibile e  $\frac{df(x(t))}{dt}|_{t=0} = f_x(x^*)y < 0$  per la (3.27), il che contraddice l'ipotesi di minimo in  $x^*$ .  $\diamond$

### **Teorema 6.1.4.3**

*(Condizioni necessarie del secondo ordine)*

Supposto che le funzioni  $f, g, h \in C^2$  e che  $x^*$  sia un punto regolare dei vincoli, se  $x^*$  é anche un punto di minimo relativo per il problema:

$$\min f(x) \quad (6.49)$$

soggetto a:

$$h(x) = 0, \quad h \in \mathfrak{R}^m, \quad (6.50)$$

$$g(x) \leq 0, \quad g \in \mathfrak{R}^p \quad (6.51)$$

$$m < n, \quad f, g, h \in C^1$$

é che esistano vettori  $\lambda \in \mathfrak{R}^m$ ,  $\mu \in \mathfrak{R}^p$  tali che (3.27) e (3.28) valgano e inoltre:

$$L(x^*) = F(x^*) + \lambda'H(x^*) + \mu'G(x^*) \quad (6.52)$$

é semidefinita positiva nel sottospazio tangente dei vincoli attivi a  $x^*$

Dimostrazione:Ommessa<sup>3</sup>

---

<sup>3</sup>Si veda [160] pg.101

**Teorema 6.1.4.4**

(condizioni sufficienti del secondo ordine)

Dati  $f, g, h \in C^2$ , condizione sufficiente affinché un punto  $x^*$  che soddisfa i vincoli sia un minimo relativo per il problema (3.29) che  $\exists \lambda \in \mathbb{R}^m, \mu \in \mathbb{R}^p$  tali che:

$$\mu \geq 0 \quad (6.53)$$

$$\mu'g(x^*) = 0 \quad (6.54)$$

$$f_x(x^*) + \lambda'\nabla h(x^*) + \mu'\nabla g(x^*) = 0 \quad (6.55)$$

e che la matrice Hessiana:

$$L(x^*) = F(x^*) + \lambda'H(x^*) + \mu'G(x^*) \quad (6.56)$$

sia definita positiva nel sottospazio:

$$M' = y : \nabla h(x^*)y = 0 : \nabla g_j(x^*)'y = 0 \quad \forall j \in J \quad (6.57)$$

$$J = j : g_j(x^*) = 0, \mu_j > 0 \quad (6.58)$$

Dimostrazione: Ommessa.<sup>4</sup>

**6.1.5 Applicazione per sophia4**

Il nostro obiettivo é ottimizzare la distribuzione delle tensioni nei cavi, al fine di ottenere la minima energia spesa su ogni motore.

Nel capitolo, sono illustrati i legami tra forza esercitata dall'iesimo motore, e la forza risultante sull'End-Effector. Chiameremo  $\mathbf{A}$  la matrice di legame tra motori ed End-Effector e  $T_i$  la forza esercitata sul cavo *i-esimo* dal motore *i-esimo*.

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \cos(\sigma_1) & \cos(\sigma_2) & \cos(\sigma_3) & \cos(\sigma_4) \\ \sin(\sigma_1) & \sin(\sigma_2) & \sin(\sigma_3) & \sin(\sigma_4) \end{bmatrix} \quad (6.59)$$

per le forze:

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \end{bmatrix}$$

Da cui si ottiene la forza sull'End-Effector:

$$\mathbf{F}_e = \begin{bmatrix} Fe_x \\ Fe_y \end{bmatrix} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{T}$$

Questa risulterà la prima superficie di vincolo per il problema.

Poiché i cavi dovranno rimanere costantemente in tensione, i motori dovranno erogare costantemente una forza minima *lmin*; nello stesso modo, i motori

<sup>4</sup>Si veda testo[160] pg.103

per motivi elettromeccanici potranno applicare una forza massima al cavo  $lmax$ : questi saranno i vincoli di disuguaglianza per il problema 6.61, mentre i vincoli d'uguaglianza sono rappresentati dalla (6.62)

Pertanto il modello matematico risulterà:

$$\min \frac{1}{2}(T_1^2 + T_2^2 + T_3^2 + T_4^2) \quad (6.60)$$

$$\zeta \cdot lmin \leq T_i \leq \zeta \cdot lmax, \quad i = 1, 2, 3, 4 \quad (6.61)$$

$$\mathbf{F}_e = \mathbf{A} \cdot \zeta \cdot \mathbf{T} \quad (6.62)$$

$$0 < \zeta \leq 1 \quad (6.63)$$

Ne risulta un problema di programmazione quadratica, visto l'obiettivo di minimizzare l'energia totale del sistema motori. Il coefficiente  $\zeta$  é un coefficiente di scala utilizzato nei casi in cui potrebbe essere richiesto di sviluppare all'end-Effector delle forze tali da non ottenere una soluzione ottima con i vincoli di disuguaglianza imposti. A tale scopo, verrà risolto il problema di ottimo aumentando i valori massimi dei vincoli di disuguaglianza e riducendo proporzionalmente tutte le tensioni, imponendone almeno una delle tensioni al massimo valore e verificando che nessuna tensione nulla.

Il coefficiente nella (6.60) stato impostato univoco poichè si ipotizza che i quattro motori abbiano le medesime caratteristiche mecano-elettriche.

**Risoluzione analitica senza scalatura** Impostiamo il Lagrangiano:

$$\mathbf{l}(u_i, \mu_i, \lambda_i, \gamma_i) = \frac{1}{2} \mathbf{T}' \mathbf{T} + \mu' (\mathbf{A} \mathbf{T} - \mathbf{F}_e) + \lambda' (\mathbf{lmin} - \mathbf{T}) + \gamma' (\mathbf{T} - \mathbf{lmax}) \quad (6.64)$$

esplicitando si ottiene:

$$\begin{aligned} \mathbf{l}(T_i, \mu_1, \mu_2, \lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \gamma_1, \gamma_2, \gamma_3, \gamma_4) = & \frac{1}{2}(T_1^2 + T_2^2 + T_3^2 + T_4^2) + \\ & + \mu_1(T_1 \cos(\sigma_1) + u_2 \cos(\sigma_2) + u_3 \cos(\sigma_3) + u_4 \cos(\sigma_4) - \mathbf{F}_{ex}) + \\ & + \mu_2(T_1 \sin(\sigma_1) + u_2 \sin(\sigma_2) + u_3 \sin(\sigma_3) + u_4 \sin(\sigma_4) - \mathbf{F}_{ey}) + \\ & + \lambda_1(lmin - T_1) + \lambda_2(lmin - T_2) + \lambda_3(lmin - T_3) + \lambda_4(lmin - T_4) + \\ & + \gamma_1(T_1 - lmax) + \gamma_2(T_2 - lmax) + \gamma_3(T_3 - lmax) + \gamma_4(T_4 - lmax) \end{aligned} \quad (6.65)$$

che per le condizioni di ottimo devono soddisfare:

$$\frac{\partial \mathbf{l}(T_i, \mu, \lambda, \gamma)}{\partial T_i} = 0 \quad T_i, \quad i = 1, 2, 3, 4 \quad (6.66)$$

$$\mu_1(T_1 \cos(\sigma_1) + T_2 \cos(\sigma_2) + T_3 \cos(\sigma_3) + T_4 \cos(\sigma_4) - \mathbf{F}_{ex}) = 0 \quad (6.67)$$

$$\mu_2(T_1 \sin(\sigma_1) + T_2 \sin(\sigma_2) + T_3 \sin(\sigma_3) + T_4 \sin(\sigma_4) - \mathbf{F}_{ey}) = 0 \quad (6.68)$$

$$\mu_i \geq 0 \quad i = 1, 2 \quad (6.69)$$

$$\lambda_i \geq 0 \quad i = 1, 2, 3, 4 \quad (6.70)$$

$$\gamma_i \geq 0 \quad i = 1, 2, 3, 4 \quad (6.71)$$

La soluzione del sistema proposto dovrà soddisfare le condizioni necessarie e sufficienti del secondo ordine di Kuhn-Tucker per il minimo ottimo. Esistono vari software per il calcolo della soluzione ottima. Per l'analisi della distribuzione delle tensioni, e' stato sviluppato un software di simulazione in Matlab sfruttando le librerie di ottimizzazione, che provvede ad un'analisi della distribuzione ottimale delle forze nei cavi.

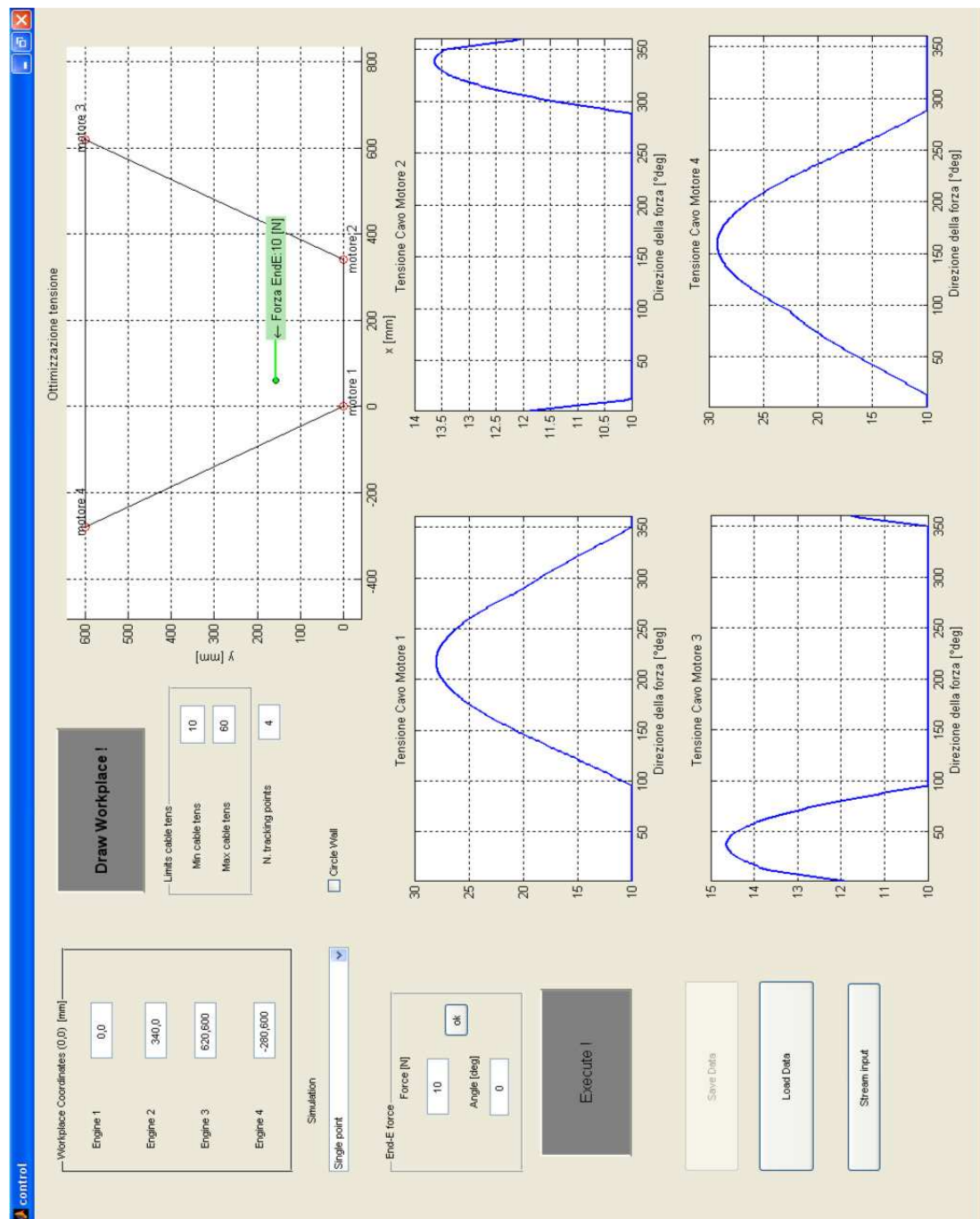


Figura 6.11: Software di simulazione per il calcolo delle tensioni ottimali

Nell'esempio di fig.6.12 é stato selezionato un punto generico nel piano di lavoro per effettuare la simulazione. In fig.6.13 sono evidenziate le tensioni nei 4 cavi. L'esempio evidenzia come per due differenti tensioni isotropiche richieste all'End-Effector (verde: 10 [N], blu: 0 [N]), almeno due tensioni ai motori sono sempre al valore minimo impostato di 10 [N].

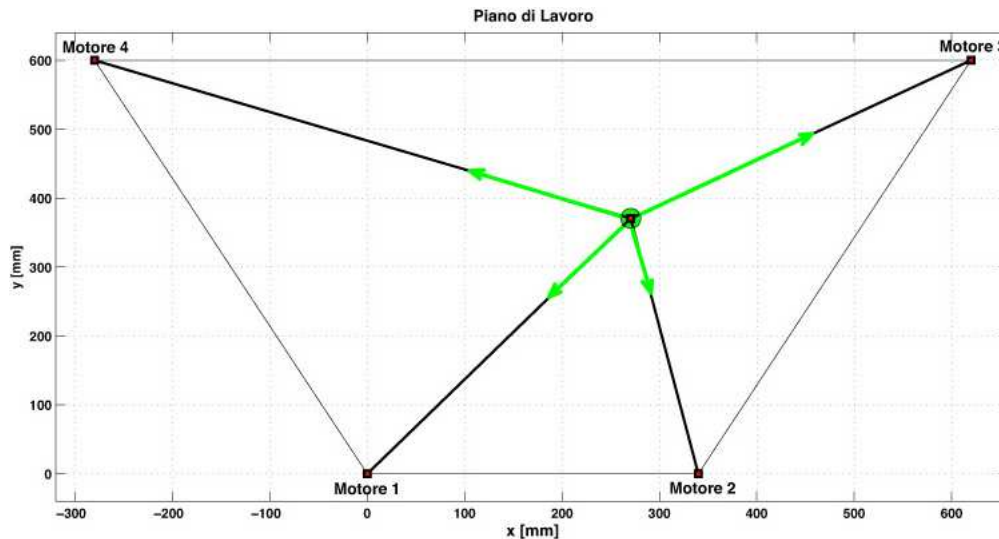


Figura 6.12: Software di simulazione: piano di lavoro con distribuzione delle forze.

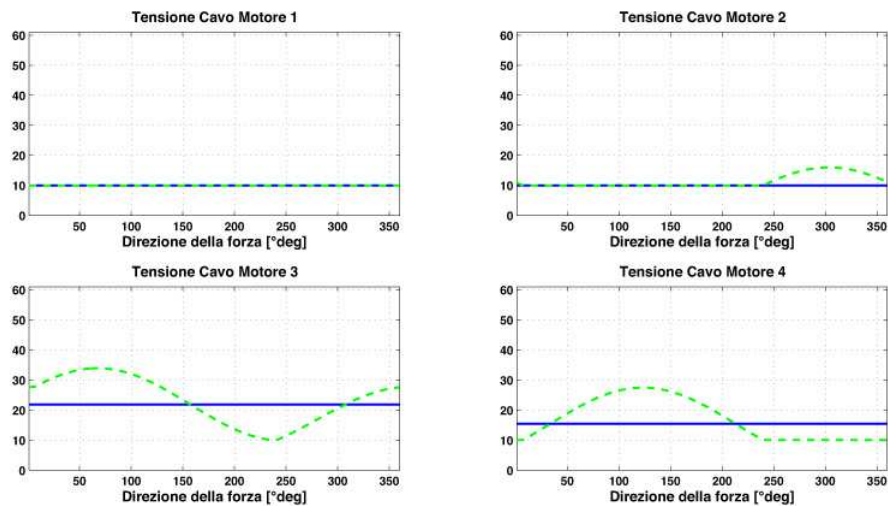


Figura 6.13: Software di simulazione: tensioni nei cavi



In fig.6.14 é illustrato una simulazione di un tracciato formato da 4 punti ( $T1, T2, T3, T4$ ) all'interno di un campo di forze delimitato dal toroide di colore rosa. All'interno del toroide c'è forza nulla sull'End-Effector, come illustrato in fig.6.15.

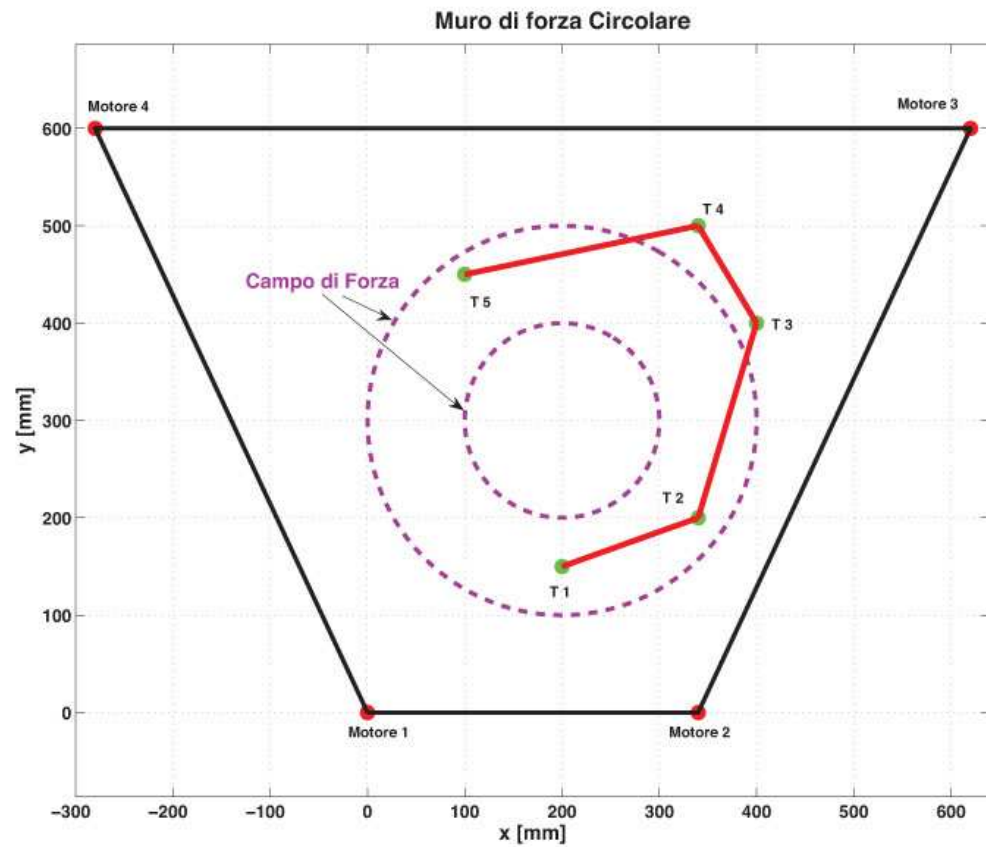


Figura 6.14: Esempio di esercizio di tracking con campo di forza

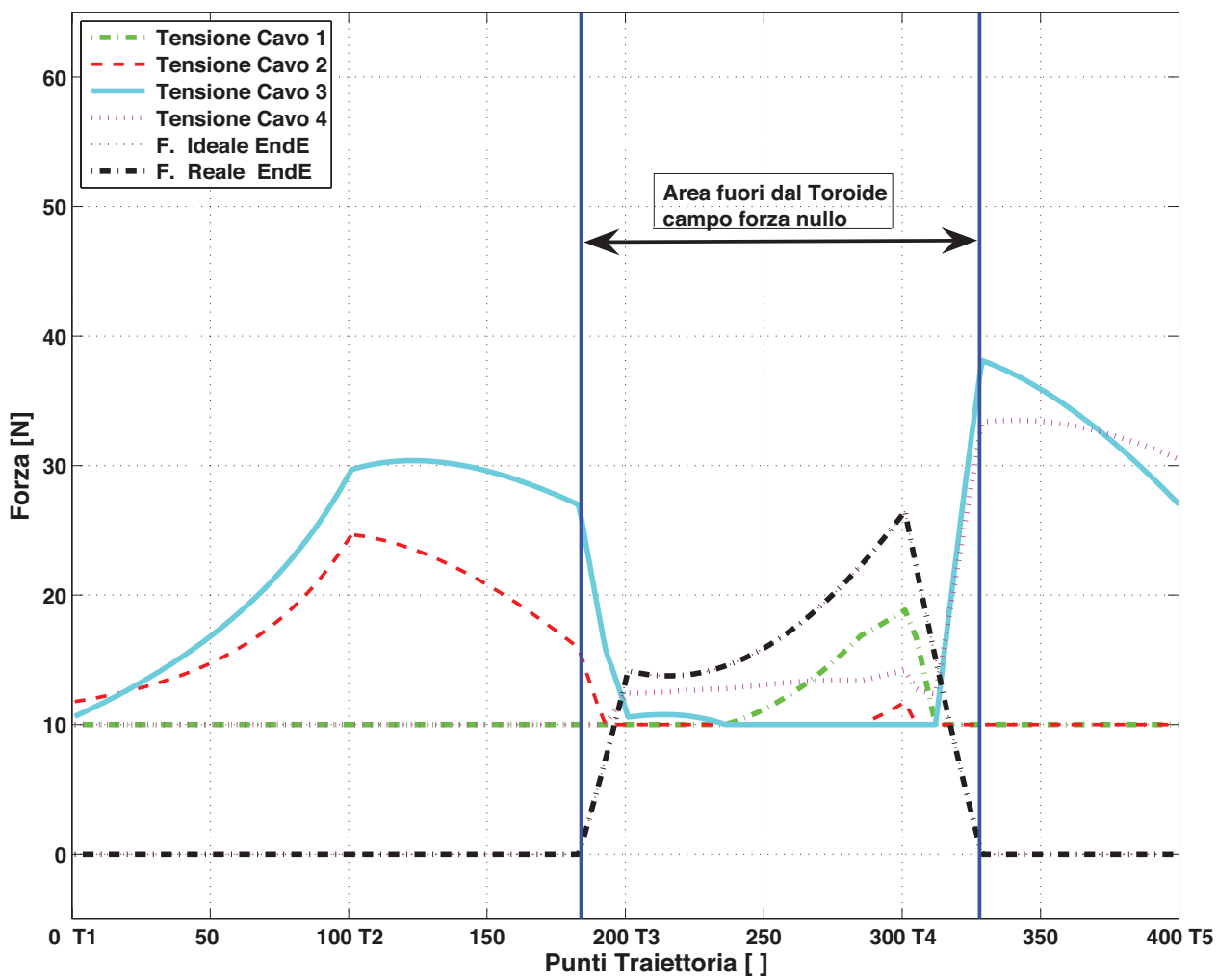


Figura 6.15: Tensioni dei cavi durante un esercizio di tracking

## 6.2 Controllo ad alto livello

Il controllo ad alto livello é stato realizzato modificando un controllo di tipo assistive-as-needed progettato per un esoscheletro ad attuazione pneumatica costruito presso l'universitá della California ad Irvine. Il controllo utilizzato permette di ottimizzare l'interazione tra paziente e robot, grazie all'aggiunta di un "forgetting factor" che rende piú "smooth" il controllo.

nei paragrafi a seguire verrà illustrato il tipo di controllo e le modifiche apportate?? alla versione originale per aumentarne le prestazioni e per adattarlo al prototipo S.O.P.H.I.A.4.

### 6.2.1 Sliding Control con forgetting

Il controllo adattativo utilizzato si basa su un controllore standard[161] di tipo "sliding", definito in base all'errore cinematico. La parte principale del controllo adattativo é costituita da una sliding surface  $s$  (vettore di dimensione  $n$ , nel caso del S.O.P.H.I.A. 4  $n = 2$ ) cosi definita:

$$s = \dot{\tilde{x}} + \Lambda \tilde{x} = (\dot{x} - \dot{x}_d) + \Lambda (x - x_d) \quad (6.72)$$

$x$  e  $x_d$  sono rispettivamente la posizione attuale della mano e la posizione desiderata;  $\Lambda$  é una matrice  $2 \times 2$  di guadagni, simmetrica, costante e definita positiva, che rappresenta il rapporto tra l'adattamento dell'errore di posizione ed l'adattamento dell'errore di velocitá, pesandone in maniera differente i contributi.

La legge di controllo del robot é costituita da due parti: un controllore PD ed un controllore adattativo che funge da controllo integrativo. Il controllo ideale del robot  $F_{r2 \times 1}$  con entrambi i termini é il seguente:

$$F_r = F_r^d = -K_p \tilde{x} - K_D \dot{\tilde{x}} + Y(x, \dot{x}, w, \dot{w}) \hat{b} \quad (6.73)$$

con  $K_p$  e  $K_d$  rispettivamente i guadagni del contributo proporzionale e derivativo del controllore PD, mentre  $Y \hat{b}$  rappresenta le dinamiche del sistema (non linearitá dei parametri del motore, attrito, etc.) e rappresenta il contributo del controllore adattativo.

Considerando il caso di un sistema in cui il paziente interagisce con il controllore, possiamo definire il sistema robot+paziente come segue:

$$F_r = -K_p \tilde{x} - K_D \dot{\tilde{x}} + Y \hat{b} + Y \hat{h} \quad (6.74)$$

dove nel controllo é stato aggiunto un parametro:  $Y \hat{h}$  che rappresenta il contributo delle forze del paziente. Possiamo raggruppare i termini definendo il vettore  $\hat{a} = \hat{b} + \hat{h}$  ottenendo:

$$F_r = -K_p \tilde{x} - K_D \dot{\tilde{x}} + Y \hat{a} \quad (6.75)$$

Restano da definire la matrice  $Y$  e il vettore parametrico  $\hat{a}$ .

La matrice di regressione  $Y$  é definita come combinazione lineare di vettori

gaussiani:

$$Y^{n \times np} = \begin{bmatrix} \mathbf{g}^T & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \mathbf{g}^T & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mathbf{g}^T \end{bmatrix} \quad (6.76)$$

con  $n$  i gradi di libertà del sistema, nel nostro prototipo  $n = 2$ ,

$$\mathbf{g} = [ \mathbf{g}_1 \quad \mathbf{g}_2 \quad \dots \quad \mathbf{g}_p ]^T \quad (6.77)$$

La  $p$ -esima gaussiana é definita come:

$$\mathbf{g}_p = \exp \left( -\frac{\|\mathbf{x} - \mu_p\|^2}{2\sigma^2} \right) \quad (6.78)$$

Le gaussiane sono state generate in due differenti spazi: il primo, su base cartesiana, definendole nello spazio di lavoro del robot tramite una griglia di punti  $p$ . Nella equ.(6.78)  $\mu_p$  definisce la posizione della  $p$ -esima funzione radiale gaussiana e  $\sigma$  definisce la costante scalare di smoothing che determina la larghezza della funzione a base radiale, così definite la matrice  $Y$  sarà dipendente solo dalla posizione nello spazio; una seconda definizione su base temporale, sostituendo al parametro  $\mu_p$  il valore dell'istante temporale del controllore  $t_i$ . Vedremo in seguito la comparazione dei due modelli.

Il vettore parametrico  $\mathbf{a}$  rappresenta il termine adattativo dipendente dall'errore cinematico, il cui aggiornamento temporale, é esprimibile come:

$$\dot{\hat{\mathbf{a}}} = -\Gamma^{-1}Y^T s \quad (6.79)$$

con  $s$  definita come in eqn.(6.72) e con  $\Gamma$  la matrice simmetrica e positiva dei guadagni che determina la rapidità di adattamento del sistema. Il controllore che usa 6.79, senza considerare le componenti di inerzia, non é globalmente asintoticamente stabile, ma si é verificato sperimentalmente convergere a piccoli errori cinematici allo stato stazionario. Non si sono considerate tali componenti per diminuire la complessità computazionale, ma da un lato si é limitati dal compiere movimenti relativamente lenti.

Per garantire un controllo "assistance-as-needed", il controllo é stato modificato nella sua (6.79) per ridurre le forze applicate al paziente quando gli errori sono piccoli: questa modifica fa diminuire le forze applicate dal robot quando il soggetto é in grado di completare il movimento senza assistenza esterna. Per ottenere questo effetto si é imposta che la derivata parziale temporale della forza di assistenza del robot si comporti in prossimità di errore nullo, come:

$$\frac{\partial}{\partial t} (Y\hat{\mathbf{a}}) = Y\dot{\hat{\mathbf{a}}} = -\frac{1}{\tau}Y\hat{\mathbf{a}} \quad (6.80)$$

dove  $Y\hat{\mathbf{a}}$  é la forza di feedforward applicata all'arto del paziente dal controllore adattativo, e  $\frac{1}{\tau}$  é la velocità di forgetting del robot ( $\tau$  costante di tempo).

Usando la derivata parziale di  $Y\hat{a}$  in 6.80 si limita il cambiamento in  $\hat{a}$  che in questo modo non é funzione del cambiamento della matrice di regressione  $Y$ , la quale dipende dallo stato attuale e desiderato dell'end-effector. Ciò permette che le informazioni acquisite durante i movimenti precedenti rimangano espresse dai parametri del vettore  $\hat{a}$ , in questo modo quanto il paziente ripete nel tempo tale movimento, le informazioni riguardo l'assistenza da fornire sono ancora disponibili.

Per come é stata definita la matrice di regressione  $Y$ , la soluzione del sistema presenta infinite soluzioni per  $\hat{a}$  che soddisfano 6.80. Ricercando la soluzione a norma minima per  $\hat{a}$ , i parametri che cambiano sono quelli che hanno la maggior influenza sulla forza di output nella specifica posizione data. Allo stesso tempo, i parametri imparati durante altri movimenti diversi, rimangono invariati. Ciò permette al controllore di imparare un modello della debolezza neuromuscolare e dello sforzo del paziente come una generale funzione della posizione, velocità e accelerazione della mano nello spazio di lavoro. La soluzione a norma minima rispetto ad  $\hat{a}$  é trovata risolvendo il problema di minimizzazione vincolata:

$$\min_{\hat{a}} : \left\{ f = \frac{1}{2} \dot{\hat{a}}^T \dot{\hat{a}} : g = -Y\dot{\hat{a}} - \frac{1}{\tau} Y\hat{a} = 0 \right\} \quad (6.81)$$

La cui soluzione che minimizza 6.81 é:

$$\dot{\hat{a}} = -\frac{1}{\tau} Y^T (Y Y^T)^{-1} Y\hat{a} \quad (6.82)$$

Questo termine é aggiunto nella (6.79) per creare una legge modificata di aggiornamento dei parametri:

$$\dot{\hat{a}} = -\frac{1}{\tau} Y^T (Y Y^T)^{-1} Y\hat{a} - \Gamma^{-1} Y^T s \quad (6.83)$$

che contiene sia il termine adattativo in riferimento all'errore cinematico sia il termine dovuto alla soluzione a norma minima.

## 6.2.2 Sliding Control con $\hat{a}$ singolo e multiplo

Una prima modifica apportata al controllo con base delle gaussiane di tipo cartesiano, consiste nell'utilizzare differenti vettori  $\hat{a}$  per ogni tratto di esercizio. Creando piú vettori otteniamo modelli indipendenti di assistenza da parte del robot per le differenti tratti di traiettoria. Questa scelta ha il vantaggio di stabilizzare piú velocemente il vettore parametrico  $\hat{a}$  e ottimizzare l'interazione robot/paziente con un'appropriata costante di forgetting.

É stata svolta una prova impostando il movimento tra due punti in linea retta con coordinate:  $P_1 = (0, 0)$  e  $P_2 = (0.25m, 0)$ , assumendo una traiettoria *a minimum jerk* (vedi dettagli cap.8.3.2) con un tempo per il raggiungimento tra  $\overline{P_1P_2}$  di almeno  $3s.$  e tra  $\overline{P_2P_1}$  di almeno  $2s.$ . I guadagni di controllo sono stati impostati al valore  $K_P = 10N$ ,  $K_D = 35Ns/m$ ,  $\Gamma = 0.01m/N$  e  $\tau = \infty$ .

Dopo 15 ripetizioni del tratto, si sono ottenuti i seguenti risultati:

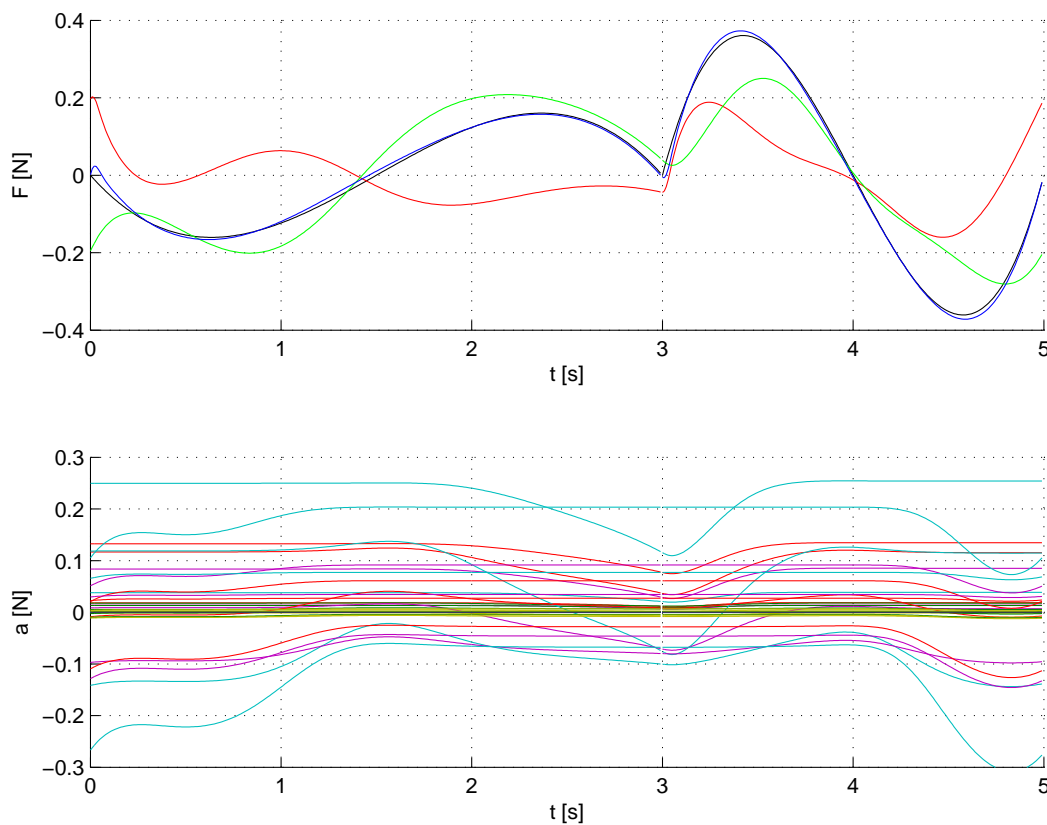


Figura 6.16: Vettore  $\hat{a}$  singolo: si possono distinguere la forza richiesta per completare l'esercizio (colore nero), forza fornita dal controllo PD(colore rosso) e la forza fornita dal controllo adattativo(colore verde).

Come si può vedere in fig.6.16, nel primo grafico sono evidenziate le componenti della forza esercitata dal Robot per svolgere il tipo di traiettoria richiesta,

mentre nel secondo grafico é illustrato l'andamento del vettore parametrico  $\hat{\mathbf{a}}$  che tende a stabilizzarsi nel tempo.

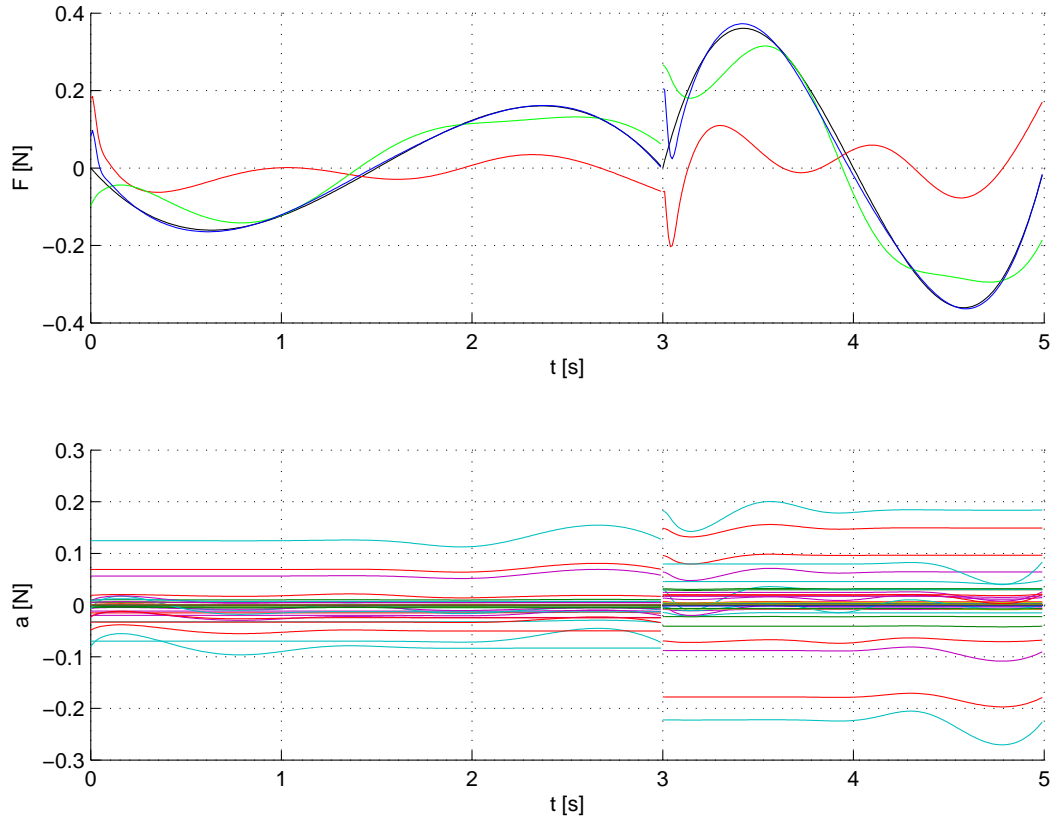


Figura 6.17: Vettore  $\hat{\mathbf{a}}$  multiplo: si possono distinguere la forza richiesta per completare l'esercizio (colore nero), forza fornita dal controllo PD (colore rosso) e la forza fornita dal controllo adattativo (colore verde).

A confronto, nella fig.6.17 é rappresentato il medesimo tratto con il vettore  $\hat{\mathbf{a}}$ -multiplo: come si puó osservare in fig.6.17 il vettore parametrico, rispetto al medesimo istante temporale si é stabilizzato quasi completamente. Per ovviare al cambiamento del vettore parametrico  $\hat{\mathbf{a}}$  dovuto al cambio di traiettoria provocando così una evidente discontinuitá nei parametri, é stata introdotta una correzione per il cambio dei tratti  $i$  e  $i + 1$ :

$$\mathbf{F}_{corr} = \mathbf{Y}\hat{\mathbf{a}} - \mathbf{Y}\hat{\mathbf{a}}_{i+1}$$

introducendo un termine di correzione a  $\hat{\mathbf{a}}_{i+1}$ :

$$\hat{\mathbf{a}}_{corr} = \mathbf{Y}^T(\mathbf{Y}\mathbf{Y}^T)^{-1}\mathbf{F}_{corr}$$

ottenendo fig.6.18 In fig.6.18 é possibile osservare che la discontinuitá del cambio di vettore parametrico é stata risolta.

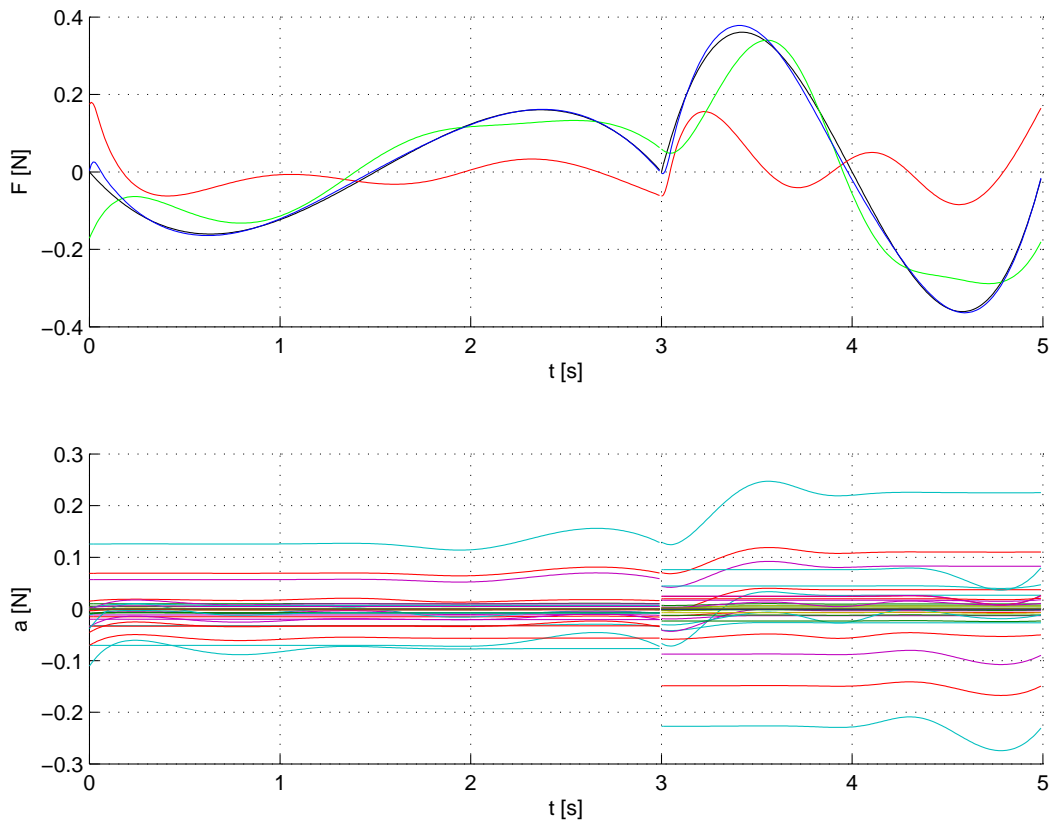


Figura 6.18: Vettore  $\hat{\mathbf{a}}$  multiplo modificato :si possono distinguere la forza richiesta per completare l'esercizio (colore nero), forza fornita dal controllo PD(colore rosso) e la forza fornita dal controllo adattativo(colore verde).

### 6.2.3 Sliding Control con vettore $\hat{\mathbf{a}}$ time-based

Un'altra modifica apportata al controllo per migliorarne la stabilizzazione, riguarda la definizione delle gaussiane utilizzate per generare la matrice di regressione  $\mathbf{Y}$ . Le gaussiane sono state ridefinite nel seguente modo:

$$\mathbf{g}_p = \exp\left(-\frac{\|\mathbf{t} - \mathbf{t}_i\|^2}{2\sigma^2}\right)$$

con  $t_i$  l'istante di *localizzazione* di ogni gaussiana.

Questo tipo di approccio permette di ottenere una stabilizzazione del vettore parametrico  $\hat{\mathbf{a}}$  anche per piccoli spostamenti dell'End-Effector. Nel caso cartesiano, il controllore necessita di spostamenti nello spazio dove sono definite le gaussiane, per un aggiornamento del vettore parametrico. Nel caso delle gaussiane a base temporale, l'aggiornamento dei parametri è indipendente dal movimento. Lo svantaggio nell'utilizzare le gaussiane a base temporale, è dovuto alla discontinuità della forza del robot causata dall'utilizzo dell'ultima componente del vettore  $\hat{\mathbf{a}}$  utilizzata per generare le forze a fine traiettoria, mentre per la nuova traiettoria



verrà utilizzata la prima componente del vettore. Per ovviare alla discontinuitá si sono definite le seguenti gaussiane a base temporale:

$$\tilde{\mathbf{g}}_p(t) = \begin{cases} \hat{g}_p(t) + \hat{g}_p(t+T) & 0 \leq t \leq \alpha T \\ \hat{g}_p(t) & \alpha T \leq t \leq (1-\alpha)T \\ \hat{g}_p(t) + \hat{g}_p(t-T) & (1-\alpha)T \leq t \leq T \end{cases}$$

con  $T$  la durata della traiettoria e con  $0 \leq \alpha \leq 0.5$  un fattore scalare per la sovrapposizione delle gaussiane. Impostando un valore di  $\alpha > 0$  otteniamo la stabilizzazione della forza come in fig.6.19

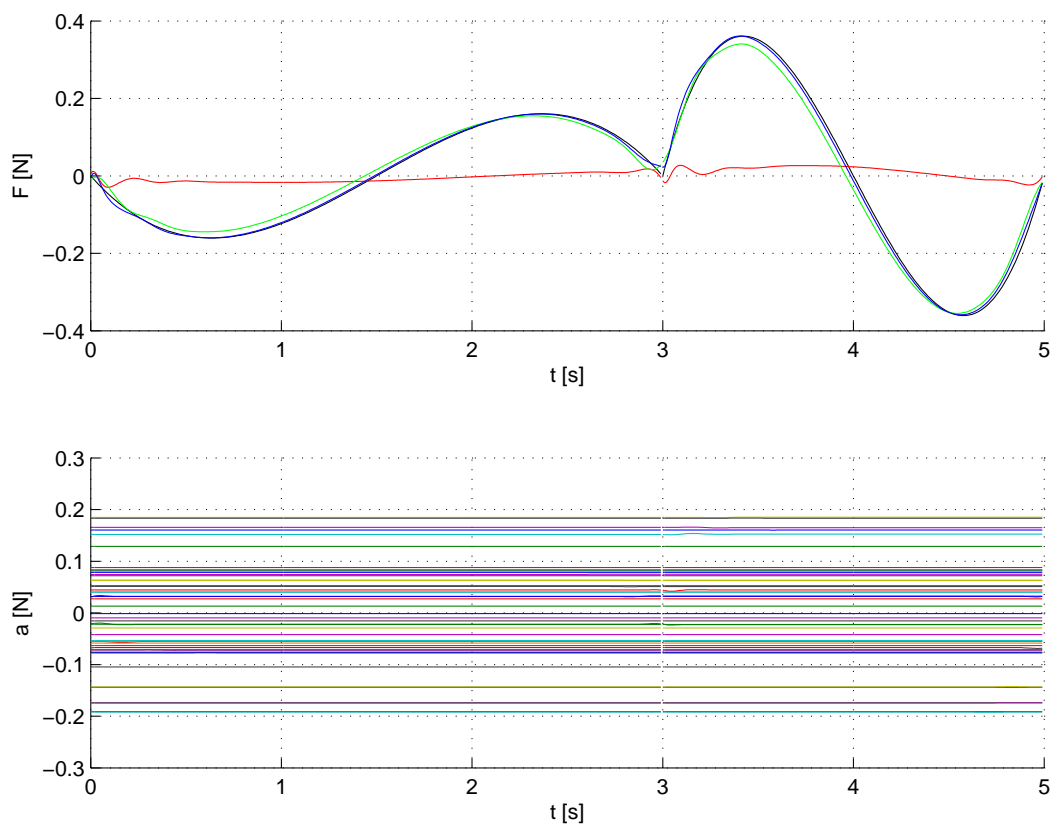


Figura 6.19: Si possono distinguere: forza richiesta per completare l'esercizio (colore nero), forza fornita dal controllo PD (colore rosso) e la forza fornita dal controllo adattativo (colore verde).



# Capitolo 7

## Software per il controllo del prototipo

### 7.1 Architettura

Il software di controllo del prototipo S.O.P.H.I.A. 4 é stato realizzato interamente su sistema operativo VxWorks. La scelta del sistema operativo é stata dettata dalla pregressa esperienza di laboratorio su altri prototipi e dall'esigenza di utilizzare un sistema Hard-RealTime.

La struttura principale del software é di tipo multi-processo: ogni processo ha un compito specifico e scambia le informazioni con gli altri processi tramite strutture dati dinamiche che garantiscono una fluiditá dei dati mantenendo alte le performance di temporizzazione.

Il software é stato sviluppato in una piattaforma esterna (Windows) e successivamente adattato per poter esser eseguito in autonomia all'interno di una compact flash caricata sul PC-104. Nei paragrafi seguenti verranno esposti brevemente i singoli processi che compongono il software del prototipo. Per descrizioni pú approfondite si rimanda alla documentazione di VxWork.

In figura 7.1 sono rappresentati i vari processi, le loro relazioni e le prioritá di esecuzione (identificate con le numerazioni sulle connessioni secondo lo standard di VxWorks).

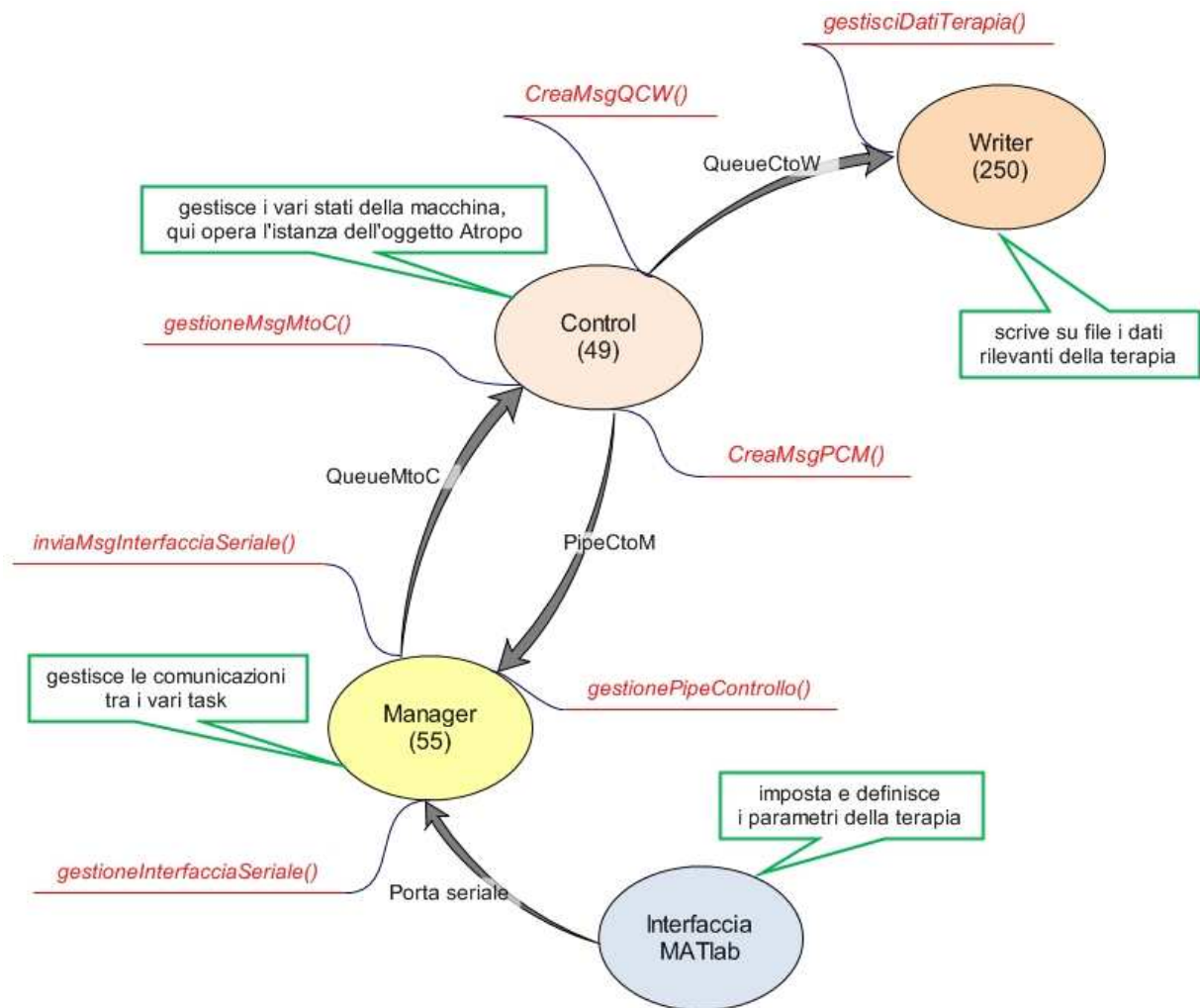


Figura 7.1: Struttura del software

## 7.2 Comunicazione fra i processi

In VxWorks i singoli processi possono utilizzare diverse strutture dati per coordinarsi e comunicare tra di loro. In particolare il software per il SOPHIA 4 utilizza:

- Semafori Binari
- Code di messaggi
- Pipe

### Semafori Binari

costituiscono il metodo piú semplice e veloce per sincronizzare le attività di diversi processi che lavorano simultaneamente e condividono le medesime risorse hardware. Nel caso piú generico un semaforo risulta essere un flag che puó essere attivato da un determinato evento mediante l'istruzione `semGive()`. Tramite la funzione `semTake()` é possibile subordinare l'esecuzione di particolari istruzioni all'attivazione di questo semaforo. La spiegazione mediante diagrammi logici si trova in figura 7.2 e 7.3.

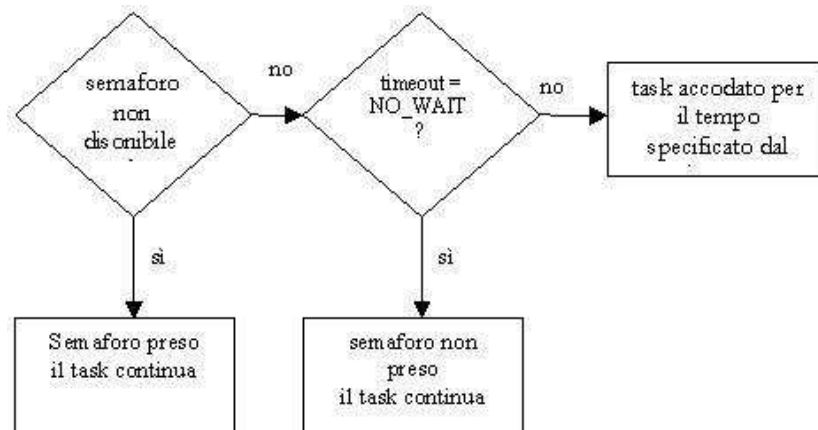


Figura 7.2: Funzionamento della `semTake()`

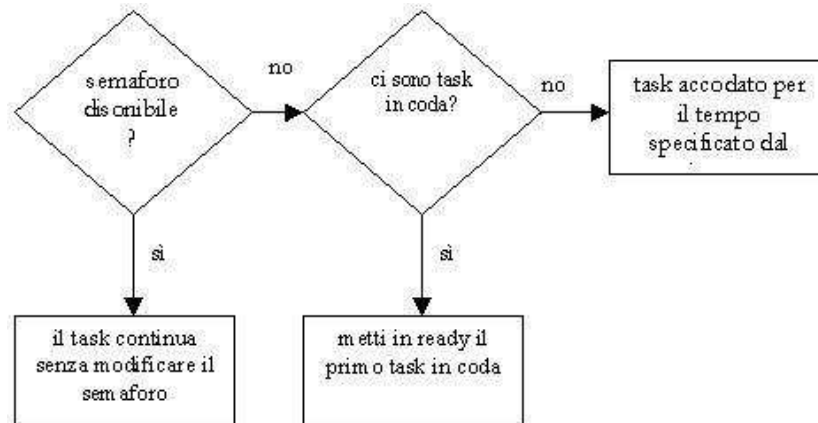


Figura 7.3: Funzionamento della `semGive()`

### Code di Messaggi

Costituiscono un metodo di comunicazione tra processi, di livello superiore ai semafori. Esse permettono l'invio e la ricezione di un numero variabile di messaggi

tra un task e l'altro, tenendo presente che una comunicazione full-duplex tra due processi richiede due code distinte. Una volta create ed inizializzate, esse instaurano un vero e proprio canale di comunicazione tra due task. Il processo che trasmette non deve fare altro che inviare un messaggio alla coda che il processo ricevente gestirá appena avrá disponibilità delle risorse necessarie.

## Pipe

Sono una evoluzione delle code di messaggi. Esse non solo mettono in relazione i processi, ma sono in grado di gestire l'invio e la ricezione di messaggi da parte di dispositivi di input ed output virtuali. In particolare esse consentono di gestire le code, linee seriali o socket senza dover utilizzare routine differenti in funzione della sorgente dei messaggi. Grazie all'istruzione `select()` é possibile, per un task, attendere la disponibilità di dati da un set di dispositivi I/O virtuali definiti al momento dell'inizializzazione. Ogni dispositivo viene gestito per mezzo di un apposito *handle* grazie al quale il processo a cui é associato la pipe riesce ad inviare e ricevere dati in modo sincronizzato. Per tale peculiarità, é possibile gestire un canale di comunicazione seriale con le stesse istruzioni utilizzate per un socket di rete.

A titolo di esempio, la comunicazione tra *Manager* e *Controllo* é gestita da una coda, mentre la comunicazione tra *Controllo* e *Manager* É gestita attraverso una pipe, questo perché *Controllo* interagisce con sorgenti di tipo diverso che una semplice coda non sarebbe in grado.

## Spedizione di messaggi singolari tra processi

Al fine di poter inviare un unico messaggio tra un processo e l'altro, come ad esempio spedire un'unica stringa attraverso l'interfaccia di comunicazione, sono state apportate modifiche alla porzione di codice relativa alla creazione dei messaggi spediti attraverso le pipe. In questo modo, è anche possibile inviare immediatamente un messaggio ad un determinato processo, ovvero senza attendere la naturale scadenza temporale.

Per poter inoltrare una specifica stringa attraverso il task *Controllo* al task *Manager* é necessario inserirla all'interno dell'array di char `mio.sendStringManager`. In questo modo viene inviata al processo, e successivamente spedita attraverso l'interfaccia di comunicazione.

## 7.3 Processi Manager e Writer

Il software multitasking necessita di una gestione dei processi per le differenti priorità di esecuzione. La comunicazione dei dati al di fuori del software rappresenta una comunicazione a bassa priorità rispetto al software per il controllo vero

e proprio della cinematica e dinamica del prototipo. La funzione del Task *Manager*, sviluppato nel file `Manager.cpp` ha il compito di gestire la comunicazioni dei dati tra il sistema di controllo ad alta priorità e l'interfaccia Grafica esterna tramite porta serale o porta ethernet. Un'altro processo a bassa priorità é rappresentato da Task *Writer*, sviluppato nel file `Writer.cpp`, il quale si occupa di salvare su compact flash i dati attinenti alla terapia in svolgimento.

## 7.4 Processo Controllo

Il Task ad alta priorità del software è rappresentato dal Task Controllo, di cui *Atropo* ne rappresenta un'istanza. *Atropo* si occupa della gestione delle comunicazioni (tramite le code dinamiche) tra i Task *Manager* e *Writer*

Il Task *Controllo* si occupa di creare la coda dinamica (Pipe) al Task *Manager*, creare l'oggetto `mio` che e' istanza della classe `Atropo`, prima di sospendersi sulla cattura del semaforo `semStart`. Il loop di questa porzione di codice rispetta la seguente sequenza:

1. attesa della sincronizzazione `semControl`, rilasciata alla frequenza di  $1/KHz$ , corrispondente al tempo di campionamento che regola il sistema.
2. aggiornamento del timer del watchdog impostato ad un il un valore di  $500ms$ . Allo scadere del Timer viene interrotta l'alimentazione ai driver e ai freni e il sistema passa in uno stato di emergenza.
3. attraverso la funzione `mio.leggiIngressi()` vengono letti tutti i valori degli ingressi digitali e analogici della scheda I/O. In questa parte vengono gestite eventuali situazioni di errore generati dall'hardware o dal circuito di emergenza.
4. attraverso `attuazioneStato()`, che integra al suo interno un blocco di selezione sullo stato attuale della macchina, vengono intraprese diverse azioni a seconda dello stato e dei dati letti dalla coda di *Manager*. Vengono effettuate le operazioni che contraddistinguono lo stato della macchina in cui si trova.
5. attraverso la funzione `mio.scriviUscite()` vengono impostate ai driver le tensioni da applicare ai motori.
6. lettura della coda `queueMtoC` di *Manager*, dove sono presenti i comandi impartiti, ed i parametri aggiuntivi. Se nella coda non sono presenti dei *messaggi*, allora lo stato della macchina ed i parametri che la caratterizzano rimangono invariati, altrimenti viene richiamata la funzione `gestioneSeriale (serialMsgMtoCqmc)`.Attraverso questa funzione é possibile la transizione da uno stato all'altro.

7. con una frequenza fissa, viene preparato il messaggio `CreaMsgPCM()` per *Manager*, contenente una particolare struttura dati contenente lo stato attuale della macchina (posizione dell'End-Effector, Stato della macchina, etc.).
8. sempre con una frequenza fissa, viene creato anche il pacchetto `CreaMsgQCM()` per *Writer* per memorizzare i dati su `HardDrive`.

Nel momento in cui viene attivato il semaforo `semKill`, il ciclo di *Controllo* termina deallocando tutte le risorse, disabilitando i driver dei motori ed eliminando gli oggetti della classe `Atropo`. Se tali operazioni avvengono senza errori, l'ultima azione e' il rilascio del semaforo `semKilled` per la conferma dello Stop del software.

## 7.5 Ciclo di controllo

Per poter calcolare le forze da applicare all'End-Effector é necessaria la conoscenza della posizione di quest'ultimo nel piano. Al primo avvio della macchina occorre eseguire la fase di **calibrazione** che consiste nel fornire tensione uguale e costante a tutti i cavi; l'EndEffector si posizionerá al centro delle bisettrici del piano di lavoro cosí da poter inizializzare correttamente i registri degli encoder.

A macchina calibrata il ciclo di controllo esegue differenti processi a seconda dello stato in cui si trova la macchina. Le fasi principali sono tuttavia riassumibili nei seguenti punti:

- lettura degli Encoder
- analisi cinematica diretta
- calcolo della forza da esercitare a seconda della tipologia di terapia scelta (controllo alto livello)
- calcolo delle tensioni da applicare ai cavi (controllo basso livello)
- scrittura delle uscite analogiche

## 7.6 Diagramma degli stati

Il diagramma degli stati di funzionamento della macchina é riportato in figura 7.4 secondo lo standard UML.

Ad avvio della macchina dal quadro elettrico, avvengono le seguenti sequenze logiche:

1. **INIT HARDWARE**: Boot-strap del sistema operativo `VxWorks` con generazione dei `Tasks` in memoria: setting del `Watchdog Timer`, della scheda `Sensoray 526` e taratura degli ingressi analogici.



2. **ATTESA MARCIA:** il controllo resta in attesa della pressione del tasto MARCIA sul pannello del quadro elettrico. Alla pressione del tasto MARCIA, se non sono presenti errori provenienti dal check-up dell'hardware oppure dal circuito di emergenza la lampada del tasto MARCIA si accende.
3. **ATTESA INTERFACCIA:** il controllo del SOPHIA4 resta in attesa di un hand-shacking tra l'interfaccia GUI esterna e il Task Manager. Task Manager invia i dati di setup della macchina all'interfaccia GUI per l'avvio.
4. **ATTESA SINCRONISMO:** Avviata la GUI avviene la fase di sincronismo dei dati tra GUI e Task Manager.
5. **CALIBRAZIONE:** Avviene lo sblocco dei freni e l'avvio della fase di calibrazione descritta precedentemente. Una volta confermata la calibrazione da interfaccia GUI, il Task Manager inizia l'invio di una struttura dati alla GUI contenente lo stato della macchina (posizione End-Effector, stato della macchina, etc.)
6. **ATTESA TERAPIA:** Il software è pronto per iniziare un esercizio definito nella GUI esterna. La forza all'End-Effector è nulla. Agisce solamente il controllo a basso livello per il calcolo della distribuzione ottimale delle tensioni ai cavi.
7. **ESERCIZIO CIRCONFERENZA:** È lo stato iniziale o finale degli esercizi. Nella fase iniziale questo stato aiuta l'operatore nel posizionare l'End-Effector nel punto iniziale dell'esercizio, mentre nella fase finale, serve per mantenere fissa la posizione dell'End-Effector. Inoltre è utilizzato in particolari esercizi a forma circolare.
8. **ESERCIZIO PUNTO-PUNTO:** si entra in questo stato una volta raggiunto il punto iniziale della terapia. La modalità di esecuzione dell'esercizio PUNTO-PUNTO, può avvenire in due modalità differenti: con controllo adattativo "assisted-as-needed (pianificazione della traiettoria tra i due punti), oppure con controllo ad impedenza (generazione di campi di forza nel piano di lavoro).
9. **EMERGENZA:** si entra in questo stato nel caso di errori hardware rilevati dal software(circuito di emergenza), il mancato refresh del Watchdog Timer o la mancata connessione tra GUI e Task Manager. È possibile entrare in questa modalità anche tramite interfaccia GUI. Da questo stato è previsto solamente il riavvio hardware della macchina.

Dallo stato **ESERCIZIO PUNTO PUNTO** si ritorna allo stato **ATTESA TERAPIA**: se è stata attivata l'opzione del controllo adattativo, viene saltato lo stato **ESERCIZIO CIRCONFERENZA** poiché il controllo si basa sull'errore di posizione; se invece utilizziamo il controllo ad impedenza, viene inserito uno speciale stato **ELLISSE**, verrà illustrato in seguito.

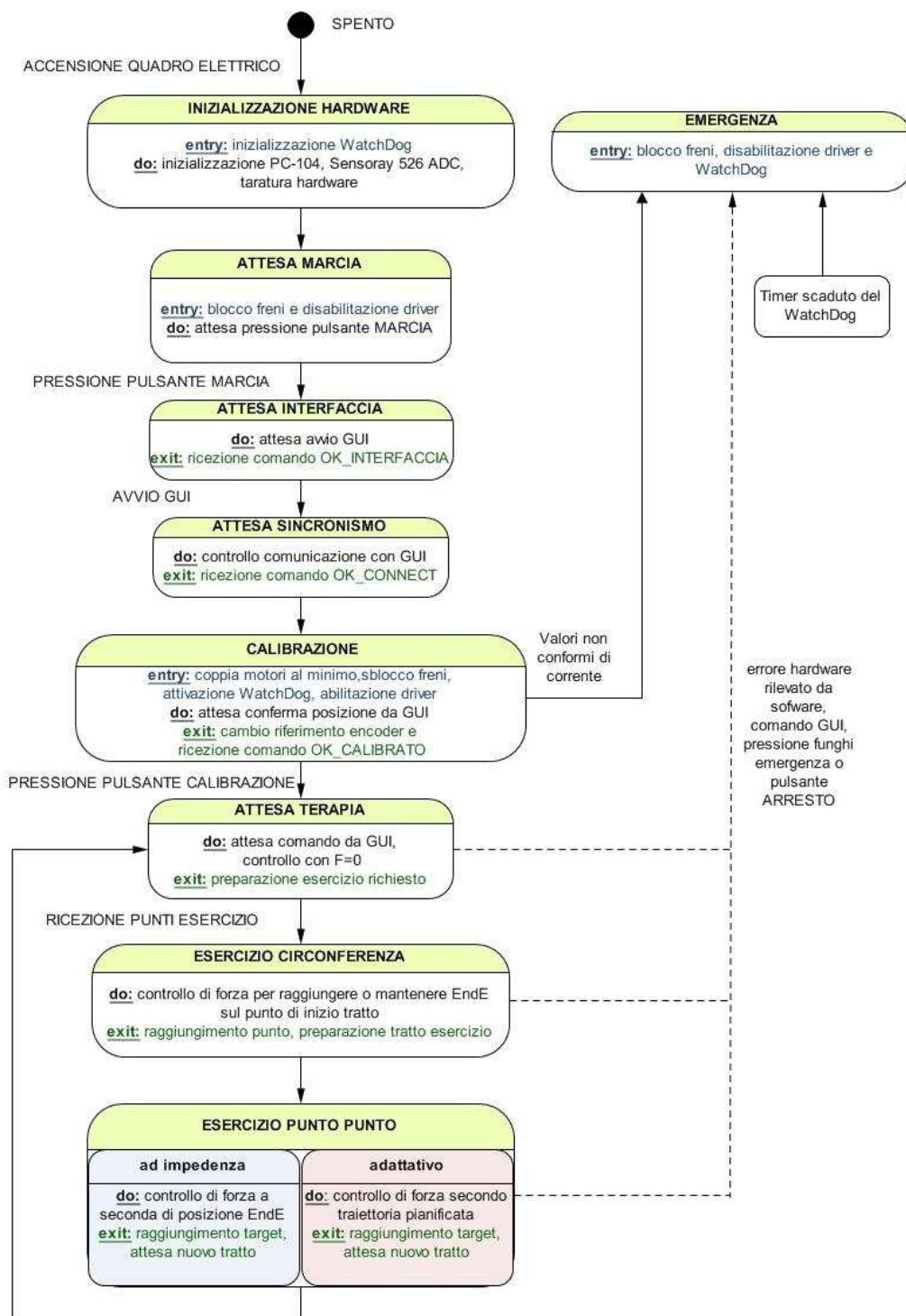


Figura 7.4: Diagramma degli Stati Logici del SOPHIA 4

Tramite interfaccia grafica é possibile passare da uno stato ad un altro tramite i pulsanti dedicati.

## 7.7 Calcolo della posizione dell'End-Effector

Eseguita la fase di calibrazione, calibrati quindi i registri degli encoder, a frequenza di  $1\text{ KHz}$  (temporizzazione del Task Controllo) avviene il calcolo della posizione dell'End-Effector sul piano di lavoro. Per il calcolo della posizione, essendo un sistema sovradimensionato, viene impostato un problema ai minimi quadrati per la soluzione del sistema:

$$A \cdot x = b \quad (7.1)$$

dove, nel caso in esame,  $\mathbf{A}$  é una matrice  $4 \times 2$ , mentre  $\mathbf{b}$  é un vettore colonna di dimensione 4 e  $\mathbf{x} = [\mathbf{x}_e \ \mathbf{y}_e]$  é il vettore colonna incognito che contiene le coordinate dell'End-Effector. Nello specifico:

$$\begin{pmatrix} -2x_1 + 2x_2 & -2y_1 + 2y_2 \\ -2x_2 + 2x_3 & -2y_2 + 2y_3 \\ -2x_3 + 2x_4 & -2y_3 + 2y_4 \\ -2x_4 + 2x_1 & -2y_4 + 2y_1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_e \\ y_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_2^2 - x_1^2 - y_1^2 + y_2^2 + l_1^2 - l_2^2 \\ x_3^2 - x_2^2 - y_2^2 + y_3^2 + l_2^2 - l_3^2 \\ x_4^2 - x_3^2 - y_3^2 + y_4^2 + l_3^2 - l_4^2 \\ x_1^2 - x_4^2 - y_4^2 + y_1^2 + l_4^2 - l_1^2 \end{pmatrix} \quad (7.2)$$

Il sistema é stato risolto utilizzando delle librerie [162] per il calcolo matriciale. Tramite la decomposizione a valori singolari (SVD) é stata trovata la soluzione del sistema, svolgendo la matrice pseudoinversa di  $A$ .

## 7.8 Calcolo delle tensioni dei cavi

Durante ogni ciclo di controllo, a seguito del calcolo della posizione dell'End-Effector, é necessario calcolare la forza da applicare all'End-effector (controllo ad alto livello) e calcolare successivamente, le tensioni da applicare ai cavi. Per il calcolo delle tensioni ottimali, sono state utilizzate delle librerie[162] con funzioni di ottimizzazione già implementate. Il problema é stato risolto secondo le equazioni (6.60,6.61,6.62).

## 7.9 Comunicazione con la GUI

Il software di controllo prevede una comunicazione bidirezionale con l'interfaccia grafica, selezionabile tra Il protocollo di comunicazione tra PC-104 e GUI é lo standard **RS-232**, che definisce una comunicazione seriale. La trasmissione seriale é una modalit  di comunicazione tra dispositivi digitali nella quale le informazioni sono inviate una in seguito all'altra e giungono in modo sequenziale al ricevente. La seriale é stata impostata con la seguente configurazione:

- **Baudrate:** 115.200
- **Bit di parit :** None
- **Bit di stop:** 1

### Protocollo di comunicazione

Il riconoscimento del comando ricevuto, come descritto in precedenza, si basa su un algoritmo di string tokenizer, associato ad un semplice riconoscimento diretto di una serie di caratteri. Allo stadio implementativo attuale il software di controllo gestisce i seguenti comandi impartiti:

- **OK\_CONNECT:** Con questo comando il controllore PC-104 é in grado di inizializzare una comunicazione con una applicazione di comunicazione
- **OK\_CALIBRATO:** Permette di stabilire che il punto in cui si trova l'End-Effector sia la posizione esatta in cui effettuare l'operazione di calibrazione
- **CIRCONFERENZA:** Comando per poter impartire un esercizio circonferenza
- **TROVA\_PUNTO:** Stringa per poter portare l'End-Effector in un determinato punto del piano di lavoro
- **ES\_PUNTO\_PUNTO:** Comando per poter impartire un tratto elementare di una terapia pi  complessa
- **ARRESTO:** Il software di controllo va nello stato *ARRESTO*. In tale situazione il watchdog timer non viene pi  rinfrescato disabilitando i driver dei motori ed interrompendo l'alimentazione agli stessi.
- **MATLAB\_ONLINE:** Con questo comando il software di controllo é in grado di determinare l'avvio dell'interfaccia grafica. Dopo la ricezione di tale comando il software spedisce le coordinate dei quattro passacavi alla GUI.
- **OK\_WORKSPACE:** Tale comando segnala l'avvenuta e corretta ricezione delle coordinate relative ai passacavi del piano di lavoro

Il protocollo di comunicazione per poter impartire al sistema di controllo la creazione di un tratto per l'esercizio é il seguente:

ES\_PUNTO\_PUNTO@X1@Y1@X2@Y2@RIGIDEZZA@TEMPO@LARGHEZZA@RAGGIO@

Dove, rispettivamente, X1, Y1 e X2, Y2 sono le coordinate del punto iniziale e finale nel sistema di riferimento C), il campo RIGIDEZZA indica il coefficiente lineare per la generazione del muro di forza, TEMPO il valore espresso in secondi tale per cui il controllore permette al paziente di non proseguire con la terapia prima della generazione di un muro di forza, LARGHEZZA la larghezza del semi-canale, RAGGIO il valore del raggio per determinare se il paziente é giunto nella prossimitá del punto di arrivo. L'algoritmo in grado di estrarre dalla stringa di testo ricevuta i parametri relativi all'esecuzione dell'esercizio é stato implementato in modo tale da rendere semplice la possibilitá di modificare il numero e la tipologia di valori ricevuti come ingresso. É anche possibile effettuare un overload del comando di generazione dell'esercizio in base al numero di parametri forniti come input. La stringa utilizzata per inviare le coordinate dei quattro passacavi relativa al piano di lavoro, é la seguente:

WORKSPACE:@X1,Y1@X2,Y2@X3,Y3@X4,Y4@

Quella relativa all'invio delle coordinate della posizione dell'End-Effector é:

ENDE@X@Y@

Si riportano due esempi di stringa inviate e ricevute da controllore:

ES\_PUNTO\_PUNTO@170.0@264@170.0@280.0@10@10@50@10@

ENDE@170.3046,161.7667@



# Capitolo 8

## Esercizi elementari

Nel prototipo S.O.P.H.I.A.4 sono stati sviluppati due tipologie di controllo: ad impedenza e assistive-ad-needed. A seconda della tipologia di controllo utilizzato sono stati realizzati differenti esercizi, scomponibili in esercizi piú semplici. Per entrambe le tipologie di controllo sono stati definiti piú sistemi di riferimento per rendere piú flessibile l'architettura del software:

### 8.1 Sistemi di riferimento

I sistemi di riferimento utilizzati sono quattro e sono definiti nel seguente modo:

- **C** Sistema di riferimento controllore
- **D** Sistema di riferimento del disegno
- **E** Sistema di riferimento dell'esercizio
- **T** Sistema di riferimento relativo al tratto corrente

#### Sistema di riferimento C

Il sistema di riferimento **C** risulta essere quello utilizzato dal controllore per inviare e ricevere i dati. In sede di programmazione del software di controllo é stato deciso di porre l'origine di questo sistema in corrispondenza del passacavo relativo al motore 1.

#### Sistema di riferimento D

Il sistema di riferimento **D** é riferito al sistema disegno. Questo sistema di riferimento viene utilizzato per il calcolo delle coordinate relative al (*target*), per poterle rappresentare nel piano cartesiano.

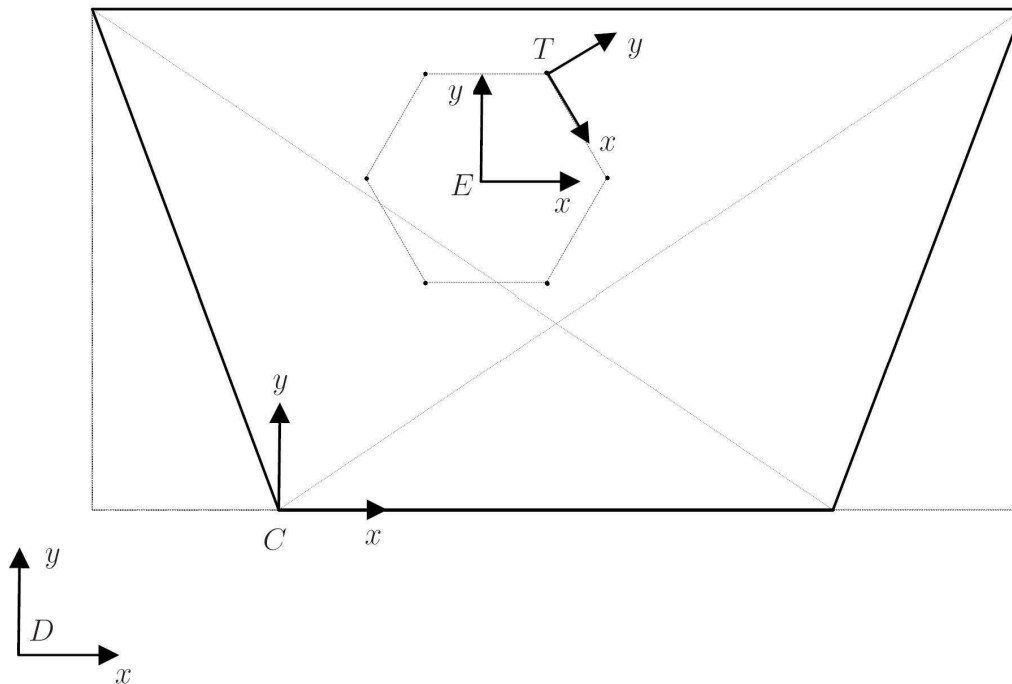


Figura 8.1: Rappresentazione dei sistemi di riferimento utilizzati

L'origine di questo sistema di riferimento coincide con l'origine del sistema di assi cartesiani, posta al centro del piano di lavoro. Prima della rappresentazione a video, qualsiasi coordinata deve essere trasformata in coordinate relative al sistema **D**.

### Sistema di riferimento **E**

Il sistema di riferimento **E** è riferito al sistema esercizio. Questo sistema viene utilizzato per calcolare le coordinate dei punti degli esercizi in relazione al punto centrale della figura/esercizio, quindi risulta l'origine per la generazione dei punti *Target* dell'esercizio.

### Sistema di riferimento **T**

Il sistema di riferimento **T** è riferito al sistema tratto. L'origine del sistema di riferimento del tratto coincide con il punto iniziale. L'asse che congiunge i due punti del tratto PUNTO-PUNTO è definita come asse **x**, pertanto l'asse **y** è data da convenzione.

In questo sistema di riferimento vengono calcolati gli errori cinematici per entrambe le modalità di controllo: generazione dei campi di forza nel piano relativo al tratto, e per la pianificazione della traiettoria.



### Calcolo delle rototraslazioni

Le coordinate della posizione dell'End-Effector devono essere rototraslate per riportarle al sistema di riferimento base, quello del piano di lavoro. Dalla figura 8.2 si può notare che le coordinate  $x$  e  $y$  riferite al sistema di riferimento controllore si calcolano con le seguenti formule:

$$\begin{aligned} x_{Ec} &= x_i + x_{ELi} \cos \theta - y_{ELi} \sin \theta \\ y_{Ec} &= y_i + x_{ELi} \sin \theta + y_{ELi} \cos \theta \end{aligned} \quad (8.1)$$

La matrice di rototraslazione  $T_{L_i c}$  è:

$$T_{L_i c} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & x_i \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & y_i \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8.2)$$

dove  $x_i$  e  $y_i$  sono le coordinate rispetto al generico sistema di riferimento del triangolo *i-esimo* considerato. Le coordinate nel sistema di riferimento controllore possono essere ottenute con il seguente calcolo matriciale:

$$E_c = T_{L_i c} E_{L_i i} \quad (8.3)$$

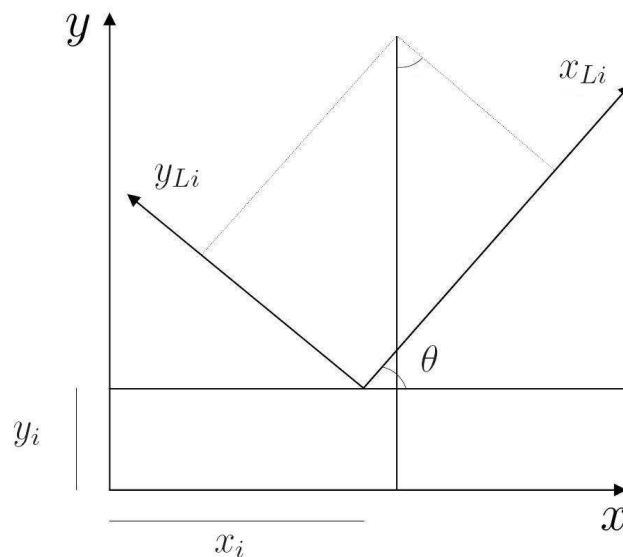


Figura 8.2: Corrispondenza fra diversi sistemi di riferimento

## 8.2 Esercizio CIRCONFERENZA

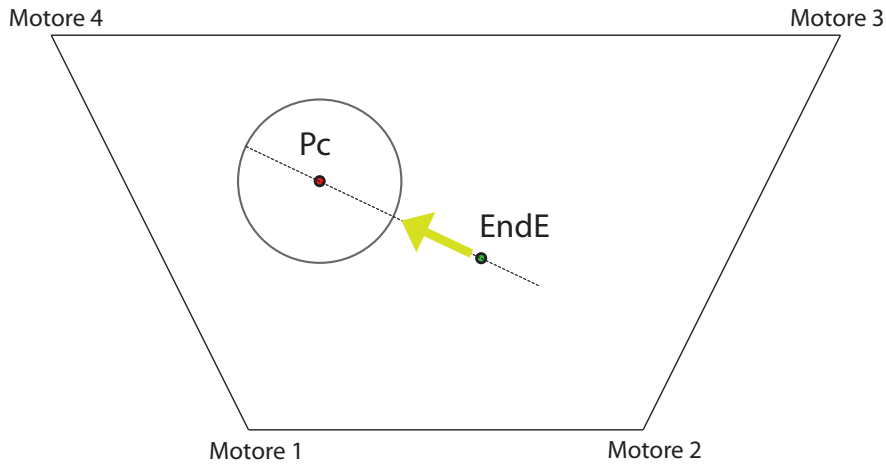


Figura 8.3: Rappresentazione grafica dell'esercizio

Il campo di forza circolare é utilizzato principalmente prima o dopo l'esercizio PUNTO-PUNTO per portare la posizione dell'End-Effector al primo punto di inizio terapia oppure per mantenere fissa la posizione dell'End-Effector. Il centro della circonferenza  $P_c(x_c, y_c)$  coincide generalmente con i punti iniziale o finale dell'esercizio PUNTO-PUNTO. Il principio di funzionamento consiste nel generare un campo di forza nulla all'interno della circonferenza (vedi fig.8.3), mentre esternamente alla circonferenza, generare un campo di forza radiale, con intensit  proporzionale alla distanza dell'End-Effector  $ENDE(x_e, y_e)$  dal bordo della circonferenza.

Se definiamo  $r$  il raggio del cerchio e con  $d$  la distanza tra la posizione dell'End-Effector e il centro del cerchio:

$$d = \sqrt{(x_c - x_e)^2 + (y_c - y_e)^2}$$

sull'End-Effector verr  generata una forza pari a:

$$\mathbf{F}_c = k_c \cdot \frac{\mathbf{P}_c - \mathbf{P}_e}{|\mathbf{P}_c - \mathbf{P}_e|} \cdot (d - r) \quad (8.4)$$

con  $k_c$  il coefficiente di rigidit  del muro.

Il raggio  $r$  della circonferenza risulter  variabile anzich  costante: con una certa costante temporale, il raggio tender  a diminuire, restringendo l'area del campo a forza nulla e forzando il movimento dell'End-Effector verso il centro della circonferenza. L'esercizio CIRCONFERENZA pu  essere utilizzato anche per eseguire degli esercizi a traiettoria circolare (vedi fig.8.4). Il principio di funzionamento   il medesimo per l'esercizio sopradescritto, la variazione consiste nella generazione di un campo di forza non nullo interno alla circonferenza con raggio inferiore. Generando i due campi radiali si otterr  un campo di forza nulla a forma toroidale.

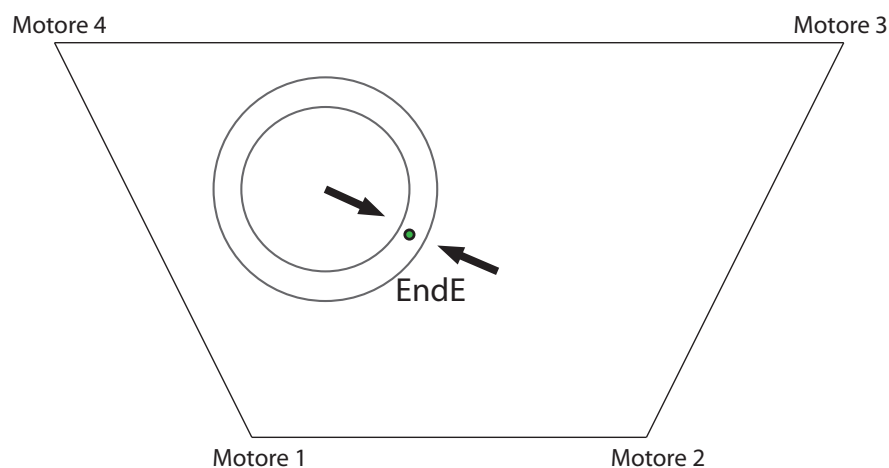


Figura 8.4: Rappresentazione grafica dell'esercizio circolare a forma toroidale. Le frecce indicano la direzione del campo vettoriale con intensità crescente proporzionale alla distanza dal toroide

## 8.3 Esercizio PUNTO-PUNTO

### 8.3.1 con controllo ad impedenza

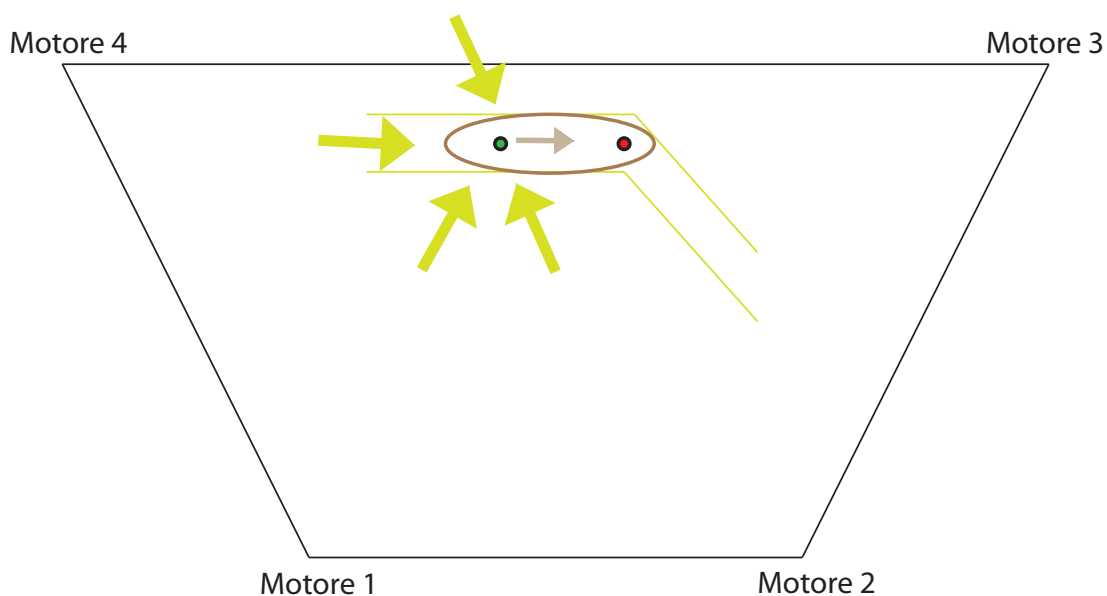


Figura 8.5: Esercizio PUNTO-PUNTO: in evidenza il **Target** e l'**End-Effector**. Le frecce identificano la direzione del campo di forza esterno al tratto PUNTO-PUNTO

### Campo di forza a forma ellittica

Per raccordare in maniera ottimale i tratti in sequenza degli esercizi PUNTO-PUNTO (vedi fig.8.5) é stato costruito un campo di forza mobile a forma ellittica che circonda il tratto dell'esercizio PUNTO-PUNTO.

Uno dei fuochi dell'ellisse rimane fisso e coincidente con la posizione del Target, mentre il secondo fuoco si sposta con velocità costante in direzione del Target fino a quando entrambi i fuochi non assumono la medesima posizione. In questo modo si andrà a creare un campo di forza circolare di diametro pari alla larghezza del canale a forza nulla, permettendo un passaggio smooth tra i tratti PUNTO-PUNTO successivi e con l'esercizio CIRCONFERENZA, caratterizzante il punto finale.

Il fuoco mobile dell'ellisse é collocato dietro la posizione dell'End-Effector nella stessa retta che caratterizza l'asse di simmetria longitudinale del tratto. Il fuoco mobile, inizierà a muoversi in direzione del Target allo scadere di una costante temporale impostata dall'interfaccia grafica, a velocità costante.

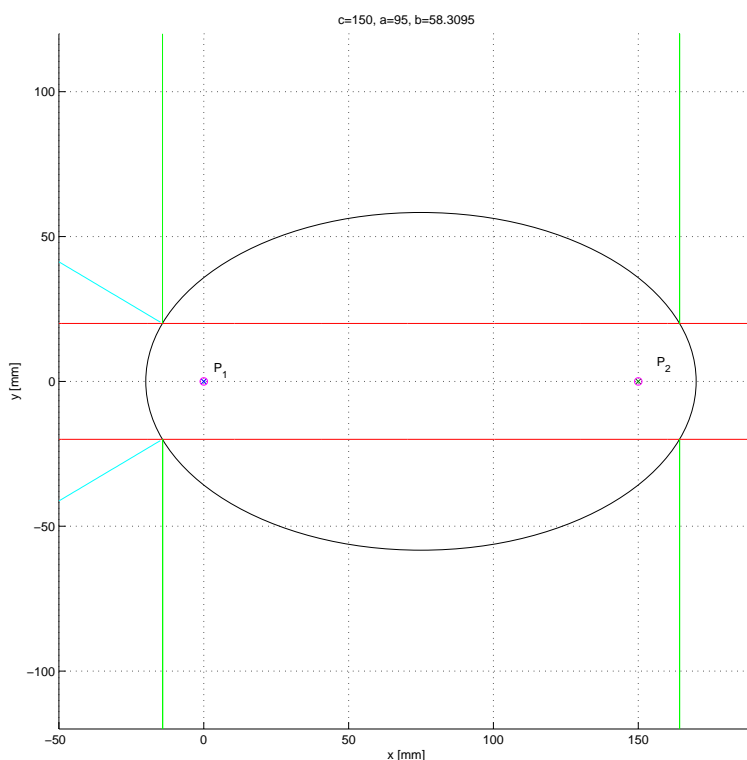


Figura 8.6: Campo di forza mobile ellittico

**Considerazioni geometriche** Usando la notazione  $(x_1; y_1)$  per le coordinate del punto iniziale del tratto e  $(x_2; y_2)$  per quelle del punto finale, dato il tempo di attesa  $T$  [s] e la velocità  $v$  [mm/s] con cui si sposta il bordo posteriore del campo di forza si può calcolare il punto del fuoco mobile dell'ellisse:

$$F_1 = (x_1 - v \cdot T; y_1)$$

il secondo fuoco, che al contrario rimane fisso, coincide con il punto finale del tratto (Target):

$$F_2 = (x_2; y_2)$$

L'equazione generale dell'ellisse con assi paralleli agli assi cartesiani e di centro  $(h; k)$  é la seguente:

$$\frac{(x-h)^2}{a^2} + \frac{(y-k)^2}{b^2} = \frac{(x-h)^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1 \quad (8.5)$$

dove  $c$  la distanza parziale tra i due fuochi,  $a$  il semiasse maggiore e  $b$  il semiasse minore; il coefficiente  $k = 0$  poiché il sistema di riferimento utilizzato é quello del Tratto.

Dall'equazione 8.5 si nota che i parametri necessari per definirla completamente e che verranno aggiornati con frequenza costante al variare della posizione  $F_1$  sono i seguenti:

$$\begin{cases} C = (h; k) = \left( \frac{F_{2x} + F_{1x}}{2}; \frac{F_{2y} + F_{1y}}{2} \right) \\ c = \frac{F_{2x} - F_{1x}}{2} \\ a = larg + c \\ b = \sqrt{a^2 - c^2} \end{cases} \quad (8.6)$$

dove  $larg$  indica l'altezza parziale del campo di forza laterale.

Definendo  $a = larg + c$ , quando i due fuochi andranno a coincidere ( $c = 0$ ),  $a$  e  $b$  avranno lo stesso valore e coincideranno con la larghezza del campo di forza laterale, facendo risultare l'ellisse una circonferenza (vedi fig.8.7).

**Suddivisione del piano di lavoro** Per evitare discontinuità nella forza risultante nell'End-Effector, si é scelto di suddividere lo spazio del piano di lavoro relativo al tratto PUNTO-PUNTO in tre regioni (vedi fig.8.8).

La **Regione 1** é delimitata da due rette, che si ricavano calcolando la retta normale all'ellisse nei punti di intersezione tra ellisse e rette che delimitano i bordi del campo di forza laterale (punti B e B' vedi figura 8.8). Il punto B si ottiene calcolando le soluzioni del seguente sistema:

$$\begin{cases} \frac{(x-h)^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1 \\ y = larg \end{cases} \quad (8.7)$$

una delle soluzioni risulta vicino al Target (punto C) e viene utilizzata per fare

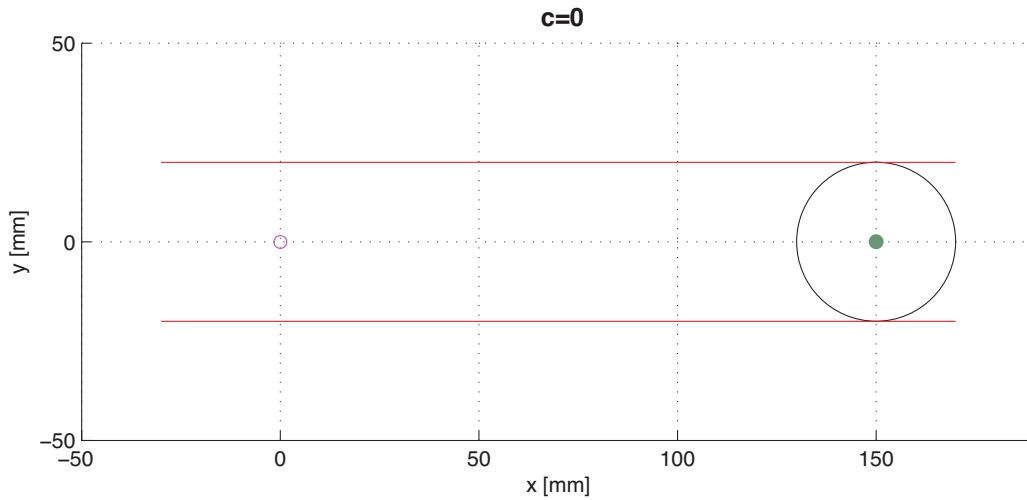


Figura 8.7: Parte finale del campo di forza a forma ellittica.

simmetricamente le stesse suddivisioni a destra del Target. Il punto  $B'$ , invece, é il simmetrico di  $B$  rispetto all'asse  $x$ , in quanto tutte gli elementi geometrici sono simmetrici rispetto a quest'asse:

$$\begin{cases} x_B = x_{B'} \\ y_B = -y_{B'} \end{cases}$$

Una volta calcolati questi punti si trova l'equazione delle due rette normali:

$$y - y_0 = \frac{a^2}{b^2} \cdot \frac{(y_0 - k)}{(x_0 - h)} \cdot (x - x_0) \quad (8.8)$$

dove  $P(x_0; y_0)$  é il punto dell'ellisse in cui la retta é normale.

Le rette risultano simmetriche rispetto all'asse  $x$ , quindi ricavando il coefficiente angolare e l'intercetta<sup>1</sup> di una delle due é possibile ricavare anche i parametri che identificano l'altra retta.

$$\begin{cases} m_B = -m_{B'} \\ q_B = -q_{B'} \end{cases}$$

L'End-Effector per poter trovarsi all'interno di questa zona dovrà verificare le seguenti equazioni:

$$\begin{cases} y_{ef} - m_B x_{ef} + q_B < 0 \\ y_{ef} + m_B x_{ef} - q_B > 0 \\ \frac{(x_{ef} - h)^2}{a^2} + \frac{y_{ef}^2}{b^2} - 1 > 0 \end{cases} \quad (8.9)$$

Se ci si trova in questo caso, viene applicata una forza proporzionale alla distanza dell'End Effector e il bordo dall'ellisse. Per semplicitá di calcoli conviene approssimare la normale all'ellisse per un punto esterno (retta che permette di

<sup>1</sup>ordinata del punto in cui la retta incontra  $\vec{x}$

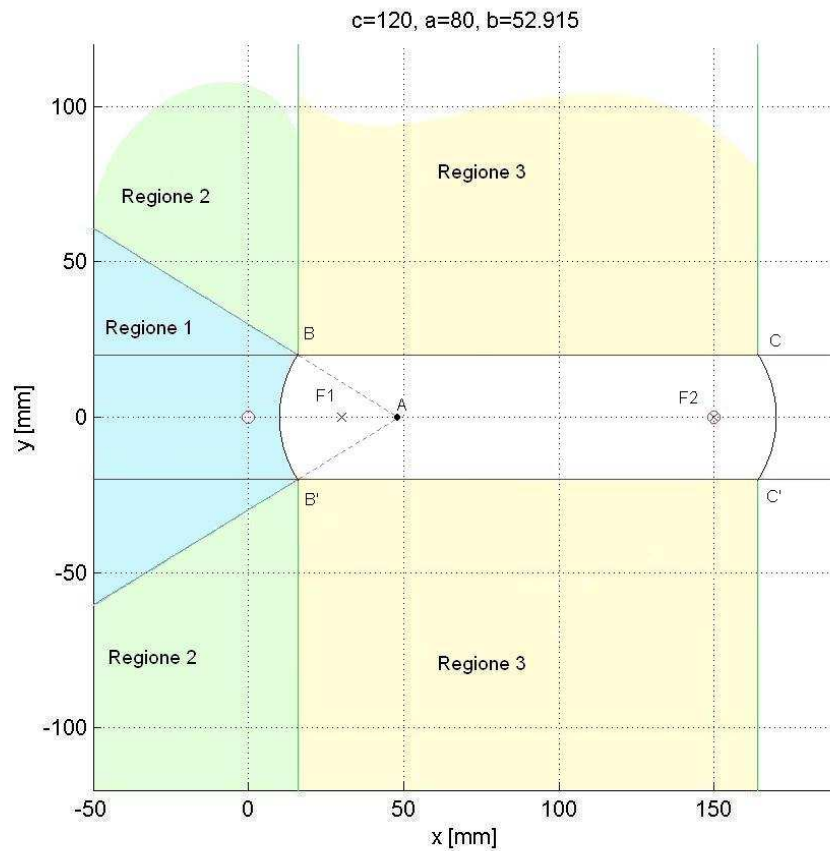


Figura 8.8: particolare di un tratto dell'esercizio e suddivisione del piano di lavoro

calcolare la distanza di un punto dall'ellisse), tramite la retta passante per il punto in cui si trova l'End-Effector e il punto di intersezione delle due rette normale, che delimitano la regione, con l'asse  $x$  (punto A, vedi figura 8.8).

$$A = (-q_B/m_B; 0) \quad (8.10)$$

Quindi la distanza viene approssimata calcolando la distanza dell'End-Effector dall'intersezione di quest'ultima retta con l'ellisse e la direzione della forza tramite l'angolo che questa retta forma con l'asse  $x$ , calcolato utilizzando, come nell'esercizio del campo di forza circolare:

$$\begin{bmatrix} F_{ex} \\ F_{ey} \end{bmatrix} = \frac{P_e - P_A}{\|P_e - P_A\|} \cdot F_e \quad (8.11)$$

La **Regione 3** é delimitata lateralmente dalle linee verticali all'altezza delle intersezioni dell'ellisse con i campi di forza laterali.

Infine la **Regione 2** é una zona di raccordo tra le due aree precedentemente

descritte. Questa regione é delimitata dalla retta normale e dalle rette verticali all'altezza dell'intersezione.

Se l'End-Effector si trova all'interno di questa regione (ovvero se si verificano le condizioni 8.12 oppure le 8.13) la forza applicata sará proporzionale alla distanza tra End-Effector e il punto di intersezione,  $B$  oppure  $B'$  a seconda che ci si trovi dalla parte delle ordinate positive o negative, la direzione viene calcolata sempre tramite l'equazione 8.11, dove al posto delle coordinate di  $A$  ci sono quelle di  $B$  oppure  $B'$ .

$$\begin{cases} y_{ef} - m_n x_{ef} + q_n > 0 \\ x_{ef} < x_{int} \end{cases} \quad (8.12)$$

$$\begin{cases} y_{ef} + m_n x_{ef} - q_n < 0 \\ x_{ef} < x_{int} \end{cases} \quad (8.13)$$

I discorsi fatti per la Regione 1 e la Regione 2, vengono riportati simmetricamente nella zona a destra della Regione 3. Nella parte restante del piano di lavoro, ovvero nel canale che contiene il tratto, non viene applicata nessuna forza all'End-Effector e ci si può muovere liberamente.

**Raccordo dei tratti con muro ellittico** Una volta che l'ellisse si è trasformata in una circonferenza, può formare di nuovo un'altra ellisse relativa al tratto successivo, andando ad allontanare gradualmente, ma velocemente, il fuoco anteriore, fino a quando questo raggiunge il target relativo al nuovo tratto. Questo risulta possibile grazie alle caratteristiche di isotropia e simmetria della circonferenza.

In questo mondo si ottiene in ogni istante un'assoluta continuità nella forza, che eventualmente deve essere generata; non si presentano discontinuità, né per quel che riguarda il modulo della forza, il che permette di non percepire forze o assenza di forza in modo improvviso, né per quel che riguarda la direzione della forza, poiché quando c'è l'ellisse le direzioni delle forze nelle tre regioni sono raccordate in modo che il passaggio da una all'altra avvenga attraverso una retta comune ad entrambe per caratteristiche, che quindi può essere riferita indifferentemente ad una o all'altra zona, mentre quando l'ellisse si è trasformata in una circonferenza, questa, in quanto elemento geometrico isotropo e simmetrico, può ritrasformarsi in ellisse in qualsiasi direzione.

Nel caso in cui venga adottata quest'ultima strategia, non si può utilizzare il "trucco" di spostare il primo fuoco leggermente più indietro, per far muovere l'ellisse con un certo ritardo rispetto all'istante in cui comincia il tratto, ma si deve necessariamente utilizzare un ritardo temporale, definito dal medico, dopo il quale il fuoco posteriore può cominciare a spostarsi e durante il quale il fuoco anteriore si sarà spostato in corrispondenza del nuovo target.

**Ulteriori osservazioni** La suddivisione del piano di lavoro vista nel paragrafo 8.3.1, può essere tralasciata e mantenere comunque la continuità della forza



applicata in ogni punto. Questo si può ottenere prendendo come unico muro di forza l'ellisse. In questo caso all'interno dell'ellisse ci si muove a forza nulla mentre se ci si trova all'esterno verrà applicata una forza proporzionale alla distanza dell'End-Effector dall'ellisse e in direzione coincidente alla normale all'ellisse, in modo da far rientrare la manopola all'interno del muro di forza.

Ha senso evitare la complessa suddivisione del piano di lavoro se, qualsiasi sia la posizione dell'End-Effector, la forza che viene applicata ha almeno una componente in direzione del target.

Tale verifica si può effettuare calcolando il prodotto interno tra il vettore della

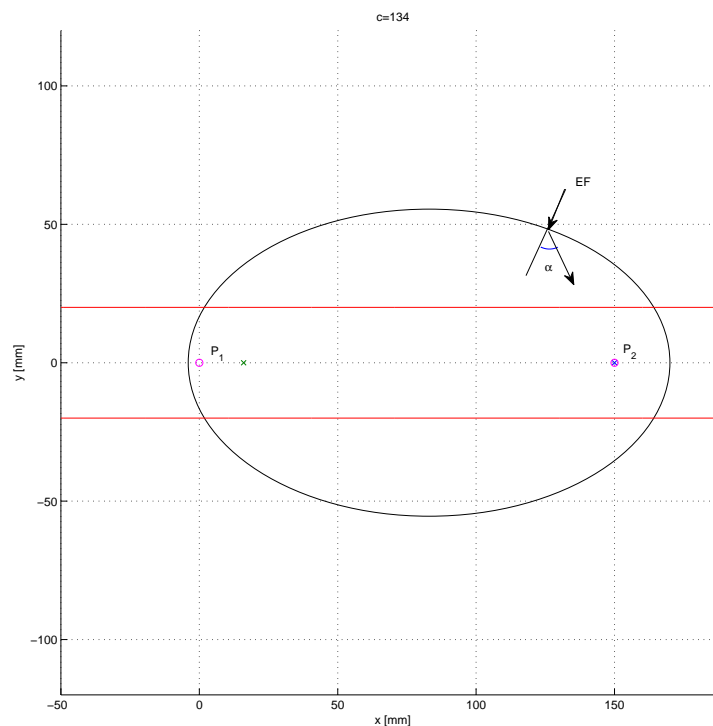


Figura 8.9: utilizzo del solo muro ellittico

forza applicata e il vettore congiungente il punto dell'ellisse per cui passa la normale con il target da raggiungere (vedi figura 8.9). Se questo prodotto scalare è maggiore di zero significa che l'angolo compreso tra questi due vettori è minore di  $\pi/2$  e quindi il vettore della forza può essere scomposto in una componente in direzione del target ed in una componente normale. Più l'angolo tra questi due vettori è prossimo a  $\pi/2$  maggiore è l'errore che si compie nel calcolo della forza in direzione del target, ma ciò che risulta fondamentale è che il valore di quest'angolo non superi i  $\pi/2$ , poiché in questo caso il calcolo della forza sarebbe errato.

Da notare che se utilizzassimo i muri laterali come visto nel precedente paragrafo, anche in questo caso la forza non sarebbe proprio in direzione del target, ma se ci

si trova oltre la metà dell'ellisse, il prodotto interno tra i due vettori sopra definiti sarebbe minore e si compirebbe quindi un errore minore.

Inoltre, se non si utilizza la suddivisione del piano di lavoro, ma solo il muro ellittico, si può notare che definendo opportunamente alcuni parametri, che caratterizzano l'ellisse, è possibile sostituire il muro circolare con un particolare muro ellittico.

In dettaglio, se vengono definiti i seguenti parametri:

- $P_{in}$  e  $P_{fin}$ , che contengono le coordinate degli estremi del tratto;
- $R_{in}$  e  $R_{fin}$ , che contengono il raggio finale e quello iniziale della circonferenza;
- $T$  che indica il tempo di percorrenza del tratto o la durata dell'esercizio ed è sempre  $> 0$ ;
- $\Delta T_{in}$ , che indica il ritardo con cui far muovere il muro di forza ed è sempre  $\geq 0$ .

per ottenere un tratto lineare e quindi un muro ellittico, si deve avere:

$$\begin{cases} P_{in} \neq P_{fin} \\ R_{in} = R_{fin} \end{cases}$$

poiché  $R$  nel caso del del muro ellittico indica la distanza dei muri laterali che rimane fissa. Mentre per ottenere un muro circolare è sufficiente che sia:

$$\begin{cases} P_{in} = P_{fin} \\ R_{in} \leq R_{fin} \end{cases}$$

dove si utilizzano dei raggi diversi se si vuole ottenere una circonferenza, che si chiude su se stessa, mentre raggi uguali se la si vuole fissa.

### 8.3.2 con controllo adattativo

Il controllo implementato sul prototipo permette di utilizzare il controllo adattativo "assistist-as-needed" (flag booleano a true nel controllo: nome della variabile `adaptive` (vedi cap.6.2) costruendo le gaussiane sia a base cartesiana sia a base temporale (flag booleano a true nel controllo: nome della variabile `cartesian`).

#### Osservazioni sulle gaussiane

Il concetto delle funzioni di base radiali gaussiane é stato realizzato con la costruzione di una classe separata denominata *Gauss*, la quale contiene come variabili membro i parametri che vanno a definire le gaussiane, sia nel caso cartesiano che in quello temporale. Dipendentemente dal valore del flag `cartesian`, alcune variabili della seguente struttura dati rimangono costanti e non utilizzate:

```
Matrix mu;
double sigma;
double t1;
double t2;
Matrix g;
double N;
```

Per il significato delle variabili, si faccia riferimento alla parte teorica INSERISCI RIFERIMENTO ALLA MILANI. Per le gaussiane definite su base cartesiana occorre calcolare  $\mu$ ,  $\sigma$  e  $N$ . Quest'ultimo parametro identifica il numero di gaussiane e risulterà diverso da quello impostato inizialmente nei parametri della GUI nel caso non risultasse un quadrato perfetto (lo spazio in cui si vanno a costruire le gaussiane dovrà figurare come un quadrato, pertanto lo spazio di lavoro sarà suddiviso da una griglia a passo  $dx$  costante uguale sia per  $x$  che per  $y$ ).

Mentre per la base temporale é necessario calcolare i parametri  $t_1$ ,  $t_2$ , che, come visto precedentemente, permettono la continuità delle gaussiane nei vari cicli di terapia.

A seconda della base utilizzata risulta essere anche diversa la dimensione di  $\mu$ , in quanto é il parametro che indica il punto in cui sono centrate le gaussiane, risultando un vettore bidimensionale nel caso cartesiano e uno scalare nel caso temporale.

In questa classe sono stati implementati due metodi che permettono il calcolo dei parametri delle gaussiane e il calcolo del vettore  $a$  per costruire la matrice di regressione  $\mathbf{Y}$ .

Per come é stato progettato il controllo, utilizzando la base cartesiana occorre qualche accorgimento per la costruzione della griglia dove definiremo le gaussiane: é necessario che l'End-Effector durante tutto il movimento, sia contenuto internamente al piano della griglia, per questo motivo si va a costruire un quadrato che contenga gran parte del piano di lavoro. Dato che il piano che andiamo

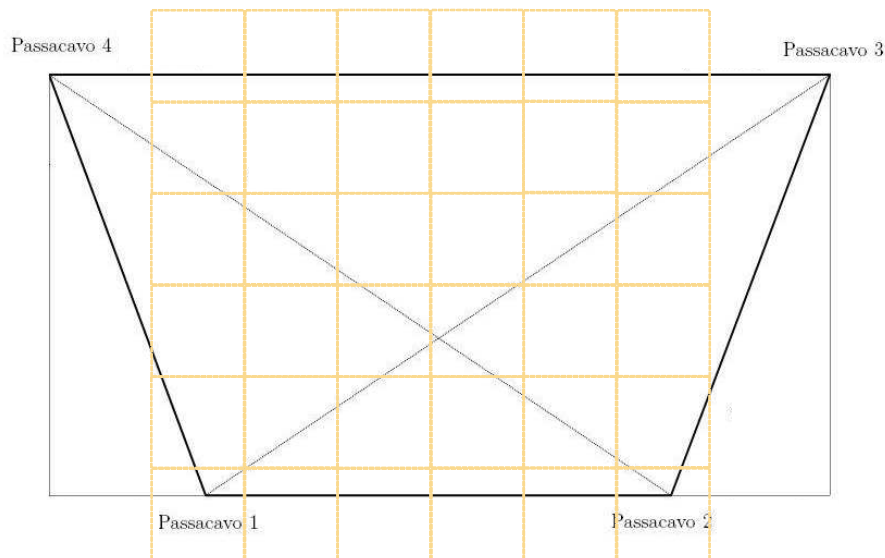


Figura 8.10: griglia delle gaussiane costruita su base cartesiana

ad utilizzare è a forma trapezoidale e dal momento che la zona maggiormente utilizzata per la terapia è quella centrale, l'origine della griglia è collocata prendendo come ascisse la congiungente dei due punti medi dei lati obliqui del piano di lavoro e come ordinate, la congiungente tra i punti medi delle basi del trapezio. Il metodo che genera i parametri delle gaussiane per entrambi le basi è `paramGauss`. Il metodo che calcola il valore delle gaussiane in ogni specifico istante o per una determinata posizione è il metodo `vectGauss(ColumnVector x)`.

### Osservazioni sulle struttura dati del sistema adattativo

Per l'implementazione di esercizi con il controllo adattativo è necessario aggiungere alcune variabili impostabili esternamente dall'operatore oppure proprie per una tipologia di esercizio. Variabili impostabili esternamente sono: il numero di punti, il numero di gaussiane da utilizzare, *costante di forgetting*, il tempo di percorrenza di un tratto, i parametri del controllo. I guadagni del controllore sono fissati in fase di taratura iniziale della macchina e impostabili esternamente solo attraverso dei comandi inviati da porta seriale. Non sono quindi impostabili da interfaccia grafica. La struttura dati che caratterizza l'esercizio con controllo adattativo è la seguente:

```
struct exercizeVariables2
{
bool cartesian;
int NP;
```

```
int NG;
double t_tratto;
double T;
double tau;
int indice;
int tratto;
double tempo;
const static double dt=0.01;
Matrix a;
double q_rif[2];
double qp_rif[2];
double qpp_rif[2];
double x_ef;
double y_ef;
bool first;

double Kp;
double Kd;
double L;
double gainG;
};
```

Una particolare attenzione va alla definizione della matrice  $\mathbf{a}$ , che contiene il vettore dei parametri delle gaussiane. Come sviluppato ampiamente nel cap 6.2, nel caso di gaussiane definite a base temporale, il vettore  $a$  sarà unico, mentre nel caso a base gaussiana sarà un vettore multiplo. Per la struttura a base cartesiana, ogni colonna della matrice  $a$  corrisponde ad un singolo tratto per verso di percorrenza.

### Pianificazione della traiettoria

Mentre per il controllo ad impedenza, l'operatore é libero di muoversi nello spazio di lavoro entro certi limiti dettati dalla distribuzione del campo di forze nel piano, nel caso del controllo adattativo, l'operatore deve seguire una traiettoria predefinita che funge da riferimento al raggiungimento del Target, e sulla quale viene calcolato l'errore, da cui poi dipende il controllo.

I parametri che determinano la traiettoria di riferimento, sono: punto iniziale,

punto finale, il tempo di percorrenza, e alcuni parametri variabili a seconda della tipologia di traiettoria che si desidera ottenere (tempo di accelerazione e tempo di decelerazione). In letteratura vi sono diverse strategie per la pianificazione della traiettoria per i robot, da uno studio effettuato da Hogan[163] [164] la traiettoria che piú si avvicina a quella reale umana é denominata ***a minimum jerk***, tuttavia nel prototipo S.O.P.H.I.A.4 é stata realizzata anche la traiettoria a profilo trapezoidale, perché piú indicata per alcune tipologie di esercizio.

Vediamo in dettaglio le differenti traiettorie:

**Traiettoria *minimum jerk*** La traiettoria, che utilizza come criterio quello del ***a minimum jerk***, presenta velocità ed accelerazione nulla nel punto iniziale e nel punto finale del tratto.

Osservazioni sperimentali hanno confermato che il sistema nervoso centrale nel compiere un movimento di un arto da un punto all'altro, tende a tracciare profili di velocità a campana e curve di spostamento con una profili concavi e convessi in maniera dipendente dalla parte del piano di lavoro in cui si esegue il movimento (lontano o vicino dal punto di Target).

Per descrivere questo comportamento viene utilizzato un modello matematico che usa come principio l'idea che lo "smooth" e regolarità di una traiettoria può essere quantificata attraverso una funzione di *jerk*, rappresentata dalla derivata temporale dell'accelerazione; se la posizione di un sistema é specificata dalla variabile  $x(t)$ , allora il *jerk* di quel sistema é esprimibile come:

$$\ddot{x}(t) = \frac{d^3x(t)}{dt^3}$$

Per una particolare traiettoria  $x_1(t)$  che inizia all'istante  $t_i$  e termina all'istante  $t_f$  é possibile quantificarne lo "smooth" calcolando una funzione costo basata sulla somma dei quadrati del *jerk*:

$$\int_{t_i}^{t_f} \ddot{x}(t)^2 dt \quad (8.14)$$

Hogan afferma che per ricercare la traiettoria  $x(t)$  ottimale tra il punto iniziale ed il Target scelto in un tempo determinato, occorra assegnare ad ogni possibile traiettoria un costo basato sul *jerk* e determinarne quindi, quella a costo minimo. In formulazione matematica corrisponde alla seguente equazione:

$$H(x(t)) = \frac{1}{2} \int_{t_i}^{t_f} \ddot{x}^2 dt \quad (8.15)$$

Per trovare il minimo Hogan utilizza una tecnica chiamata "calcolo delle variazioni", imponendo delle opportune condizioni di vincolo come ad esempio il punto iniziale e quello finale, le rispettive velocità e accelerazioni:

$$\begin{aligned} x(t_i) &= x_i & \dot{x}(t_i) &= 0 & \ddot{x}(t_i) &= 0 \\ x(t_f) &= x_f & \dot{x}(t_f) &= 0 & \ddot{x}(t_f) &= 0 \end{aligned}$$

Tale ottimizzazione si basa sull'idea di ricavare la derivata della funzione rispetto a piccole variazioni: se la derivata assume un valore prossimo a zero significa che abbiamo trovato un minimo.

Il polinomio di quinto grado che caratterizza questo tipo di traiettoria:

$$x(t) = x_i + (x_f - x_i)[10(t/d)^3 - 15(t/d)^4 + 6(t/d)^5] \quad (8.16)$$

dove  $x_i$  indica il punto iniziale,  $x_f$  quello finale e  $d$  indica la durata totale del tratto. L'equazione [8.16] é multidimensionale. Un esempio monodimensionale é mostrata in figura 8.11.

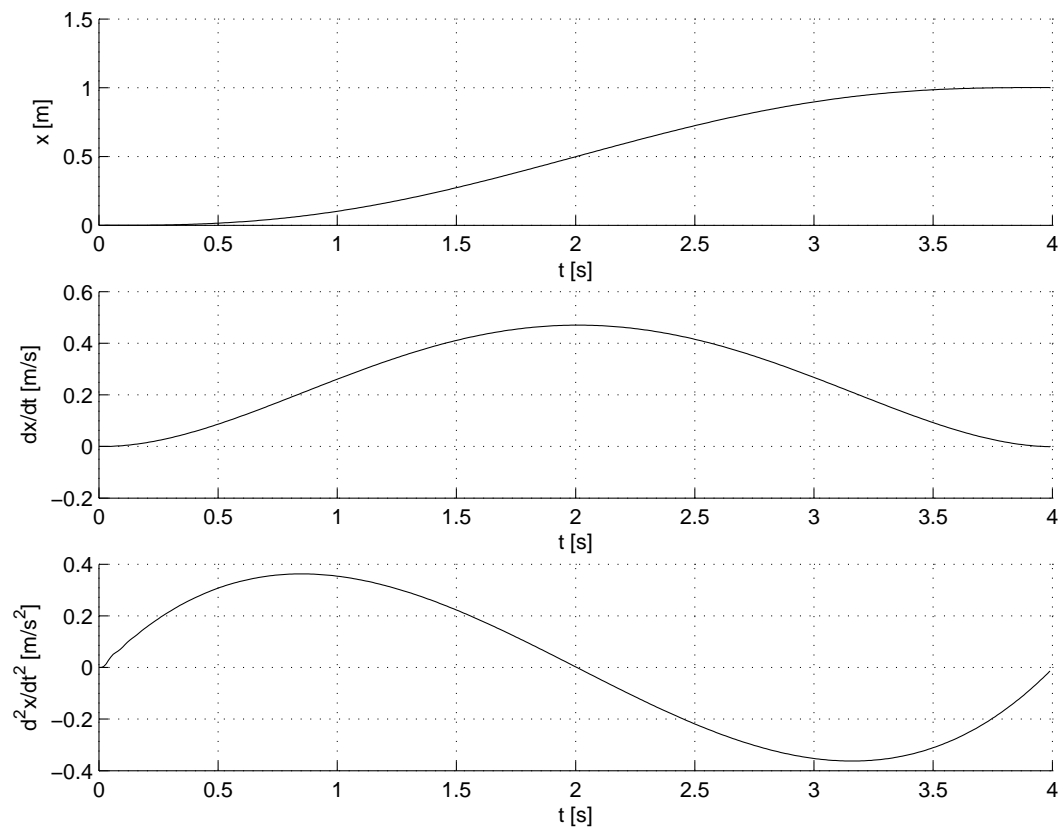


Figura 8.11: Esempio di traiettoria calcolata con il criterio del *minimum jerk*

**Traiettoria trapezoidale** La traiettoria trapezoidale prende il nome dalla forma del suo profilo di velocità, ed é possibile suddividerla in tre parti:

1. accelerazione costante, velocità a rampa crescente, posizione a parabola;
2. accelerazione nulla, velocità costante, posizione lineare;
3. decelerazione costante, velocità a rampa decrescente, posizione a parabola.

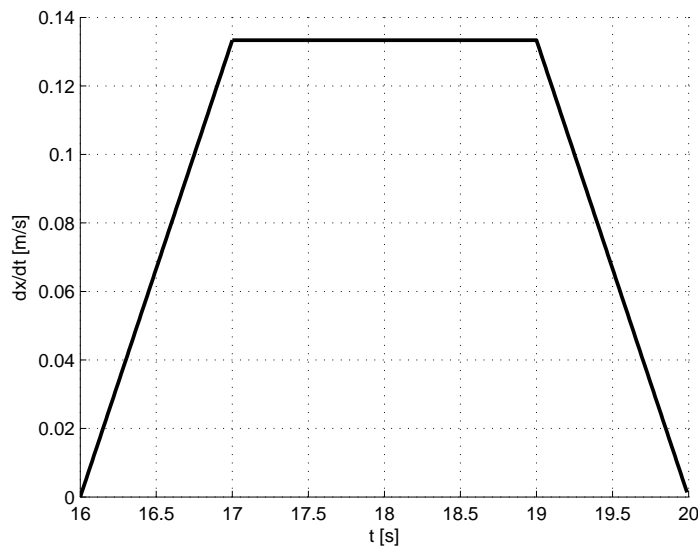


Figura 8.12: esempio di traiettoria trapezoidale: profilo di velocità.

Se la durata della fase di accelerazione é posta uguale alla durata della fase di decelerazione si ottiene una traiettoria simmetrica rispetto all'istante medio tra quelli iniziale e finale (vedi figura 8.12).

Questa traiettoria é stata modificata in maniera opportuna, tale da rendere il profilo di velocità piú “dolce”, poiché risulta facile pensare che nel compiere un movimento, la velocità aumenti piú lentamente all'inizio del tratto e che diminuisca gradualmente al termine del movimento. Per ottenere un profilo piú “dolce”, i tratti di accelerazione e decelerazione, vengono calcolati attraverso un polinomio di secondo grado (vedi figura 8.13).

Il profilo modificato avrà equazioni di moto:

$$\begin{cases} x_a(t) = a_1 t^3 + b_1 t^2 + c_1 t + d_1 & 0 \leq t \leq T_a \\ x_m(t) = a_2 t + b_2 & T_a < t < T - T_d \\ x_d(t) = a_3 t^3 + b_3 t^2 + c_3 t + d_3 & T - T_d \leq t \leq T \end{cases} \quad (8.17)$$

dove  $T$  rappresenta il tempo totale del tratto,  $x_a(t)$  indica la traiettoria relativa alla fase di accelerazione,  $x_m(t)$  quella a velocità costante e  $x_d(t)$  quella di decelerazione.



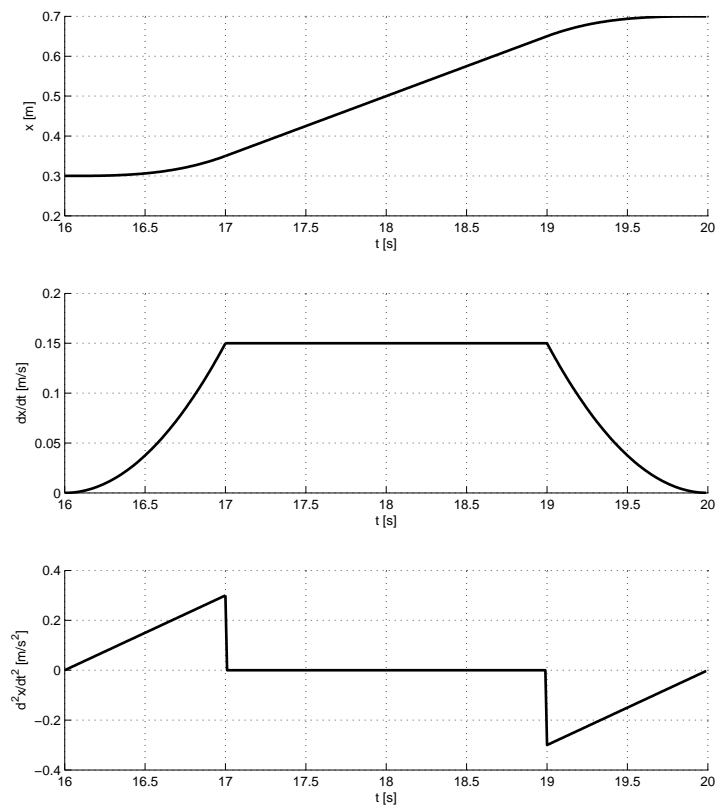


Figura 8.13: Esempio di traiettoria trapezoidale modificata: profili di posizione, velocità e accelerazione.

I due parametri che caratterizzano questa tipologia di traiettoria sono il tempo di accelerazione  $T_a$  e quello di decelerazione  $T_d$ , che vengono impostati dall'operatore come percentuali sul tempo totale del tratto e successivamente trasformati in durata reale di accelerazione e decelerazione.

Al variare di questi due parametri si otterranno velocità massime diverse dipendenti dalla distanza da percorrere e dal tempo impostato per compierla (vedi equazione 8.20).

I coefficienti dei polinomi sono calcolati imponendo dei vincoli per gli stati tem-

porali della traiettoria:

$$\begin{cases} x_a(0) = x_{in} \\ \dot{x}_a(0) = 0 \\ \ddot{x}_a(0) = 0 \\ x_a(T_a) = x_m(T_a) \\ \dot{x}_a(T_a) = \dot{x}_m(T_a) \\ x_m(T - T_d) = x_d(T - T_d) \\ \dot{x}_m(T - T_d) = \dot{x}_d(T - T_d) \\ x_d(T) = x_{fin} \\ \dot{x}_d(T) = 0 \\ \ddot{x}_d(T) = 0 \end{cases} \quad (8.18)$$

Sostituendo le espressioni corrispondenti definite in 8.17 nel sistema 8.18 si ricavano i coefficienti dei polinomi per le traiettorie, ottenendo il seguente profilo di posizione:

$$\begin{cases} x_a(t) = x_{in} + \frac{v_{max}}{3T_a^2}t^3 & 0 \leq t \leq T_a \\ x_m(t) = x_{in} + v_{max}\left(t - \frac{2T_a}{3}\right) & T_a < t < T - T_d \\ x_d(t) = x_{fin} + \frac{v_{max}}{3T_d^2}(t - T)^3 & T - T_d \leq t \leq T \end{cases} \quad (8.19)$$

dove

$$v_{max} = \frac{x_{fin} - x_{in}}{T - 2/3(T_a + T_d)} \quad (8.20)$$

Dal profilo di posizione si ricavano quelli di velocità ed accelerazione per derivazioni successive.

Per ottenere una maggiore continuità nel profilo di accelerazione si può ulteriormente modificare la traiettoria trapezoidale così ottenuta, imponendo un'accelerazione nulla alla fine della prima fase della traiettoria e all'inizio dell'ultima.

Per fare questo è necessario un polinomio di quarto grado per le porzioni di accelerazione e di decelerazione:

$$\begin{cases} x_a(t) = a_1t^4 + b_1t^3 + c_1t^2 + d_1t + e_1 & 0 \leq t \leq T_a \\ x_m(t) = a_2t + b_2 & T_a < t < T - T_d \\ x_d(t) = a_3t^4 + b_3t^3 + c_3t^2 + d_3t + e_3 & T - T_d \leq t \leq T \end{cases} \quad (8.21)$$

Per determinare il valore dei 10 coefficienti che caratterizzano tale traiettoria è necessario aggiungere altri due vincoli:

$$\begin{cases} \ddot{x}_a(T_a) = 0 \\ \ddot{x}_d(T - T_d) = 0 \end{cases} \quad (8.22)$$

Ottenendo il seguente profilo di traiettoria (vedi fig.8.14):

$$\begin{cases} x_a(t) = x_{in} - \frac{v_{max}}{2T_a^3}t^4 + \frac{v_{max}}{T_a^2}t^3 & 0 \leq t \leq T_a \\ x_m(t) = x_{in} + v_{max}\left(t - \frac{T_a}{2}\right) & T_a < t < T - T_d \\ x_d(t) = x_{fin} + \frac{v_{max}}{2T_d^3}(t - T)^4 + \frac{v_{max}}{T_d^2}t^3 & T - T_d \leq t \leq T \end{cases} \quad (8.23)$$

dove

$$v_{max} = \frac{x_{fin} - x_{in}}{T - 1/2(T_a + T_d)}$$

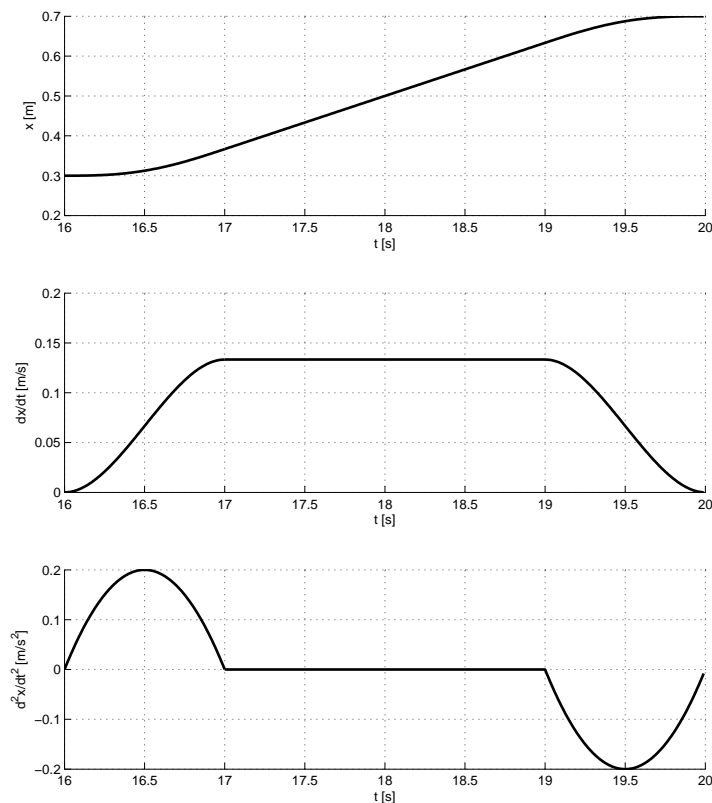


Figura 8.14: Esempio di traiettoria trapezoidale modificata con pol. di 4°.

### Note sull'implementazione

Il codice per la pianificazione della traiettoria è contenuto nel file `TraiettoriaRif`. La classe di riferimento si chiama **TraiettoriaRif** ed è membro della classe **Controllo**. In questa classe sono contenuti una serie di metodi che vengono eseguiti in un ordine sequenziale all'interno del ciclo di controllo permettendo di ottenere la traiettoria di riferimento. In particolare si eseguono i seguenti passi:

- chiamata al metodo `resetCoefficienti`: serve per azzerare tutti i coefficienti delle equazioni relative alla traiettoria e viene effettuato ogni volta che si cambia il tratto di terapia, necessario per calcolare una nuova traiettoria punto-punto;
- il calcolo dei coefficienti relativi a quella specifica traiettoria avviene attraverso la funzione `impostaCoefficienti` e viene effettuato all'inizio di ogni tratto; questa funzione prevede diversi parametri in ingresso a seconda della tipologia di traiettoria scelta (*minimum jerk* o trapezoidale), pertanto è possibile utilizzare il medesimo metodo anche per traiettorie differenti;

- ad ogni ciclo di controllo viene calcolato il riferimento da seguire per quel specifico istante temporale attraverso la funzione `calcolaRif(...)`.

Tutti i calcoli della traiettoria di riferimento avvengono nel sistema di riferimento del controllore C.

# Capitolo 9

## Interfaccia Grafica

Il prototipo é stato progettato con l'intenzione di fornire al medico ampie possibilità di scelta riguardo la tipologia degli esercizi per la terapia riabilitativa. Gli esercizi realizzati riguardano delle semplici forme geometriche comunemente sviluppate anche da altri sistemi robotici per la riabilitazione.

L'interfaccia grafica esterna realizzata in Matlab, permette di selezionare le seguenti figure geometriche:

- Triangolo
- Rombo
- Pentagono
- Esagono
- Ettagono
- Ottagono
- Circonferenza
- Stella
- Quadrato

Queste figure sono state realizzate tramite scomposizione in semplici traiettorie PUNTO-PUNTO o esercizi CIRCONFERENZA.

Ad esempio, un esercizio *Ottagono* viene scomposto in 8 tratti PUNTO-PUNTO con l'inserimento di due esercizi CIRCONFERENZA all'inizio dell'esercizio (posizionamento dell'End-Effector nel punto iniziale della terapia) e nel punto finale (per mantenere fissa la posizione dell'End-Effector al termine della terapia).

## 9.1 Calcolo punti esercizio

In questo paragrafo vengono brevemente illustrati i calcoli che vengono effettuati nell'interfaccia grafica per calcolare le coordinate dei punti relativi all'implementazione di un esercizio terapia.

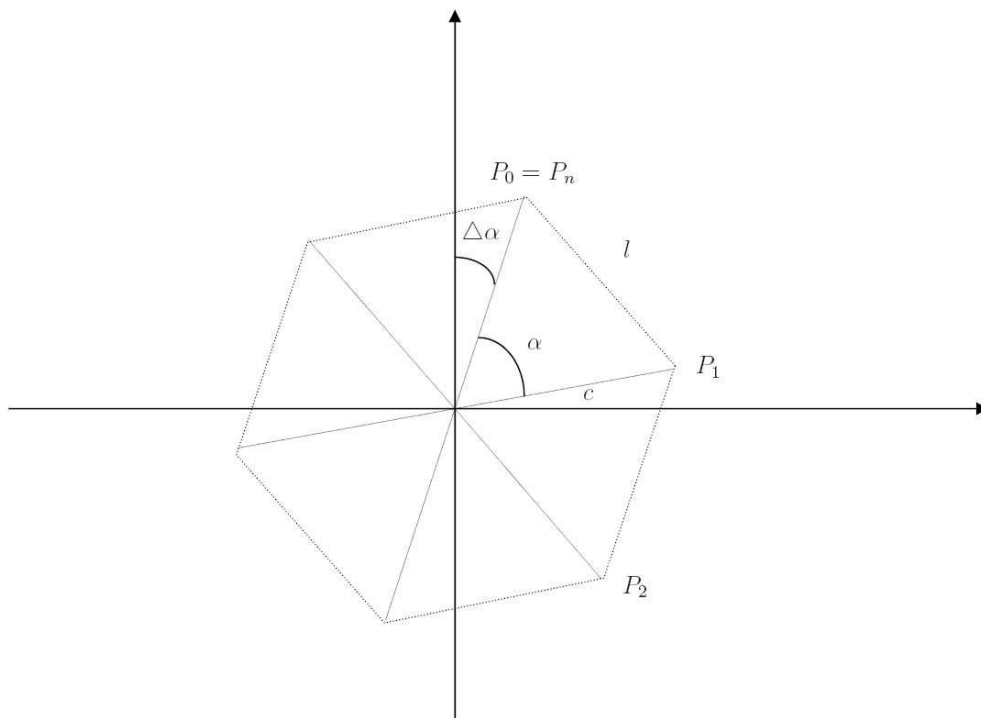


Figura 9.1: Schematizzazione grafica per il calcolo dei punti esercizio

Con riferimento alla figura 9.1, data una figura geometrica regolare con  $n$  lati, l'angolo  $\alpha$  si calcola come:

$$\alpha = \frac{2\pi}{n} \quad (9.1)$$

mentre il raggio  $c$  della circonferenza, sapendo che  $l$  è la distanza tra due punti, come:

$$c = \frac{l}{2 \sin\left(\frac{\alpha}{2}\right)} \quad (9.2)$$

In coordinate polari è possibile esprimere le coordinate del  $k$ -esimo punto come:

$$(P_{E,k}) = (\rho, \theta) = \begin{cases} \rho = c \\ \theta = (-1)^h [(k-1)\alpha + \Delta\alpha] + \frac{\pi}{2} \end{cases} \quad k = 1, \dots, n$$

Se  $h = 1$  il verso sarà orario, mentre se  $h = 2$  il verso sarà antiorario.

### 9.1.1 Struttura dell'interfaccia

In figura 9.2 è riportata la parte principale dell'interfaccia grafica. La struttura dell'interfaccia è stata progettata per eseguire correttamente la fase di avvio della

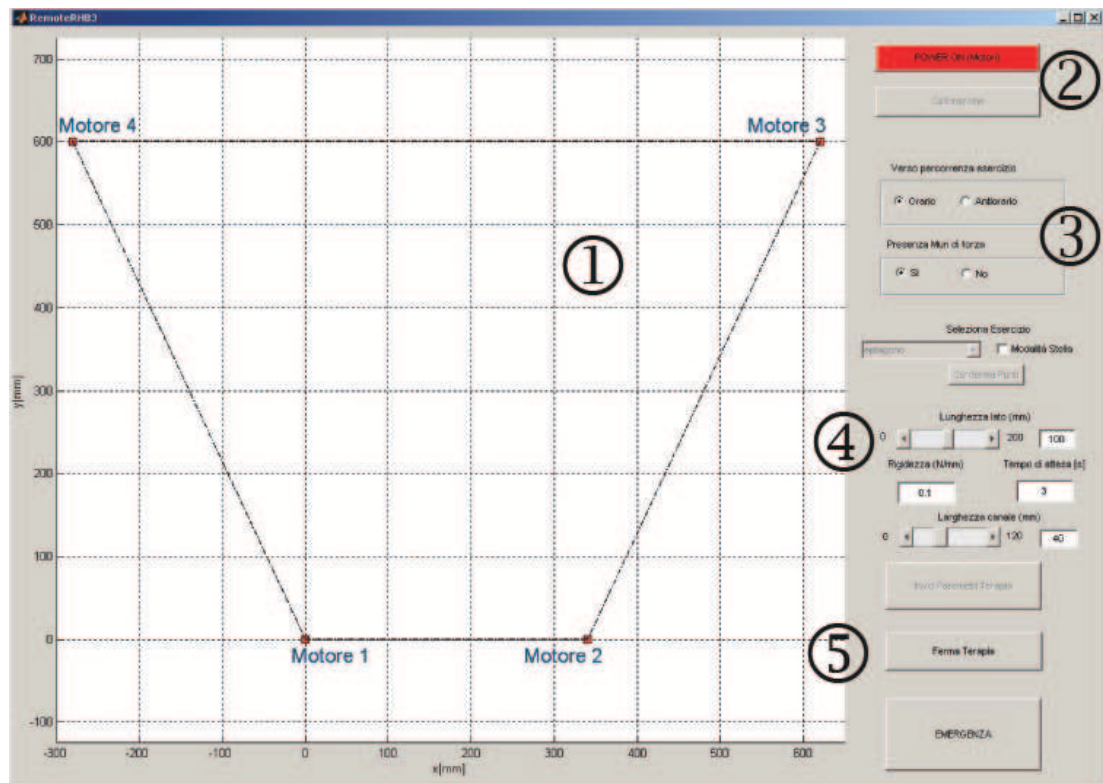


Figura 9.2: Interfaccia grafica S.O.P.H.I.A 4

macchina: pertanto saranno abilitati i pulsanti per il l'impostazione dei parametri solamente in una predeterminata sequenza. Qui di seguito sono illustrate le fasi di avvio del prototipo e le parti che compongono la GUI:

- 1 Viene visualizzato il piano di lavoro reale, con le coordinate esatte dei motori, inviate dal PC104 nella fase di sincronizzazione. All'avvio della macchina, verrà visualizzata la posizione dell'End-Effector in tempo reale, durante l'esecuzione degli esercizi anche la posizione del Target.
- 2 Vengono premuti all'avvio dell'interfaccia grafica, per attivare il controllore del PC-104, portandolo nello stato ATTESA SINCRONIZZAZIONE (Tasto :POWER ON); una volta posizionato l'End-Effector nel centro del piano, verrà premuto il tasto CALIBRAZIONE, per avviare nel controllore la fase di calibrazione e per passare alla successiva fase di ATTESA TERAPIA.
- 3 opzione per indicare il verso di esecuzione dell'esercizio (orario, antiorario), la tipologia di controllo da utilizzare (presenza di campi di forza indica l'uso del controllo ad impedenza) posta per default di tipo "assistive-as-needed" ed infine il tipo di esercizio (forma geometrica)

- 4 opzione per l'impostazione dei parametri dell'esercizio come il tempo per il raggiungimento del Target oppure il coefficiente di rigidità del campo di forza
- 5 una volta posizionato il sistema di riferimento esercizio nel piano e creati i punti per l'esercizio, vengono inviati al controllore PC-104. Sono presenti dei tasti per fermare la terapia in corso ( passaggio ad esercizio CIRCONFERENZA con raggio piccolissimo e centro la posizione attuale dell'End-Effector) e per generare la chiamata EMERGENZA.

### 9.1.2 Sequenza logica per l'avvio di un esercizio

Qui di seguito verranno illustrati i passi principali per poter eseguire un esercizio terapeutico con il S.O.P.H.I.A.4

- Assicurarsi che nessun pulsante di Emergenza sia a attivo, ruotare dal quadro elettrico esterno, la manopola per l'accensione e posizionarla su ON.
- Attendere 2' per il Boot-strap del controllore. Premere il tasto *MARCIA*. Se non ci sono anomalie, si accenderà la lampada verde sul pannello elettrico.
- Avviare l'interfaccia Grafica in Matlab, premere il pulsante *POWER ON*: la GUI riceverà dal controllore l'esatta posizione dei passacavi rispetto al sistema di riferimento *C*. Vengono sbloccati i freni e il controllore passa nella fase di **calibrazione**, generando delle tensioni costanti ed uguali su tutti i cavi.
- Accertarsi che l'End-effector sia correttamente posizionato nel centro delle bisettrici e premere **Calibrazione**(vedi fig.9.3). Alla pressione del pulsante, il controllore passa nello stato *attesa terapia*, generando un campo di forza nulla internamente al piano di lavoro.
- Impostare sulla GUI i parametri per il tipo di controllo, e per il tipo di esercizio.
- Posizionare l'End-Effector come centro del sistema di riferimento Esercizio e selezionare il tipo di esercizio desiderato. Verranno visualizzati nello schermo i punti Target dell'esercizio. Per cambiare posizione dei punti, basta spostare la posizione dell'End-Effector nel piano, risSelected il tipo di esercizio. Alla pressione del tasto *Conferma Punti*, le coordinate dei Target verranno memorizzate per l'invio al controllore.
- Verranno disegnati nel piano di lavoro i punti definitivi per l'esercizio, con indicato di colore viola il punto iniziale
- Premere il tasto di *Invio Parametri Terapia*: il controllore passa in modalità **circonferenza** per posizionare l'End-Effector nel punto iniziale. Una volta



posizionato, passerá allo stato *Esercizio Punto-Punto* secondo la tipologia di controllo selezionato. Il punto Target sará visualizzato nello schermo con un colore diversa rispetto alla posizione reale dell'End-Effector(vedi fig.9.4)

La terapia verrá interrotta (eccetto per malfunzionamenti hardware o attivazioni del circuito di emergenza) non appena si raggiungerá l'ultimo punto, oppure alla pressione dei tasti *emergenza* o *ferma terapia* dall'interfaccia grafica.

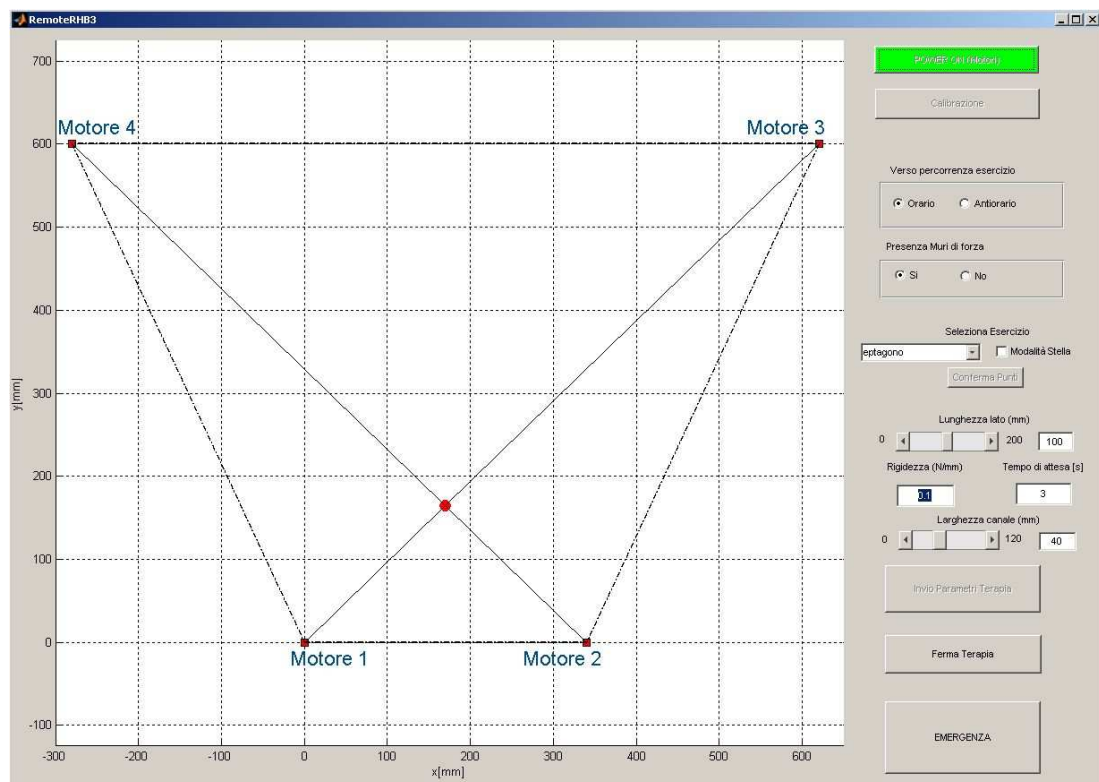


Figura 9.3: Schermata dell'interfaccia grafica appena conclusa la procedura di calibrazione

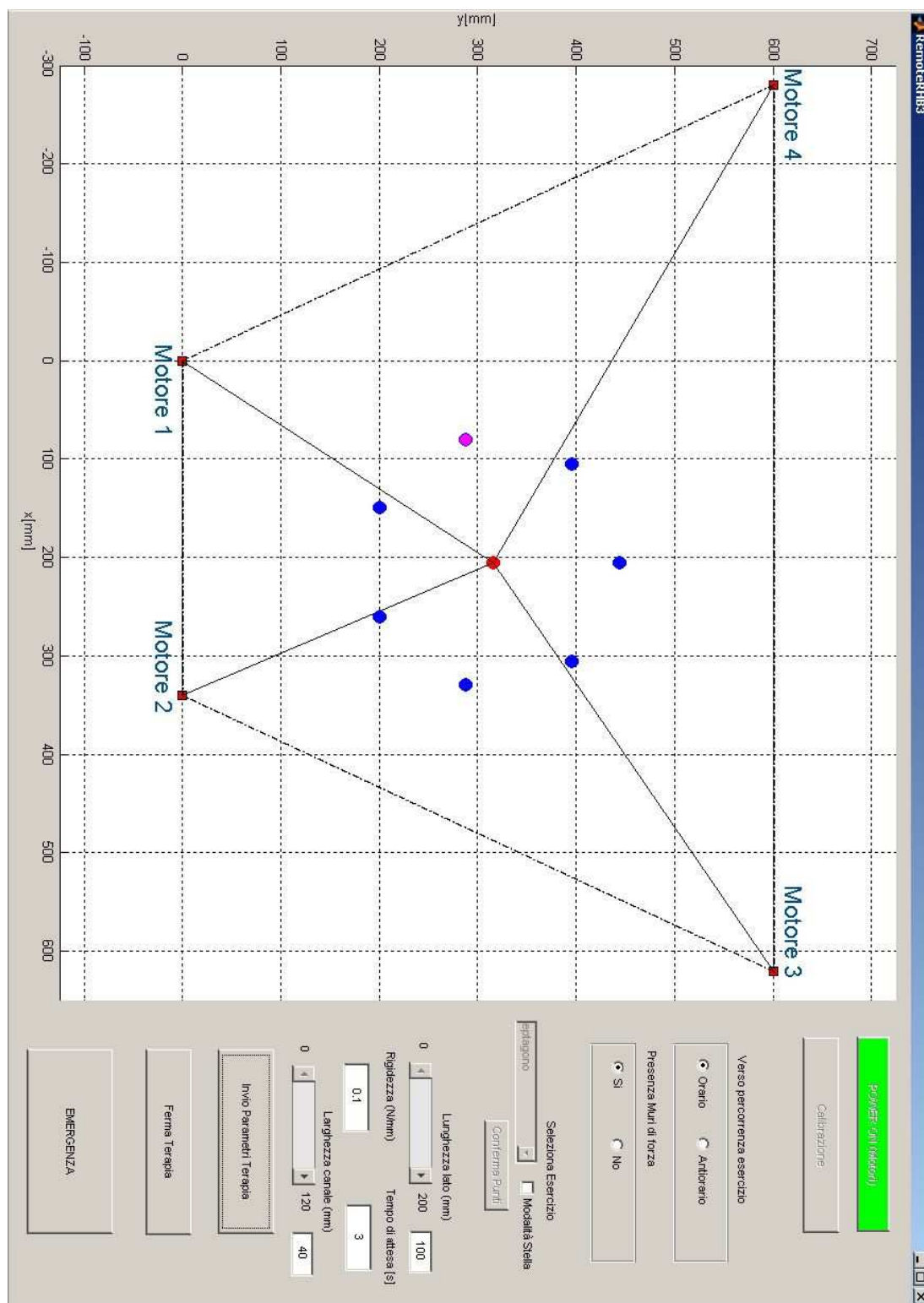


Figura 9.4: Schermata dell'interfaccia grafica durante l'esecuzione di un esercizio terapia

## 9.2 Test di funzionamento del SOPHIA4

Qui di seguito é riportato brevemente un test del prototipo S.O.P.H.I.A.4 riferito ad un tratto lineare PUNTO-PUNTO nel piano di lavoro, tra le coordinate  $P_A$  (0, 0.3) e il punto  $P_B$  (0.3, 0.3) (vedi fig.9.5).

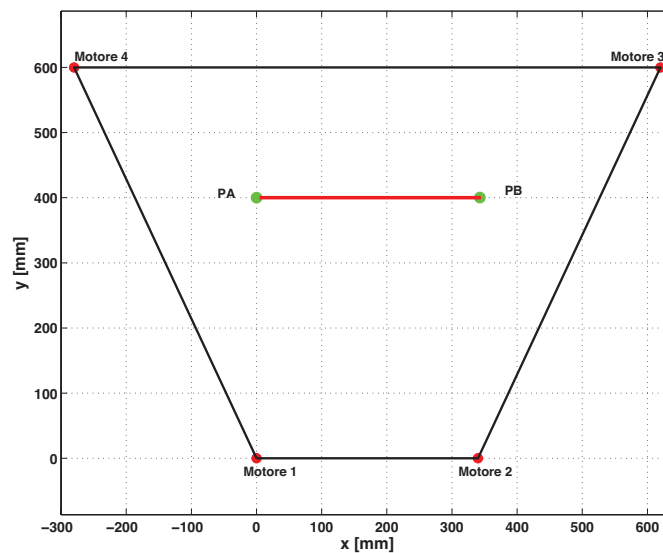


Figura 9.5: Traiettoria PUNTO-PUNTO eseguita nel piano

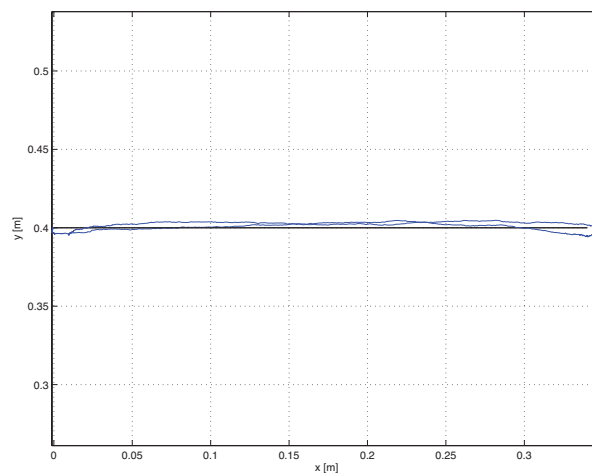


Figura 9.6: Traiettoria PUNTO-PUNTO vista nel piano XY

La macchina é stata calibrata ed avviata secondo la procedura descritta in 9.1.2. L'algoritmo di controllo ad alto livello utilizzato é di tipo "Assist-as-needed" a base temporale. I coefficienti impostati al controllore sono:  $K_D = 7$  [sN/m],

$K_P = 10 [N/m]$ , Forgetting Time Costant =  $10^{10} [s]$ , il guadagno del controllore adattativo  $\Gamma = 1/25$ , e la matrice che pesa le misurazioni tra posizione e velocità della “sliding function”  $\gamma = 1.2 [1/s]$ . Il profilo di traiettoria utilizzato è il *minimum jerk* e il tempo per completare il tratto è stato impostato a  $10 [s]$  per tratto, per un totale di  $20 [s]$ . In fig.9.6 sono riportati le traiettorie registrate dall’End-Effector (da  $P_A$  a  $P_B$  e viceversa).

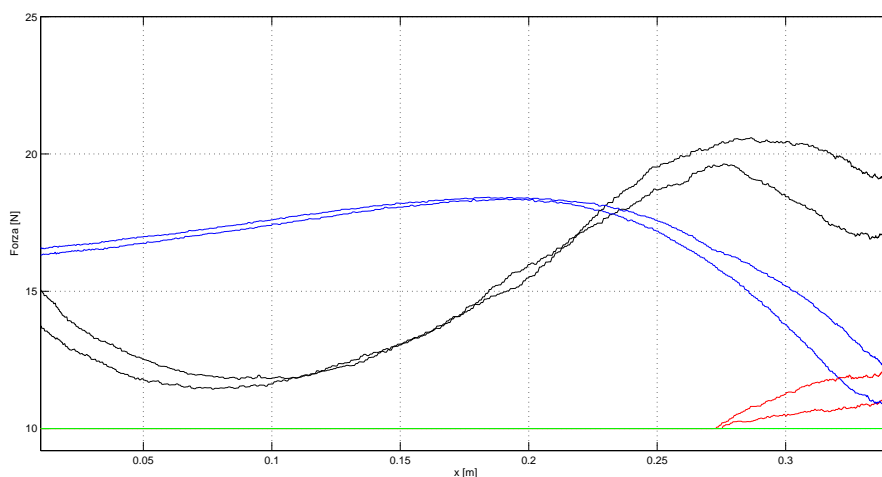


Figura 9.7: Tensioni applicate ai cavi

In fig.9.7 sono riportate le distribuzioni di forza applicate ai cavi per il tratto in esame. Data la struttura del sistema, gli attriti e l’elasticità dei cavi, la variazione della tensione nel cavo ( $\pm 0.01N$ ) è risultata impercettibile. In fig.9.8 è riportata la proiezione in X ed in fig.9.9 la proiezione in Y delle forze esercitate dal controllore e stimate all’End-Effector (linea blue - lettura filtrata dal monitor di corrente dei driver). come si può notare, l’operatore è generalmente in anticipo alla traiettoria pianificata, pertanto il controllore esercita una forza “frenante” all’End-Effector.

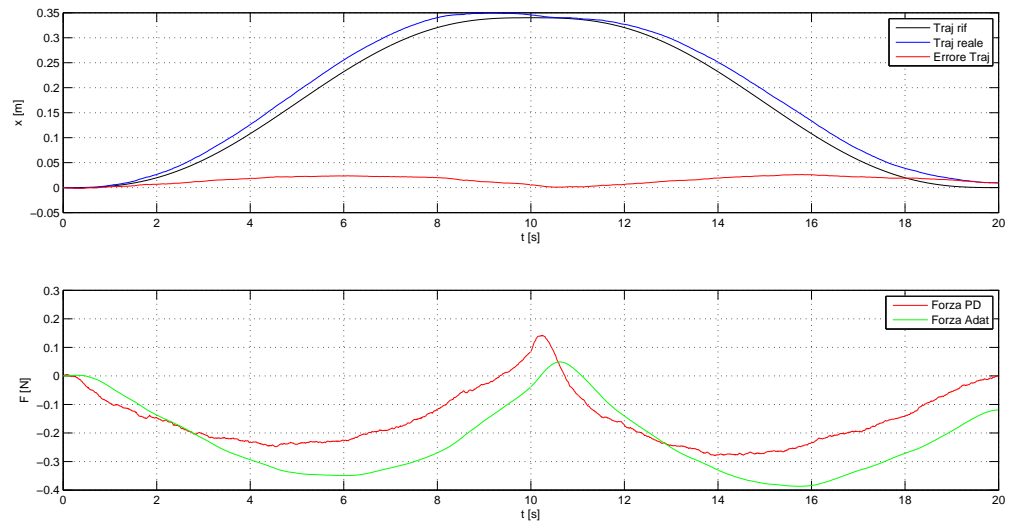


Figura 9.8: Proiezione forza del Controllore sull'asse X

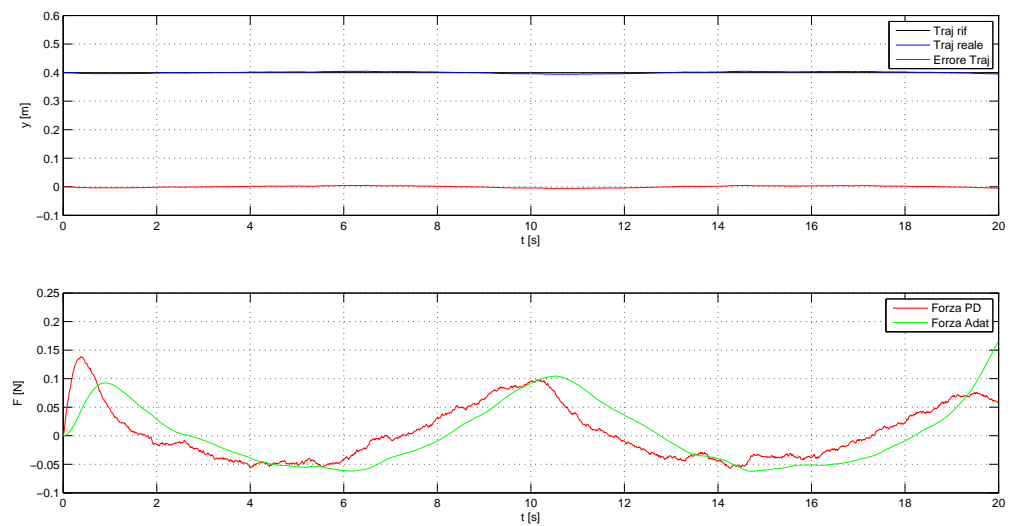


Figura 9.9: Proiezione forza del Controllore sull'asse Y



## Parte III

# Controllo Multi-feedback





# Capitolo 10

## Interfaccia con feedback sonoro

### 10.1 Modello di motor control multi-sensoriale

Per essere efficace ed efficiente, un sistema riabilitativo deve essere in grado di adattarsi ai diversi livelli di disabilità del paziente ed all'evoluzione del suo recupero. Deve fornire "assistance-as-needed", cioè, la minima assistenza possibile per stimolare la partecipazione attiva dal paziente all'azione.

Studiando il movimento (vedi cap.2) si può notare come i sistemi sensoriali siano di fondamentale importanza nel fornire le giuste informazioni sensoriali per stimolare il recupero. Un approccio multi-sensoriale può fornire maggiori effetti benefici, se ben strutturato. Si possono imporre input di diversa tipologia per sopperire eventuali danni ai diversi sistemi sensoriali. Come visto, in mancanza di visione la propriocezione può guidare il movimento o viceversa, nonostante le diverse situazioni non producano un output motorio equivalente. S'è osservato come diversi studi ipotizzano che le informazioni visive siano predominanti nel descrivere le caratteristiche spaziali nel movimento, mentre un'informazione propriocettiva sia legata alle caratteristiche di forza e fluidità. Il feedback sonoro si è dimostrato importante per l'esecuzione dei movimenti durante particolari task motori [39], incrementando la performance del Soggetto. Il ruolo esatto del feedback acustico allo stato dell'arte non è ancora stato ben definito, tuttavia un modello del sistema di controllo motorio che integri il feedback acustico oltre al feedback visivo e propriocettivo, può concretizzarsi in una estensione del modello proposto da Shadmehr[38] per il controllo motorio. Si propone qui a seguito, un modello che si basa sull'integrazione senso-motoria includendo anche il feedback acustico. Compiere un movimento implica, secondo il modello di Shadmehr, minimizzare nel tempo  $N$  un funzionale del tipo:

$$J = \sum_{t=1}^N [(\mathbf{y}^{(t)} - \mathbf{r})^T Q^{(t)} (\mathbf{y}^{(t)} - \mathbf{r}) + u^{(t)T} L u^{(t)}] \quad (10.1)$$

I vettori  $\mathbf{y}$  ed  $\mathbf{r}$  sono esprimibili come composizione di feedback sensoriali:

$$\begin{aligned}\mathbf{y}^{(t)} &= [y_v^{(t)}, y_p^{(t)}, y_a^{(t)}] \\ \mathbf{r} &= [r_v, r_p, r_a]\end{aligned}\quad (10.2)$$

in cui vi troviamo la componente visiva  $\mathbf{y}_v$ , una propriocettiva  $\mathbf{y}_p$  ed una acustica  $\mathbf{y}_a$ . La matrice  $\mathbf{Q}$  determina il peso relativo agli errori, intesi come differenza tra ciò che il soggetto *riesce a misurare* e ciò che *dovrebbe misurare* con i feedback sensoriali. Se pensiamo ad esempio, ad un soggetto cieco, il peso dovuto all'errore di feedback visivo avrà una componente altissima. Altra componente da minimizzare é rappresentata dal comando motorio  $\mathbf{u}$ , che cresce con forma quadratica con il tempo e la cui  $\mathbf{Q}$  ne determina i pesi parziali. Cosí definito nella (10.1) implica che per raggiungere un Target, verrà utilizzato il minimo comando motorio, ovvero il paziente eseguirá il movimento svolgendo il minore sforzo.

Possiamo definire il modello interno discretizzato del paziente (ad esempio il movimento del braccio) come :

$$\begin{aligned}\hat{x}^{(t+1|t)} &= \hat{A}\hat{x}^{(t|t)} + \hat{B}\hat{u}^{(t)} \\ \hat{y}^{(t)} &= \hat{H}\hat{x}^{(t)}\end{aligned}\quad (10.3)$$

con  $\hat{x}^{(t|t)}$  lo stato (ex.: cinematica del braccio) predetto fino al tempo  $t$  dato dai feedback fino al tempo  $t$ , con  $H$  la matrice che trasforma questi stati nel feedback atteso  $\hat{y}^{(t)}$ , e gli stati attesi  $\hat{x}^{(t+1|t)}$  ricavati dallo stato attuale e dal comando motorio all'istante  $t$ . La struttura del sistema si avvicina a quella di un filtro di Kalman. Tralasciando il modello stocastico del sistema (sistema con rumori additivi dipendenti dall'intensitá del comando motorio o dall'inadeguatezza dei feedback del Soggetto) un possibile comando motorio che minimizza la 10.1 é dato da:

$$\begin{aligned}u^{(t)} &= -G^{(t)}\hat{x}^{(t|t-1)} \\ &= -G_p^{(t)}\hat{x}_p^{(t|t-1)} - G_v^{(t)}\hat{x}_v^{(t|t-1)} - G_s^{(t)}\hat{x}_a^{(t|t-1)}\end{aligned}\quad (10.4)$$

Con  $G_p^{(t)}, G_v^{(t)}, G_s^{(t)}$  le matrici dei guadagni di feedback che relazionano gli stati attesi al comando motorio. La forza applicata dal robot quindi avrà il compito di stimolare  $\mathbf{u}$ , inducendo un aumento dello sforzo motorio modificando la formazione della stima dello stato nel modello interno.

La verifica sperimentale di questo modello é stata in parte svolta eseguendo delle sperimentazioni cliniche con persone sane e persone post-ictus presso Hewith Clinical Research Center dell'Universitá della California ad Irvine (USA). Lo scopo delle sperimentazioni, oltre ad investigare sull'esattezza del modello proposto, sono state rivolte ad investigare il ruolo del feedback sonoro durante l'esecuzione di un esercizio robotico assistito. In particolare sull'utilitá del feedback sonoro per aumentare le performance (riduzione del contributo di  $(\mathbf{y}^{(t)} - \mathbf{r})^T Q^{(t)} (\mathbf{y}^{(t)} - \mathbf{r})$ ) e nel contrastare eventuali distorsioni dovute al feedback visivo, per tale motivo é stato investigato il ruolo dei distrattori visivi che fanno parte dell'ambiente/zona adibita alla riabilitazione, sullo svolgimento della terapia robotica-assistita e del ruolo di un feedback acustico per ridurre tali effetti.

## 10.2 Interfaccia Robot/Paziente multifeedback

Le sperimentazioni cliniche[165] sono state eseguite presso il Clinical Research Center dell'Università della California Irvine utilizzando un esoscheletro ad attuazione pneumatica denominato Pneu-Wrex con il quale sono stati già eseguiti dei test clinici.

### 10.2.1 Pneu-wrex

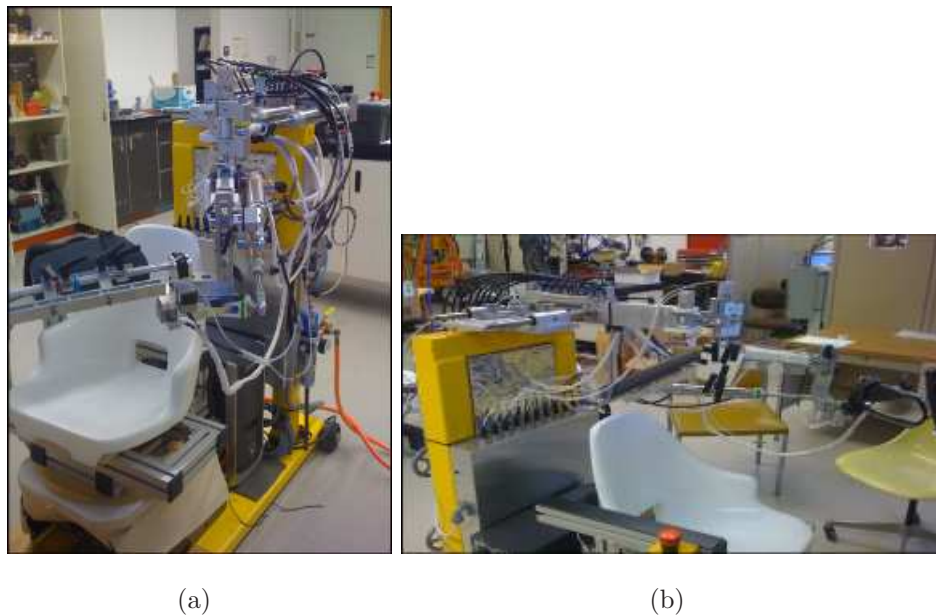


Figura 10.1: Pneu-Wrex al Hewitt Clinical Research Center - UCI

Il Pneu-wrex[166] è un esoscheletro ad attuazione pneumatica. Questa attuazione permette di generare considerevoli forze con un peso strutturale basso, inoltre, l'attuazione pneumatica permette di mantenere forze elevate senza spesa energetica del sistema. Il sistema di controllo non lineare realizzato a basso livello permette un'eccellente back-drivability ed un'ottimo controllo di posizione. Per quanto riguarda il controllo ad alto livello, nel Pneu-wrex è stato sviluppato un controllo adattativo di tipo assisted-as-needed descritto nei capitoli precedenti.

### 10.2.2 Interfaccia Utente

L'interfaccia robot-paziente(vedi fig.10.2) è stata sviluppata in Visual Basic .Net e OpenGL: consiste in uno schermo posto di fronte al paziente in cui vengono visualizzati i task motori richiesti, il task principale richiesto al Paziente consiste in un movimento sinistra-destra-sinistra della mano sinistra, la cui posizione dello schermo è rappresentata da un pallino di colore verde, con lo scopo di inseguire

un target visivo rappresentato nello schermo con un pallino rosso. Per simulare i “distrattori visivi di un ambiente clinico che interferiscono con l’attenzione del paziente durante l’esercizio riabilitativo, sono stati creati dei distrattori visivi visualizzati nello schermo durante alcuni task motori.

### Distrattori Visivi

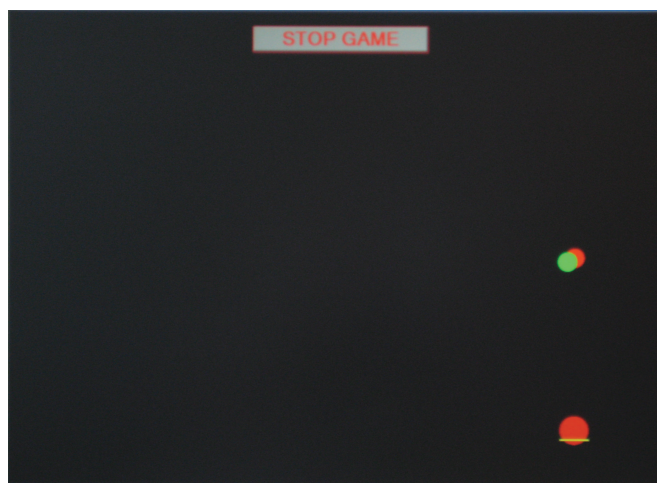


Figura 10.2: Interfaccia Utente per il tracking motorio

I distrattori visivi consistono in 8 simboli differenti formati da un pallino pieno e da un barra, generati in maniera casuale, il cui tempo di visualizzazione nello schermo é stato fissato a 2.5 [s], mentre la frequenza di visualizzazione e' stata posta casualmente tra i 2 ÷ 5 s. Le caratteristiche che determinano ogni simbolo consistono in tre elementi:

- Posizione nello schermo: angolo basso a sinistra o angolo basso a destra
- Colore del distrattore : rosso o verde
- Posizione della barra (colore giallo) rispetto al pallino: sopra o sotto

### Feedback Sonoro

Il feedback sonoro realizzato con le DirectSound3D delle librerie Microsoft DirectX9 é stato utilizzato per fornire al Paziente un feedback relativo all’errore di posizione tra il Target e la posizione dell’end-Effector. Il feedback sonoro consiste in un BIP con frequenza e volume audio costante e di durata breve (circa 0.15 s), la cui frequenza sonora (BIP al secondo) viene percepita dal Paziente dipendentemente dall’errore di posizione. All’aumentare dell’errore, la frequenza dei BIP per secondo aumenta. Inoltre tra la posizione del Target e la posizione della mano é stata creata una dead-zone in cui il feedback sonoro non viene attivato, al

fine di filtrare le piccole oscillazioni dovute al movimento naturale della mano. La disposizione delle casse acustiche a lato dello schermo e la differenziazione del canale audio usato (sinistro o destro), ha permesso di far percepire ai Soggetti un ulteriore feedback relativo alla posizione del target rispetto alla posizione della mano: l'uscita sonora indicava la posizione del Target rispetto alla posizione della mano.

## 10.3 Progettazione degli esperimenti

Le ipotesi da verificare con le sperimentazioni cliniche sono le seguenti:

- Verificare che i disturbi nell'ambiente ospedaliero distraggono il paziente (riduzione dell'attenzione) nell'eseguire correttamente un task motorio (aumento errore cinematico).
- Verificare che un feedback acustico, opportunamente sviluppato possa aiutare il paziente ad aumentare l'attenzione nell'esecuzione del movimento, aumentando la performance (riduzione errore cinematico e riduzione assistenza del robot)
- Verificare che in presenza dei distrattori dell'attenzione un feedback acustico ne controbilanci gli effetti.

### 10.3.1 Task motori richiesti ai Soggetti

Per verificare le ipotesi, sono stati progettati 5 task motori che hanno come obiettivo principale l'inseguimento del target ma con le seguenti varianti:

- Task A: Assenza dei distrattori e del feedback sonoro
- Task B: Presenza dei distrattori
- Task C: Presenza dei distrattori e del feedback sonoro
- Task D: Presenza del solo feedback sonoro
- Task E: Presenza dei distrattori - massima assistenza del robot

Il task E differisce dai precedenti task perché il paziente durante l'esecuzione dell'esercizio, rimane in posizione completamente rilassata svolgendo l'esercizio in maniera totalmente passiva, così permettendo di calcolare il contributo massimo di forza del robot durante l'esercizio robotico-assistito. Prima dell'inizio del test vero e proprio è stato eseguito un task di riscaldamento per imparare il movimento da eseguire con il robot. Per riuscire a misurare l'attenzione del Soggetto nei Task B, C, E è stato richiesto ai Soggetti di cliccare il pulsante di un mouse (posto nella mano destra) qualora durante l'esecuzione del task, apparissero nello schermo due particolari distrattori, definiti distrattori goal, scelti tra il gruppo degli 8 simboli.

### 10.3.2 Parametri di misurazione

La sperimentazione é stata svolta in due parti. Per entrambe le parti, i Task sono stati eseguiti in maniera casuale, cosí da eliminare effetti di apprendimento del Task dovuto alla sequenza di esecuzione. Le misurazioni effettuate per ogni singolo Task hanno compreso i seguenti parametri:

- Posizione End-Effector ( $Pe_x, Pe_y, Pe_z$ )
- Posizione Target ( $P_x, P_y, P_z$ )
- Velocitá End-Effector ( $Ve_x, Ve_y, Ve_z$ )
- Velocitá Target ( $V_x, V_y, V_z$ )
- Forza Robot ( $F_x, F_y, F_z$ )

In riferimento al tipo di movimento sono state analizzati solamente i parametri dei piani relativi XZ. Le misurazioni dell'errore di posizione nel piano X sono state pesate con il segno della velocitá come segue:

$$\text{Pos}_{\text{error}} = (P_x - Pe_x) * \text{sign}(V_x) \quad (10.5)$$

$$\text{Force}_x = F_x * \text{sign}(V_x) \quad (10.6)$$

con  $Pe_x$  la posizione effettiva della mano e con  $P_x$  la posizione del Target.

Il peso dell'errore di posizione e la forza esercitata dal robot con il segno delle velocitá ci permette di capire quando il Soggetto risulta in anticipo o in ritardo rispetto al Target e quando effettivamente partecipa attivamente nel movimento (se il Soggetto risulta in anticipo, il robot esercita una forza resistente al movimento).

Possiamo definire due tipi di errore:

- **Lead Error:** é l'errore di inseguimento quando la posizione della mano del soggetto é in anticipo alla posizione del Target.
- **Lag Error:** é l'errore di inseguimento quando la posizione della mano del soggetto é in ritardo rispetto alla posizione del Target.

I dati di ogni Soggetto sono stati mediati e rapportati al valore medio del Task E di ogni paziente. Le analisi statistiche sono state effettuate tramite il Wilcoxon t-test non-parametrico, confrontando le performance tra i vari Task di ogni singolo Soggetto.

## 10.4 Sperimentazione Clinica

### 10.4.1 Soggetti Sani

Nella prima fase sono stati svolti test clinici con 11 Soggetti sani (età tra i 20 ÷ 42 anni con un 80% età inferiore ai 30 anni, 82% uomini, caucasici, destrorsi, di cui un soggetto outliers) portando ai seguenti risultati:

#### Lead Error

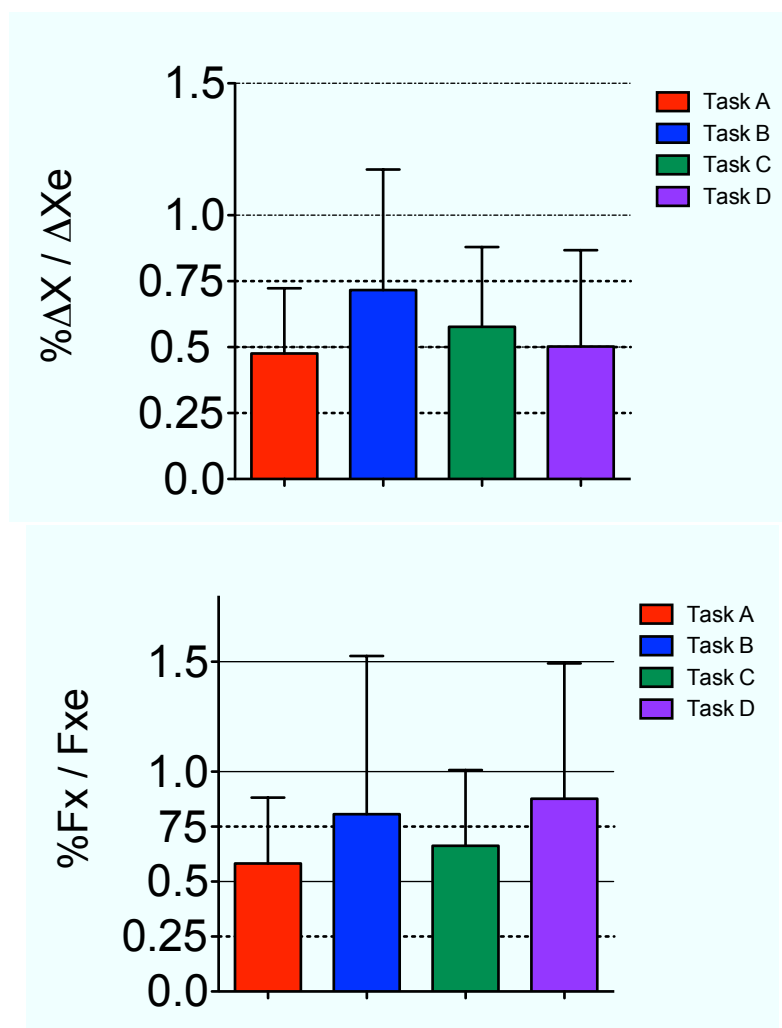


Figura 10.3: Errore medio e forza in anticipo sul piano X: **Task A**: terapia tradizionale, **Task B**: presenza di distrattori, **Task C**: presenza di distrattori e di feedback audio, **Task D**: presenza del solo feedback audio

La fig.10.3 evidenzia il Lead error per i vari task motori. Come si può osservare, la presenza del distrattore visivo (Task B) comporta un aumento percentuale

dell'errore di posizione ( $P_{value} < 0.05$ ) rispetto al tracking normale (Task A), mentre l'introduzione del feedback acustico (Task C), ha la tendenza a ridurre l'effetto del distrattore ma non in maniera significativa ( $P = 0.062$ ). Per quanto riguarda l'utilizzo del feedback acustico in assenza di distrattori (Task D), non comporta nessun tipo di miglioramento nella performance d'esecuzione ( $P_{value} > 0.05$ ). Per quanto riguarda l'andamento della forza di assistenza robotica, non ci sono dati statisticamente significativi.

### Lag Error

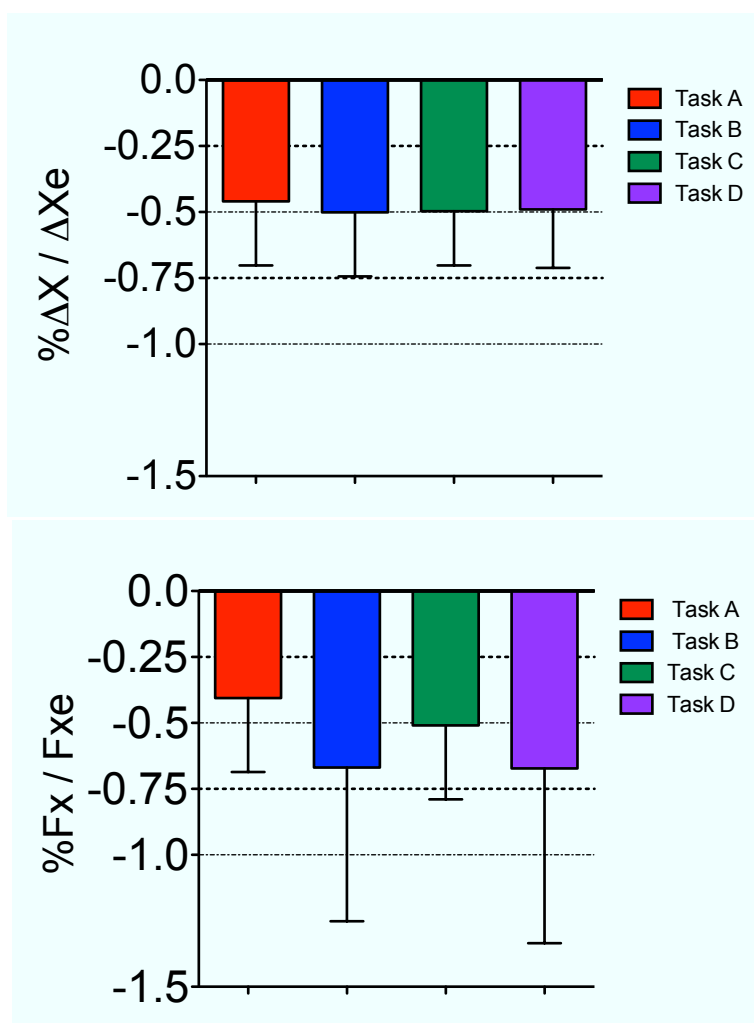


Figura 10.4: Lag Position e Force Error: **Task A**: terapia tradizionale, **Task B**: presenza di distrattori, **Task C**: presenza di distrattori e di feedback audio, **Task D**: presenza del solo feedback audio

I dati relativi al Lag Error per la posizione e la forza non hanno portato a dati statisticamente significativi.



### 10.4.2 Pazienti Post-Ictus

Nella seconda fase sono state svolte delle sperimentazioni cliniche con soggetti post-ictus (età media  $56.35 \pm 12.33$ , uomini 57.14%, razza caucasica 78.6% e asiatica 21.4%). Contrariamente ai soggetti sani, sono stati considerati le misurazioni relative al piano Z (sollevamento della spalla) poiché è generalmente il primo muscolo che viene riabilitato in fase post-ictus e perché nei pazienti, vi è generalmente la presenza di un'alta variabilità nel movimento di estensione del braccio, dovuto alla residua spasticità data dall'ischemia (piano X). Le analisi

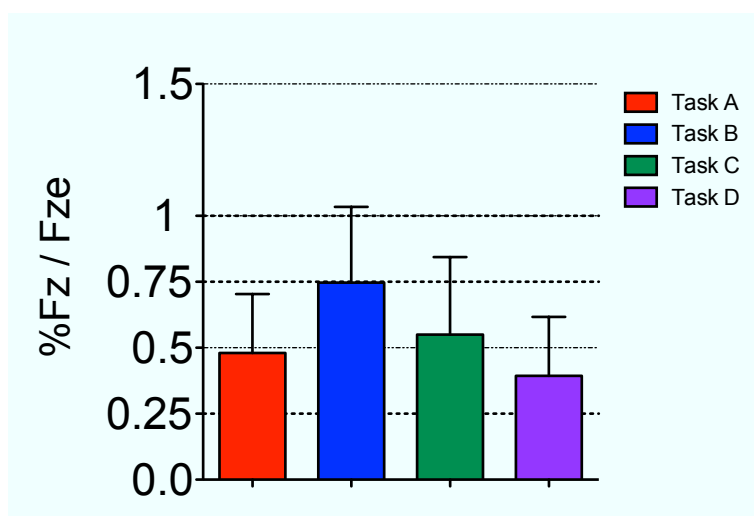


Figura 10.5: Forza media in Z con deviazione standard: **Task A**: terapia tradizionale, **Task B**: presenza di distrattori, **Task C**: presenza di distrattori e di feedback audio, **Task D**: presenza del solo feedback audio

Task	Media %	Dev Std.
A	0.4806	0.2234
B	0.7468	0.2870
C	0.5502	0.2933
D	0.3938	0.2231

Tabella 10.1: Valori medi e dev.std per i Task relativi alla Forza media in Z

si statistiche hanno portato ai seguenti risultati: si può osservare dalla fig.10.5 l'andamento della performance dei task motori che evidenzia un netto aumento ( $P_{value} \ll 0.05$ ) della forza fornita dal robot durante l'esecuzione del Task B (presenza di distrattori) rispetto al Task A che rappresenta il normale movimento dell'arto nella terapia tradizionale robot-assistita. Sempre dal grafico si

puó osservare che nel Task con presenza di distrattore e feedback audio (Task C), quest'ultimo riesce a limitare in maniera significativa l'effetto del distrattore sulla performance ( $P_{value} < 0.05$ ). Ultima osservazione é l'effetto del feedback acustico in relazione al movimento dell'arto nella terapia robotica-assistita: in presenza di feedback acustico, la performance del Paziente é migliore in maniera statisticamente significativa ( $P_{value} < 0.05$ ) rispetto alla terapia tradizionale (Task A). In fig.10.6 sono presentati gli errori relativi ai task motori. Come evidenziato

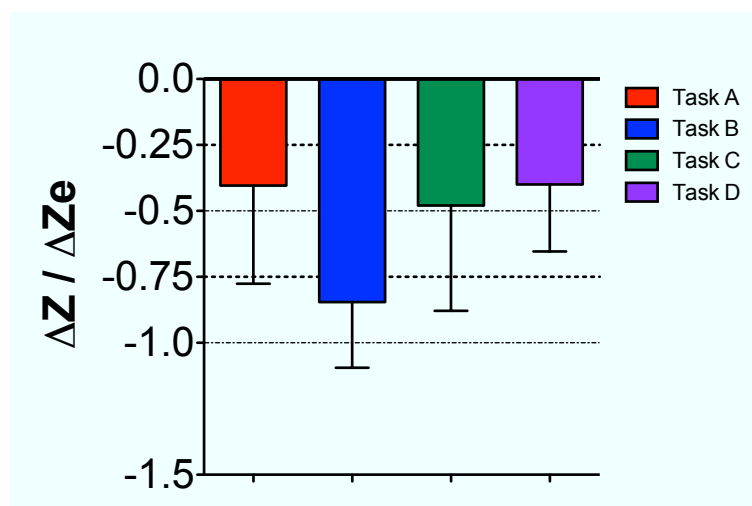


Figura 10.6: Errore di posizione nel piano Z: **Task A**: terapia tradizionale, **Task B**: presenza di distrattori, **Task C**: presenza di distrattori e di feedback audio, **Task D**: presenza del solo feedback audio

dal grafico, il distrattore visivo provoca un incremento dell'errore di traiettoria rispetto alla terapia robotica tradizionale ( $P_{value} \ll 0.5$ ), mentre il feedback sonoro nel task con presenza di distrattore (Task C) lo decrementa in maniera statisticamente significativa ( $P_{value} \ll 0.5$ ). Non é statisticamente rilevante la differenza dell'errore cinematico tra la terapia tradizionale e la terapia con il solo feedback sonoro (Task A vs. Task D). Nella tabella a seguire sono riportate le medie e deviazioni standard dell'esperimento:

Task	Media %	Dev Std.
A	-0.4038	0.3725
B	-0.8459	0.2489
C	-0.4795	0.3995
D	-0.3997	0.2535

Tabella 10.2: Valori medi e dev.std per i Task relativi alla Forza media in Z:  
**Task A:** terapia tradizionale, **Task B:** presenza di distrattori, **Task C:** presenza di distrattori e di feedback audio, **Task D:** presenza del solo feedback audio

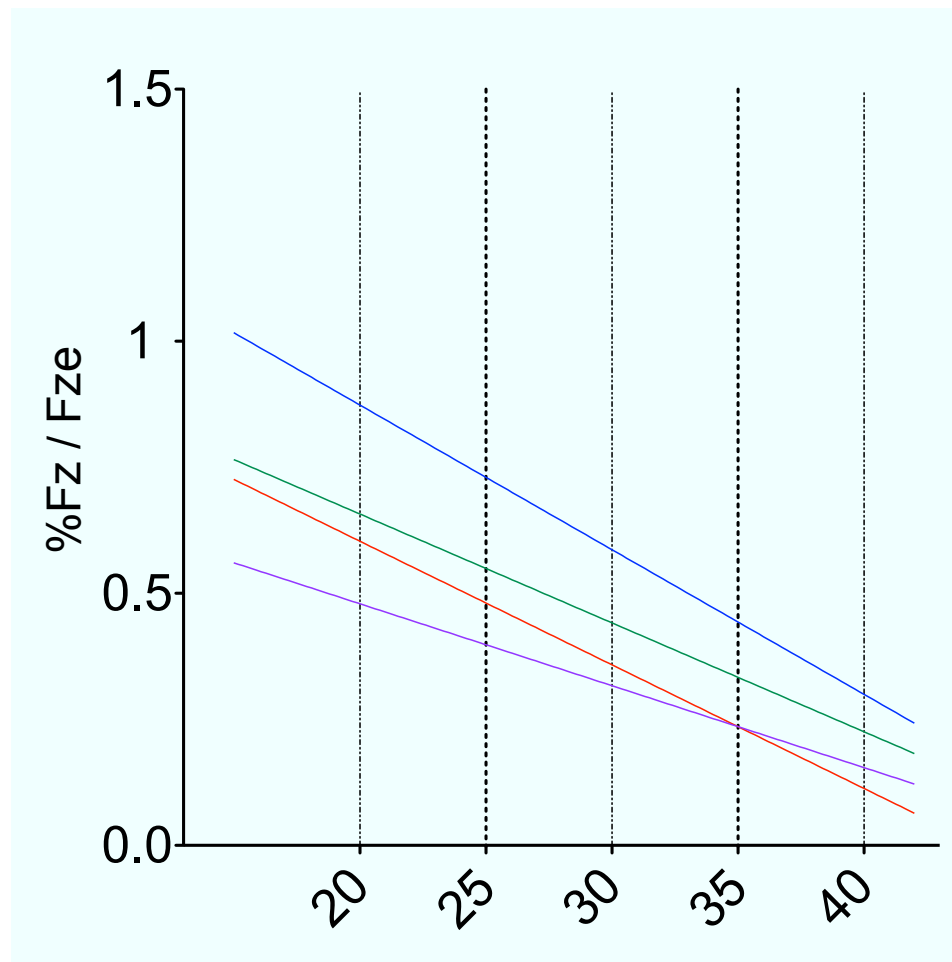


Figura 10.7: Relazione della Performance con punteggio Fugl-Meyer

Sono stati inoltre effettuati dei test con un gruppo di controllo (età media  $52.33 \pm 5.23$ , uomini 60%, razza caucasica 100%) per riuscire a verificare se la

variazione delle performance dei task fosse dipendente dall'età oppure dipendente dallo stato post-ictale. Inoltre, il test è stato svolto per verificare l'effetto del distrattore e del feedback acustico nelle performance in relazione allo score Fugl-Meyer dei pazienti.

Ad ogni paziente stroke è stata valutato lo score Fugl-Meyer a cui è stato sottratto il punteggio relativo al movimento del polso e della mano (max score 42pt), poiché il movimento richiesto comprendeva solamente un'estensione del braccio e non un task di "grasping". Il gruppo sperimentale dei Pazienti ha ottenuto un punteggio Fugl-Meyer pari a  $25.46 \pm 4.9$  pt., mentre il gruppo di controllo è stato assegnato un punteggio di 42 pt..

La fig.10.7 evidenzia come l'errore di performance ricade su tutta la scala FG (Spearman correlation  $r = -0.5167$   $P_{value} \ll 0.05$ ) e come il feedback sonoro sia in grado di controbilanciare l'effetto del distrattore (Spearman correlation  $r = -0.5081$   $P_{value} < 0.05$ ). Allo stesso tempo, dal grafico si può evidenziare che il solo feedback acustico aumenta la performance in maniera significativa (Spearman correlation  $r = -0.5884$   $P_{value} \ll 0.5$ ) rispetto alla terapia robotica assistita tradizionale (Spearman correlation  $r = -0.6848$   $P_{value} < 0.05$ ) per valori di fugl-Meyer inferiori a 35. Quindi per pazienti con maggiore disabilità motoria il feedback acustico risulta un ottimo aiuto.

# Conclusioni

Il lavoro svolto ha riguardato lo studio di nuove linee guida per lo sviluppo di nuovi controlli che aumentano l'interazione tra robot e paziente post-ictus aumentando così lo stimolo neuronale al fine del recupero motorio. Le nuove tipologie di controllo si sono concretizzate nella progettazione di una nuova macchina per la riabilitazione dell'arto superiore per pazienti post-ictus in fase cronica, chiamata SOPHIA 4: **String Operated Planar Haptic Interface** for robot Arm rehabilitation. Il prototipo realizzato è stato progettato per lo svolgimento degli esercizi fisioterapici in sede domestica, pertanto uno degli aspetti fondamentali è stata l'economicità realizzativa del robot. Il lavoro svolto ha riguardato la progettazione del layout ottimale per l'interfaccia, gli algoritmi per il controllo a basso livello (distribuzione tensione ai cavi) e per il controllo ad alto livello (forza da applicare all'End-Effector), concludendo con la realizzazione del software di interfacciamento con il controllore del robot. Parte integrante del lavoro di Tesi, ha riguardato lo studio di nuove linee guida per la realizzazione di controlli per aumentare l'interazione tra il robot ed il paziente. A tale scopo, è stato introdotto un ipotetico modello computazionale di motor control che include, rispetto ai modelli presenti in letteratura, una componente relativa al feedback sonoro. Al fine di investigare sulla veridicità del modello, è stata svolta una prima analisi sul ruolo del feedback acustico durante l'esecuzione di un esercizio robotico-assistito, focalizzando in particolare l'analisi sulla componente fondamentale per lo stimolo neuronale: l'attenzione. Per verificare l'ipotesi che un sistema multi-feedback possa incrementare l'attenzione del Paziente, sono stati svolti degli esperimenti clinici con Soggetti sani e post-ictus presso lo Hewitt Clinical Research Center dell'Università della California ad Irvine (USA), utilizzando un esoscheletro ad attuazione pneumatica il Pneu-Wrex, già precedentemente utilizzato per altre sperimentazioni cliniche. I risultati dei test clinici hanno confermato le ipotesi iniziali: un'interfaccia multifeedback che includa una componente sonora e fornisce un feedback relativo all'esecuzione del movimento (es.: errore cinematico), aiuta a migliorare le performance di esecuzione anche in presenza di distrattori visivi, che generalmente sono presenti nell'ambiente dove hanno sede le terapie robotico-assistite, migliorando pertanto l'attenzione del Paziente in sede riabilitativa. Alla luce dei risultati ottenuti, il passo successivo sarà realizzare dei test clinici con la macchina planare S.O.P.H.I.A. 4, al fine di confutare i dati ottenuti con il Pneu-Wrex. Un ulteriore passo sarà realizzare un'interfaccia multifeedback

piú complessa che riesca a fornire al Paziente un feedback relativo alla dinamica di esecuzione dell'esercizio (es.: feedback relativo alla velocità). Passo finale sarà realizzare un modello computazionale verosimile di motor control relativo ai pazienti post-Ictus, per ottimizzare al meglio i controlli per l'interazione tra Paziente e robot.

# Bibliografia

- [1] W Rosamond, K Flegal, et al. Heart disease and stroke statistics-2007 update: A report from the american heart association statistics committee and stroke statistics subcommittee. *Circulation*, 115:69–171, 2007.
- [2] T. Truelsena, M. Ekmanb, and G. Boysena. Cost of stroke in europe. *European Journal of Neurology*, 12:78–84, 2005.
- [3] R J Nudo. Postinfarct cortical plasticity and behavioral recovery. *Stroke*, 38(2):840–845, 2007.
- [4] H. Feys, W. De Weerd, et al. Effect of a therapeutic intervention for the hemiplegic upper limb in the acute phase after stroke: a single-blind, randomized, controlled multicenter trial. *Stroke*, 29:785–792, 1998.
- [5] H. Feys, W. De Weerd, et al. Early and repetitive stimulation of the arm can substantially improve the long-term outcome after stroke: a 5-year follow-up study of a randomized trial. *Stroke*, 35:924–929, 2004.
- [6] G. Kwakkel, R. Van Peppen, et al. Effects of augmented exercise therapy time after stroke: A meta-analysis. *Stroke*, 35:2529–2539, 2004.
- [7] G Kwakkel, R C Wagenaar, J W Twisk, G J Lankhorst, and J C Koe-tsier. Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral-artery stroke: a randomised trial. *Lancet*, 354:191–196, 1999.
- [8] S. L. Wolf, C. J. Winstein, et al. Effect of constraint-induced movement therapy on upper extremity function 3 to 9 months after stroke: the excite randomized clinical trial. *JAMA*, 296:2095–2104, 2006.
- [9] N. N. Byl, E. A. Pitsch, and G. M. Abrams. Functional outcomes can vary by dose: learning-based sensorimotor training for patients stable post-stroke. *Neurorehabil. Neural Repair*, 22:494–504, 2008.
- [10] K. J. Ottenbacher, P. M. Smith, S. B. Illig, R. T. Linn, G. V. Ostir, and C. V. Granger. Trends in length of stay, living setting, functional outcome, and mortality following medical rehabilitation. *JAMA*, 292:1687–1695, 2004.

- 
- [11] S. M. Schmidt, L. Guo, and S. J. Scheer. Changes in the status of hospitalized stroke patients since inception of the prospective payment system in 1983. *Arch Phys Med Rehabil*, 83:894–898, 2002.
- [12] R. K. Bode, A. W. Heinemann, P. Semik, and T. Mallinson. Relative importance of rehabilitation therapy characteristics on functional outcomes for persons with stroke. *Stroke*, 35:2537–2542, 2004.
- [13] A. Turton and C. Fraser. The use of home therapy programmes for improving recovery of the upper limb following stroke. *British Journal of Occupational Therapy*, 53:457–462, 1990.
- [14] E. M. Sluijs, G. J. Kok, and J. Van Der Zee. Correlates of exercise compliance in physical therapy. *Phys. Ther.*, 73:771–82, 1993.
- [15] C. Y. Chen, P. S. Neufeld, C. A. Feely, and C. S. Skinner. Factors influencing compliance with home exercise programs among patients with upper-extremity impairment. *Am. J. Occup. Ther.*, 53:171–180, 1999.
- [16] B. R. Brewer, S. K. McDowell, and L. C. Worthen-Chaudhari. Post-stroke upper extremity rehabilitation: a review of robotic systems and clinical results. *Top. Stroke Rehabil.*, 14:22–44, 2007.
- [17] S. Masiero, E. Carraro, P. Gallina, A. Rossi, and G. Rosati. Upper limb rehabilitation robotics after stroke: a perspective from the university of padua, italy. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(12):981, 2009.
- [18] D. J. Reinkensmeyer, J. L. Emken, and S. C. Cramer. Post-stroke upper extremity rehabilitation: a review of robotic systems and clinical results. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 6:497–525, 2004.
- [19] R. Riener, T. Nef, and G. Colombo. Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43:2–10, 2005.
- [20] S. Hesse, H. Schmidt, and C. Werner. Machines to support motor rehabilitation after stroke: 10 years of experience in berlin. *J. Rehabil. Res. Dev.*, 43:671–678, 2006.
- [21] Gert Kwakkel, Boudewijn J Kollen, and Hermano I Krebs. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: A systematic review. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22:111–121, 2007.
- [22] H. Krebs. Robot-mediated movement therapy: a tool for training and evaluation. In *Proceedings of the European Symposium on Technical Aids for Rehabilitation - TAR 2007*, Technical University of Berlin, January 25-26 2007.



- [23] L. Marchal-Crespo and D. J. Reinkensmeyer. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *J Neur Eng Reh*, 2008.
- [24] J Mehrholz, T Platz T, J Kugler, and M Pohl. Electromechanical and robot-assisted arm training for improving arm function and activities of daily living after stroke (review). *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (4), 2008.
- [25] M L Aisen, H I Krebs, N Hogan, F McDowell, and B Volpe. The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke. *Archives of Neurology*, 54:443–446, 1997.
- [26] B. Volpe, H. Krebs, N. Hogan, L. Edelsteinn, C. Diels, and M. Aisen. Robot training enhanced motor outcome in patients with stroke maintained over 3 years. *Neurology*, 53:1874–6, 1999.
- [27] H. Krebs, J. Palazzolo, et al. Rehabilitation robotics: performance-based progressive robot-assisted therapy. *Auto. Rob.*, 15:7–20, 2003.
- [28] Eric T Wolbrecht, Vicki Chan, David J Reinkensmeyer, and James E Bobrow. Optimizing compliant, model-based robotic assistance to promote neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2008. in press.
- [29] J. L. Emken, R. Benitez, A. Sideris, J. E. Bobrow, and D. J. Reinkensmeyer. Motor adaptation as a greedy optimization of error and effort. *J. Neurophysiol.*, 97:3997–4006, 2007.
- [30] David J Reinkensmeyer, Jose A Galvez, Laura Marchal, Eric T Wolbrecht, and James E. Bobrow. Some key problems for robot-assisted movement therapy research: a perspective from the University of California. In *Proceedings of the IEEE 10th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics ICORR2007*, pages 1009–1015, Noordwijk, The Netherlands, June 2007.
- [31] R J Nudo, B M Wise, F Sifuentes, and G W Milliken. Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. *Science*, 272:1791–1794, 1996.
- [32] J Liepert, H Blauder, W Miltner, E Taub, and C Weiller. Treatment-induced cortical reorganizzation after stroke in humans stroke. *Stroke*, 31:1210–1216, 2000.
- [33] K A Thoroughman and R Shadmehr. Learning of action through adaptive combination of motor primitives. *Nature*, 407:742–7, 2000.
- [34] J L Emken and D J Reinkensmeyer. Robot-enhanced motor learning: accelerating internal model formation during locomotion by transient dynamic

- amplification. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13, 2005.
- [35] R. A. Schmidt and T. D. Lee. *Motor control and Learning: A behavioral Emphasis*. Human Kinetics Publishers, Champaign, IL, USA, 2005.
- [36] D. W. Franklin, E. Burdet, et al. Cns learns stable, accurate, and efficient movements using a simple algorithm. *Journal of Neuroscience*, 28(44):11165–73, 2008.
- [37] E. Todorov and M. I. Jordan. Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nat Neuroscience*, 5:1226–35, 2002.
- [38] R Shadmehr and J W Krakauer. A computational neuroanatomy for motor control. *Experimental Brain Research*, 185:359–381, 2008.
- [39] M. Rath and D. Rocchesso. Continuous sonic feedback from a rolling ball. *IEEE Transactions on Multimedia*, 12(2):60–69, 2005.
- [40] AA.VV. Ictus cerebrale: linee guida italiane di prevenzione e trattamento. In *SPREAD - Stroke Prevention And Educational Awareness Diffusionn*, 2007.
- [41] American Heart Association. American heart association - heart disease and stroke statistics. 2008.
- [42] ILSA. Stroke in an elderly population: Incidence and impact on survival and daily function; the italian longitudinal study on aging. *Journal of stroke and cerebrovascular diseases*, 16:141–150, 2003.
- [43] <http://www.istat.it>.
- [44] V Hachinski. Stroke: The next 30 years. *Stroke*, 33:1–4, 2002.
- [45] C Warlow, C Sudlow, M Dennis, J Wardlaw, and P Sandercock. Stroke. *Lancet*, 362:1211–1224, 2003.
- [46] J Mackay, G A Mensah, S Mendis, and K Greenlund. *The Atlas of Heart Disease and Stroke*. World Health Organization, 2004.
- [47] <http://stroke.ahajournals.org>.
- [48] Linee-guida del ministro della sanità per le attività di riabilitazione. *Gazzetta Ufficiale*, 124, 30 maggio 1998.
- [49] Royal college of physicians guidelines of stroke. *National Health Service*, 2002.

- [50] M M Merzenich, J H Kass, J T Wall, R J Nelson, M Sur, and D J Felleman. Topographic reorganization of somatosensory cortical areas 3b and 1 in adult monkeys following restricted deafferentation. *Journal of Neuroscience*, 8:33–55, 1983.
- [51] M M Merzenich, J H Kass, J T Wall, R J Nelson, and D J Felleman. Progression of change following median nerve section in the cortical representation of the hand in the areas 3b and 1 in adult owl and squirrel monkeys. *Journal of Neuroscience*, 10:639–665, 1983.
- [52] M M Merzenich, R J Nelson, M P Stryker, M S Cynader, A Schoppmann, and J M Zook. Somatosensory cortical map changes following digit amputation in adult monkeys. *The Journal of Comparative Neurology*, 224:591–605, 1984.
- [53] S Giaquinto. *La riabilitazione dell'ictus cerebrale*. Marrapese Editore, 1991.
- [54] R P Stroemer, T A Kent, and C E Hulsebosch. Neocortical neural sprouting, synaptogenesis, and behavioral recovery after neocortical infarction in rats. *Stroke*, 26:2135–43, 1995.
- [55] C W Cotman and N C Berchtold. Plasticity and growth factors in injury response. *Mental Retardation and Developmental Disabilities Research Reviews*, 4:223–230, 1998.
- [56] R G Lee and P vanDonkelaar. Mechanism underlying functional recovery following stroke. *Canadian Journal of Neurological Sciences*, 22:257–63, 1995.
- [57] R J Seitz, Y Huang, U Knorr, L Tellmann, H Herzog, and H J Freund. Large-scale plasticity of the human motor cortex. *NeuroReport*, 6:742–744, 1995.
- [58] A Feydy, R Carlier, A Roby-Brami, B Bussel, F Cazalis, L Pierot, Y Burnod, and M A maier. Longitudinal study of motor recovery after stroke: recruitment and focusing of brain activation. *Stroke*, 33:1610–1617, 2002.
- [59] V S Ramachandran, D R Ramachandran, and M Stewart. Percentual correlates of massive cortical reorganization. *Science*, 258:1159–1160, 1992.
- [60] A Roby-Brami, A Feydy, M Combeaud, V Biryukova, B Bussel, and F Levin. Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients. *Acta Neurologica Scandinavica*, 107:369–381, 2003.
- [61] K M Friel and R J Nudo. Recovery of motor function after focal cortical injury in primates: compensatory movement patterns used during rehabilitative training. *Somatosensory and Motor Research*, 15:173–89, 1998.

- [62] E Taub and S Wolf. Constraint induced movement techniques to facilitate upper extremity use in stroke patients. *Top Stroke Rehabilitation*, 4:38–61, 1997.
- [63] H I Krebs, N Hogan, M L Aisen, and B T Volpe. Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(1):75–87, 1998.
- [64] G B Prange, M J A Jannink, C G M Grootuis, H J Hermens, and M J IJzerman. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43:171–184, 2006.
- [65] D J Reinkensmeyer, J A Galvez, L Marchal, E T Wolbrecht, and J E Bobrow. Some key problems for robot-assisted movement therapy research: a perspective from the university of california at irvine. In *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, 12-15 June 2007.
- [66] L E Kahn, M L Zygmant, W Z Rymer, and D J Reinkensmeyer. Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3:1–12, 2006.
- [67] R A Scheidt, J B Dingwell, and F A Mussa-Ivaldi. Learning to move amid uncertainty. *Journal of Neurophysiology*, 86:971–85, 2001.
- [68] P M Fitts. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47(6):381–391, 1954.
- [69] F Lacquaniti, C Terzuolo, and P Viviani. The law relating kinematic and figural aspects of drawing movements. *Acta Psychologica*, 54, 1983.
- [70] P Morasso. Spatial control of arm movements. *Experimental Brain Research*, 42:223–227, 1981.
- [71] L Dipietro, H I Krebs, S E Fasoli, B T Volpe, and Hogan. Submovement changes characterize generalization of motor recovery after stroke. *Cortex*, 2008.
- [72] C M Harris and D M Wolpert. Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, 394:780–784, 1998.
- [73] C S Sherrington. *The Integrative Action of the Nervous System*. Cambridge, 1906.
- [74] C J Winstein. *Motor learning considerations in stroke rehabilitation*. Year Book Medical Publishers, Chicago, IL, 1987.

- [75] R A Schmidt and C Wrisberg. *Motor Learning and Performance: A Problem-Based Learning Approach*. Human Kinetics, 2000.
- [76] M Björklund. *Effects of repetitive work on proprioception and of stretching on sensory mechanisms: Implications for work-related neuromuscular disorders*. Doctoral thesis, Umeå University, Faculty of Medicine, 2004.
- [77] Winstein. Knowledge of results and motor learning: implications for physical therapy. *Nature*, 71:140–149, 1991.
- [78] J Bluteau, S Coquillart, Y Payan, and E Gentaz. Haptic guidance improves the visuo-manual tracking of trajectories. *PLoS ONE*, 3, 2008.
- [79] G Srimathveeravalli and K Thenkurussi. Motor skill training assistance using haptic attributes. In *Proceedings of IEEE WorldHaptics*, Pisa, Italy, 2005.
- [80] J W Krakauer, M Ghilardi, and C Ghez. Independent learning of internal models for kinematic and kynematic control of reaching. *Nature Neuroscience*, 2:1026–1031, 1999.
- [81] V S Chib, M A Krutky, K M Lynch, and F.A. Mussa-Ivaldi. Nervous system independently controls motion and force. *letter*.
- [82] D Morris, H Tan, F Barbagli, T Chang, and K Salisbury. Haptic feedback enhances force skill learning. *Experimental Brain Research*, 186:23–37, 2008.
- [83] B R Brewer, R Kklatzky, and Y Mmatsuoka. Visual feedback distortion in a robotic environment for hand rehabilitation. *Brain research bulletin*, 75:804–813, 2008.
- [84] D Feygin, M Keehner, and F Tendick. Haptic guidance: experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill. In *Proceedings of 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, Orlando, Florida, 24-25 March 2002.
- [85] J Adams, D Gopher, and G Lintern. Effects of visual and proprioceptive feedback on motor learning. *Journal of Motor Behavior*, 9:11–22, 1977.
- [86] K J Kuchenbecker, N Gurari, and A M Okamura. Effects of visual and proprioceptive motion feedback on human control of targeted movement. In *Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, une 12-15 2007.
- [87] J Liu, S C Cramer, and D J Reinkensmeyer. Learning to perform a new movement with robotic assistance: comparison of haptic guidance and visual demonstration. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3, 2006.

- 
- [88] R A Scheidt and T Stoeckmann. Reach adaptation and final position control amid environmental uncertainty after stroke. *Journal of Neurophysiology*, 97:2824–2836, 2007.
- [89] R A Scheidt, M A Conditt, E L Secco, and F Mussa-Ivaldi. Interaction of visual and proprioceptive feedback during adaptation of human reaching movements. *Journal of Neurophysiology*, 93:3200–3213, 2005.
- [90] D W Franklin, U So, E Burdet, and M Kawato. Visual feedback is not necessary for the learning of novel dynamics. *PLoS ONE*, 2, 2007.
- [91] R J vanBeers, A C Sittig, and J J D vanDerGon. Integration of proprioceptive and visual position-information: An experimentally supported model. *Journal of Neurophysiology*, 81:1355–1364, March 1999.
- [92] S J Sober and P N Sabes. Multisensory integration during motor planning. *Journal of Neuroscience*, 23:6982–6992, 2003.
- [93] R L Sainburg, J E Lateiner, M L Latash, and B L Bagesteiro. Effects of altering initial position on movement direction and extent. *Journal of Neurophysiology*, 89:401–415, 2003.
- [94] S J Goodbody and D M Wolpert. The effect of visuomotor displacements on arm movement paths. *Experimental Brain Research*, 127:213–223, 1999.
- [95] J Tang, J L Contreras-Vidal, and C R Carignan. Comparison of neuromotor adaptation under kinematic and dynamic distortions. In *Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, June 12-15 2007.
- [96] R A Schmidt. *Motor Control and Learning: a behavioural emphasis*. Human Kinetics, Champaign, IL, i edition, 1975.
- [97] R A Magill. *Motor learning concepts and application*. McGraw-Hill, New York, NY, 2001.
- [98] R Shadmehr and F A Mussa-Ivaldi. Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *Journal of Neuroscience*, 14:1994, 3208–3224.
- [99] M A Conditt and F A Mussa-Ivaldi. Central representation of time during motor learning. *Proceedings of the National Academy of Sciences USA*, 96:11625–11630, 1999.
- [100] K A Thoroughman and R Shadmehr. Electromyographic correlates of learning an internal model of reaching movements. *Journal of Neuroscience*, 19:8573–88, 1999.

- [101] D M Wolpert, Z Ghahramani, and M I Jordan. An internal model for sensorimotor integration. *Science*, 269:1880–1882, 1995.
- [102] T Brashers-Krug, R Shadmehr, and E Bizzi. Consolidation in human motor memory. *Nature*, 382:252–55, 1996.
- [103] S E Criscimagna-Hemminger and R Shadmehr. Consolidation patterns of human motor memory. *Journal of Neuroscience year=2008, pages=9610-9618,*.
- [104] J W Krakauer and R Shadmehr. Consolidation of motor memory. *Trends in Neurosciences*, 29:58–64, 2006.
- [105] C D Takahashi, D Nemet, C 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*, 100:695–706, 2006.
- [106] M Schubring-Giese, K Molina-Luna, B Hertler, M M Buitrago, D F Hanley, and A R Luft. Speed of motor re-learning after experimental stroke depends on prior skill. *Experimental Brain Research*, 181:359–365, 2007.
- [107] J L Patton, M E Stoykov, M Kovic, and F A Mussa-Ivaldi. Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors. *Experimental Brain Research*, 168:368–383, 2006.
- [108] C D Takahashi and D J Reinkensmeyer. Hemiparetic stroke impairs anticipatory control of arm movement. *Experimental Brain Research*.
- [109] K E Jones, A F C Hamilton, and D M Wolpert. Sources of signal-dependent noise during isometric force production. *Journal of Neurophysiology*, 88:1533–1544, 2002.
- [110] C C Raasch, F A Mussa-Ivaldi, and W Z Rymer. Motor learning in reaching movements by hemiparetic subjects. *Society for Neuroscience Abstracts*, 23, 1997.
- [111] J L Patton, F A Mussa-Ivaldi, and W Z Rymer. Robotic-induced improvement of movement in hemiparetics via implicit learning. *Society for Neuroscience Abstracts*, 27, 2001.
- [112] B Bobath. *Adult Hemiplegia: evaluation and treatment*. Elsevier, 1990.
- [113] M C Cirstea and M F Levin. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*, 123:940–53, 2000.
- [114] C G Canning, L Ada, and N O’Dwyer. Slowness to develop force contributes to weakness after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1999:66–70, 80.

- [115] G E Gresham, T F Phillips, P A Wolf, P N McNamara, W B Kannel, and T R Dawber. Epidemiologic profile of long-term stroke disability: the Framingham study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 60:487–491, 1979.
- [116] D G Kamper, A N McKenna, L E Kahn, and D J Reinkensmeyer. Alterations in reaching after stroke and their relation to movement direction and impairment severity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83:702–707, 2002.
- [117] C D Takahashi, Scheidt, and D J Reinkensmeyer. Impedance control and internal model formation when reaching in a randomly varying dynamical environment. *Journal of Neurophysiology*, 86:1047–1051, 2001.
- [118] P Jansen-Osmann, S Richter, J Konczak, and K T Kalveram. Force adaptation transfers to untrained workspace regions in children: evidence for developing inverse dynamic motor models. *Experimental Brain Research*, 143:212–220, 2002.
- [119] C D Takahashi, D Nemet, C Rose-Gottron, J K Larson, D M Cooper, and D J Reinkensmeyer. Computational motor adaptation - a kindergarten skill. In *Proceedings of 2nd Joint EMBS-BMES Conference*, pages 2418–2419, Houston, USA, October 2002.
- [120] P G Morasso and V Sanguineti. *Paradigmi di Controllo Motorio*. Patron Editore, Bologna, Italy, 2003.
- [121] J A Adams. A closed-loop theory of motor learning. *Journal of Motor Behavior*, 3:111–150, 1971.
- [122] N Bhushan and R Shadmehr. Computational nature of human adaptive control during learning of reaching movements in force fields. *Biological Cybernetics*, 81:39–60, 1999.
- [123] M Kawato. Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinions in Neurobiology*, 9:718–727, 1999.
- [124] J Liu and D J Reinkensmeyer. Motor adaptation as an optimal combination of computational strategies. In *Proceedings of The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4025 – 4028, San Francisco, CA, 1-5 September 2004.
- [125] 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*, 84:853–862, 2000.
- [126] J Liu, J L Emken, S C Cramer, and D J Reinkensmeyer. Learning to perform a novel movement pattern using haptic guidance: slow learning, rapid



- forgetting, and attractor paths. In *Proceedings of the 9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Chicago, IL, USA, june 28 - july 1 2005.
- [127] R Shadmehr. Generalization as a behavioral window to the neural mechanisms of learning internal models. *Human movement science*, 23:543–568, 2004.
- [128] R Shadmehr, O Donchin, E J Hwang, S E Hemminger, and A Rao. *Learning dynamics of reaching*. CRC Press, 2005.
- [129] A P Georgopoulos, A B Schwartz, and R E Kettner. Neural population coding of movement direction. *Science*, 233:1416–1419, 1986.
- [130] D W Moran and A B Schwartz. Motor cortical representation of speed and direction during reaching. *Journal of Neurophysiology*, 82:2676–2692, 1999.
- [131] O Donchin, J T Francis, and R Shadmehr. Quantifying generalization from trial-by-trial behavior of adaptive systems that learn with basis functions: theory and experiments in human motor control. *Journal of Neuroscience*, 27:9032–9045, 2003.
- [132] J T Francis. Error generalization as a function of velocity and duration: human reaching movements. *Experimental Brain Research*, 186:23–37, 2008.
- [133] S J Goodbody and D M Wolpert. Temporal and amplitude generalization in motor learning. *Journal of Neurophysiology*, 79:1825–1838, 1998.
- [134] E J Hwang and R Shadmehr R. Internal models of limb dynamics and the encoding of limb state. *Journal of Neural Engineering*, 2:S266–S278, 2005.
- [135] Z Hasan. A model of spindle afferent response to muscle stretch. *Journal of Neurophysiology*, 48:989–1006, 1983.
- [136] D J Reinkensmeyer, M G Iobbi, L E Kahn, D G Kamper, and C D Takahashi. Modeling reaching impairment after stroke using a population vector model of movement control that incorporates neural firing-rate variability. *Neural computation*, 15:2619–2642, 2003.
- [137] A P Georgopoulos, J F Kalaska, R Caminiti, and J T Massey. On the relations between the direction of two dimensional arm movements and the cell discharge in the primate motor cortex. *Journal of Neuroscience*, 2:1527–1537, 1982.
- [138] J L Patton and F A Mussa-Ivaldi. Robot-assisted adaptive training: custom force fields for teaching movement patterns. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51, 2004.

- [139] J L Patton, M Kovic, and F A Mussa-Ivaldi. Custom-designed haptic training for restoring reaching ability to individuals with poststroke hemiparesis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43:643–656, 2006.
- [140] J L Emken and D J Reinkensmeyer. Accelerating motor adaptation by influencing neural computations. In *Proceedings of The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, San Francisco, CA, 1-5 September 2004.
- [141] K P Kording and D M Wolpert. The loss function of sensorimotor learning. *The Proceedings of the National Academy of Sciences USA*, 101:9839–9842, 2004.
- [142] D J Reinkensmeyer, J L Emken, J Liu, and J E Bobrow. The nervous system appears to minimize a weighted sum of kinematic error, force, and change in force when adapting to viscous environments during reaching and stepping. Available on: <http://www.bme.jhu.edu/acmc/>.
- [143] C J Winstein, A S Merians, and K J Sullivan. Motor learning after unilateral brain damage. *37, Neuropsychologia*:975–87, 1999.
- [144] G Rosati, P Gallina, and S Masiero. Design, implementation and clinical tests of a wire-based robot for neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(4):560–569, 2007.
- [145] G. Rosati, P. Gallina, A. Rossi, and S. Masiero. Wire-based robots for upper-limb rehabilitation. *International Journal of Assistive Robotics and Mechatronics*, 7(2):3–10, 2006.
- [146] H I Krebs, B T Volpe, D Lynch, and N Hogan. Stroke rehabilitation: An argument in favor of a robotic gym. In *Proceedings of the 9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 219–222, Chicago, IL, USA, june 28 - july 1 2005.
- [147] T Nef and R Riener. ARMin-design of a novel arm rehabilitation robot. In *Proceedings of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 57–60, Chicago, Illinois, Jun 28 - Jul 1 2005.
- [148] L E Kahn, W Z Rymerand, and D J Reinkensmeyer. Adaptive assistance for guided force training in chronic stroke. In *Proceedings of The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, San Francisco, CA, 1-5 September 2004.
- [149] J L Emken, R Benitez, and D J Reinkensmeyer. Human-robot cooperative movement training: learning a novel sensory motor transformation during walking with robotic assistance-as-needed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4, 2007.

- [150] J L Emken, J E Bobrow, and D J Reinkensmeyer. Robotic movement training as an optimization problem: designing a controller that assist only as needed. In *Proceedings of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Chicago, Illinois, Jun 28 - Jul 1 2005.
- [151] G. Rosati, R. Secoli, D. Zanotto, A. Rossi, and G. Boschetti. Planar robotic systems for upper-limb post-stroke rehabilitation. In *Proceedings of the ASME International Mechanical Engineering Congress & Exposition IMECE 2008*, Boston, MA, USA, Oct 31 - Nov 6 2008.
- [152] G. Rosati, D. Zanotto, R. Secoli, and A. Rossi. Design and control of two planar cable-driven robots for upper-limb neurorehabilitation. In *Proceedings of the IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR2009*, Kyoto, Japan, June 23-26 2009.
- [153] P. Gallina, G. Rosati, and A. Rossi. 3-d.o.f. wire driven planar haptic interface. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, 32(1):23–36, 2001.
- [154] P. Gallina and G. Rosati. Manipulability of a planar wire driven haptic device. *Mechanism and Machine Theory*, 37(2):215–228, 2002.
- [155] Damiano Zanotto. *Analisi del workspace e parziale redesign di una macchina planare a cavi per riabilitazione*. PhD thesis, Università degli Studi di Padova, Italy, Ottobre 2007.
- [156] Giulio Rosati. *Studio di Interfacce aptiche a cavi per applicazioni di chirurgia telerobotizzata*. PhD thesis, Università degli Studi di Brescia, Italy, 2002.
- [157] Consiglio dell'Unione Europea. Direttiva 93/42/cee del 14 giugno 1993 concernente i dispositivi medici, testo consolidato. Technical report, CEE, 1993.
- [158] Parlamento Italiano. Decreto legislativo 24 febbraio 1997, n.46, attuazione della direttiva 93/42, testo coordinato. Technical report, Magistratura italiana, 1997.
- [159] Comitato Elettrotecnico Italiano. Cei en60601-1. apparecchi elettromedicali, parte 1: norme generali per la sicurezza. Technical report, CEI, 2001.
- [160] L.Mariani. *Appunti di Controlli Automatici II*. DEI, Università degli studi di Padova, 1998.
- [161] J J E Slotine and W Li. On the adaptive control of robot manipulators. *he International Journal of Robotics Research*, 6:49, 1987.
- [162] [http://www.robertnz.net/nm\\_intro.htm](http://www.robertnz.net/nm_intro.htm).

- [163] T Flash and N Hogan. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *The Journal of Neuroscience*, 5(7):1688–1703, 1985.
- [164] N Hogan. An organizing principle for a class of voluntary movements. *The Journal of Neuroscience*, 4(11):2745–2754, 1984.
- [165] 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 7-8 2009.
- [166] N R Parker, S E Salcudean, and P D Lawrence. A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke: rationale and mechanical design. In *Proceedings of 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 500–504, 2005.

## Ringraziamenti

Colgo l'occasione per ringraziare il gruppo di Ricerca di Robotica del Dipartimento di Innovazione Meccanica e Gestionale dell'Università di Padova, in particolare il Prof. Ing. Giulio Rosati ed il Prof. Ing. Aldo Rossi per il coordinamento nell'attività di Ricerca ed il prof. Ing. Alberto Trevisani per la supervisione dell'attività svolte in questi 3 anni. Ringrazio la Fondazione degli Studi Universitari di Vicenza per la borsa di dottorato gentilmente concessa. Un grazie particolare al Prof. David J. Reinkensmeyer per la disponibilità dimostrata nello svolgere la mia attività di Ricerca clinica presso il Biomechatronics, Dept. Mechanical and Aerospace Eng. dell'Università della California Irvine (USA). Ultimo, ma non meno importante ringraziamento per i più svariati motivi, ad Irene. Grazie.

**SCUOLA DI DOTTORATO IN INGEGNERIA INDUSTRIALE**  
**RIUNIONE COLLEGIO DI INDIRIZZO IN MECCATRONICA E SISTEMI INDUSTRIALI**  
Vicenza, 10 dicembre 2009, ore 10.00.

Collegio di indirizzo:

Battini Daria	P
Bolognani Silverio	G
Bonollo Franco	G
Boschetti Giovanni	P
Caracciolo Roberto	P
Chitarin Giuseppe	P
Ferrari Emilio	G
Gamberi Mauro	P
Gasparella Andrea	G
Manzini Riccardo	G
Mattavelli Paolo	G
Oboe Roberto	P
Pareschi Arrigo	G
Persona Alessandro	P
Regattieri Alberto	G
Rosati Giulio	G
Rossi Aldo	G
Trevisani Alberto	P
Zambon Andrea	P
Zigliotto Mauro	P

Rappresentante dei Dottorandi  
Fabio Sgarbossa P

Ordine del giorno:

1. Comunicazioni
2. Autorizzazioni dottorandi
3. Commissione esame di ammissione XXV ciclo (ratifica)
4. Commissione esame finale XXII ciclo (ratifica)
5. Attività formativa strutturata di indirizzo: consuntivo anno 2009 e programmazione anno 2010
6. Valutazione dell'attività svolta dei dottorandi iscritti al XXIV ciclo ed ammissione al II anno.
7. Valutazione dell'attività svolta dei dottorandi iscritti al XXIII ciclo ed ammissione al III anno.
8. Valutazione dell'attività svolta dei dottorandi iscritti al XXII ciclo. Ammissione all'esame finale, approvazione dei medaglioni e formulazione del giudizio finale.

# 1. Comunicazioni

Il Coordinatore informa il Collegio che in data 13-11-2009 ha inoltrato, con procedura telematica, la scheda "Anagrafe 2009", scheda da compilare a consuntivo dell'attività svolta nell'anno 2009. Con l'occasione ha provveduto all'aggiornamento della composizione del Collegio per il XXV ciclo. Il numero totale di membri italiani del Collegio è ora pari a venticinque.

Successivamente, in data 24-11-2009, sempre con procedura telematica, ha formalizzato la richiesta di una borsa di Dottorato a valere sul Fondo Sostegno dei Giovani (ex Legge 170). Quest'anno è stato ritenuto opportuno fare domanda nel solo ambito "Nuove applicazioni dell'industria biomedicale".

Il Coordinatore informa il Collegio sulla prova di ammissione tenuta nelle date 22/23-10-2009.

Il Coordinatore informa il Collegio che nel corso del 2009 doveva essere effettuata la valutazione della Scuola di Dottorato in Ingegneria Industriale da parte di una Commissione di esperti. Si è reso pertanto necessario compilare delle schede di auto-valutazione da inviare al Direttore della Scuola, entro il giorno 04-09-2009. Tali schede avrebbero poi dovuto essere trasmesse alla Commissione.

Il Direttore della Scuola non ha ancora precisato se le schede sono state effettivamente trasmesse e la data entro la quale la Commissione verrà invitata a prendere visione dei laboratori e delle attrezzature di ricerca dei Dipartimenti cui afferiscono i Docenti della Scuola.

Il Coordinatore ricorda che è necessario vengano svolte le elezioni dei nuovi rappresentanti dei dottorandi del XXIII e XXIV e XXV ciclo, poichè il mandato dell'Ing. Fabio Sgarbossa, attuale rappresentante, termina quest'anno. Il Coordinatore propone di tenere le elezioni lo stesso giorno del prossimo Collegio di Indirizzo ed inviterà i dottorandi ad avviare le consultazioni per individuare possibili candidati.

Il Coordinatore informa il Collegio che nel corso dell'anno 2009 sono stati trasferiti all'Indirizzo 9170.80€ in aggiunta all'usuale fondo di funzionamento. Si tratta di somme residue relative al XXI Ciclo e derivanti dall'incompleto utilizzo da parte di due Dottorandi delle cosiddette "maggiorazioni estere". Tali fondi sono equiparati al fondo di funzionamento. Pertanto, come deliberato dal S.A. in data 14/09/2009, tale fondo deve essere "*utilizzato principalmente per favorire le seguenti iniziative:*

- *la formazione alla ricerca che si realizza anche attraverso la docenza esterna al collegio docenti della Scuola, con particolare riferimento alla docenza internazionale;*
- *la mobilità dei dottorandi, con particolare riferimento alla partecipazione a corsi intensivi e summer schools di qualificata rilevanza scientifica;*
- *la mobilità internazionale dei dottorandi prevedendo per coloro che soggiornino all'estero per più di sei mesi una integrazione della borsa, in aggiunta alla maggiorazione che già l'Ateneo eroga;"*

Il Coordinatore auspica che la disponibilità di tale fondo permetta anzitutto di incrementare il numero di seminari tenuti da docenti stranieri nell'ambito dell'offerta formativa strutturata dell'Indirizzo.

Il Coordinatore informa che intende utilizzare una quota di 500 € di tale fondo a titolo di compenso per il seminario di 6 ore tenuto il giorno 30 Ottobre 2009 dal Prof. Hiroshi Fujimoto nell'ambito del corso "Multirate Sampling Control for Motion Control Systems", e facente parte dell'offerta formativa strutturata dell'Indirizzo per l'anno 2009.

## 2. Autorizzazioni dottorandi

Nell'ALLEGATO 1 sono riportate le autorizzazioni richieste da parte dei dottorandi iscritti.  
Il Coordinatore le sottopone all'approvazione del Collegio.  
Il Collegio approva all'unanimità.

## 3. Commissione esame di ammissione XXV ciclo (ratifica)

Il Coordinatore sottopone alla ratifica del Collegio la proposta di Commissione per l'esame di ammissione al XXV Ciclo di Dottorato, formulata al Direttore della Scuola in data 09-07-2009 sulla base delle disponibilità raccolte via e-mail tra i membri del Collegio.

Tabella 1

POSIZIONE	Nome	Qualifica	Settore	Facoltà	Università
EFFETTIVO	ROSSI Aldo	Ordinario	ING-IND/13	INGEGNERIA	PADOVA
EFFETTIVO	PARESCHI Arrigo	Ordinario	ING-IND/17	INGEGNERIA	BOLOGNA
SUPPLENTE	OBOE Roberto	Associato	ING-INF/04	INGEGNERIA	PADOVA
SUPPLENTE	ZAMBON Andrea	Associato	ING-IND/21	INGEGNERIA	PADOVA

Il Coordinatore chiede ai membri del Collegio di manifestare la propria disponibilità a far parte della Commissione per l'esame del XXVI ciclo entro la fine di febbraio, in modo tale da poter portare in approvazione la proposta di Commissione nel Collegio di Indirizzo di marzo.  
Il Coordinatore sottopone all'approvazione del Collegio la commissione indicata in Tabella 1.  
Il Collegio approva all'unanimità.

## 4. Commissione esame finale XXII ciclo (ratifica)

Il Coordinatore sottopone alla ratifica del Collegio la proposta di Commissione per l'esame finale, formulata in data 09-10-2009 sulla base delle tematiche di ricerca sviluppate dai dottorandi candidati all'ammissione all'esame finale.

Tabella 2

Posizione	Cognome e Nome	Qualifica	Settore	Facoltà	Università
EFFETTIVO	GARAGNANI GIAN LUCA	Ordinario	ING-IND/21	INGEGNERIA	FERRARA
EFFETTIVO	GASPARETTO ALESSANDRO	Ordinario	ING-IND/13	INGEGNERIA	UDINE
EFFETTIVO	RAFELE CARLO	Associato	ING-IND/17	INGEGNERIA IV	Politecnico di TORINO
SUPPLENTE	BEVILACQUA MAURIZIO	Ordinario	ING-IND/17	INGEGNERIA	Politecnica delle MARCHE
SUPPLENTE	CESCHINI LORELLA	Associato	ING-IND/21	INGEGNERIA	BOLOGNA
SUPPLENTE	ZANOTTO VANNI	Ricercatore	ING-IND/13	INGEGNERIA	UDINE

Il Coordinatore sottopone all'approvazione del Collegio la commissione indicata in Tabella 2.  
Il Collegio approva all'unanimità.

## 5. Attività formativa strutturata di indirizzo: consuntivo anno 2009 e programmazione anno 2010

Il Coordinatore informa il Collegio che un solo seminario programmato per l'anno 2009 non è stato svolto a causa di un insufficiente numero di partecipanti. Il seminario è quello intitolato "Principi di conversione statica dell'energia elettrica", proposto dal Prof. Paolo Mattavelli.

Il Coordinatore illustra (ALLEGATO 2) le presenze all'attività formativa e la creditizzazione dei corsi erogati nell'anno 2009. Il coordinatore invita a far pervenire le proposte di corsi per l'anno 2010 entro la fine di febbraio.

Il Collegio approva all'unanimità.



## **6. Valutazione dell'attività svolta dei dottorandi iscritti al XXIV ciclo ed ammissione al II anno.**

### **ANNA AZZI XXIV CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Logistics outsourcing: advanced models and tools

*Supervisore:*

Prof. Daria Battini

L'Ing. Anna Azzi ha condotto durante l'anno 2009 attività di ricerca nell'ambito dell'Outsourcing della Logistica e della gestione delle scorte in ambito industriale. Il suo lavoro ha contribuito in modo sostanzioso allo sviluppo di due articoli attualmente in corso di pubblicazione su riviste internazionali di riferimento il settore ING-IND/17.

Anna Azzi ha mostrato un costante interesse ed entusiasmo nei confronti del gruppo e dell'attività di ricerca manifestando una notevole autonomia organizzativa e un forte desiderio di ampliare le sue conoscenze partecipando a seminari, summer school e workshop.

Nel complesso, si può ritenere molto buona l'attività svolta dall'Ing. Anna Azzi nell'anno 2009.

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività svolta da parte dell'Ing. Anna Azzi e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio: ammessa al II anno con giudizio MOLTO BUONO.

### **EDDY FURLANI XXIV CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Studio dei fenomeni che intervengono nei processi superficiali di lavorazione meccanica dei materiali

*Supervisore:*

Prof. Franco Bonollo

L'Ing. Eddy Furlani ha svolto la sua attività di ricerca con specifico riferimento alle tematiche relative ai fenomeni agenti nei processi superficiali di lavorazione meccanica dei materiali, focalizzando l'attenzione su:

- tecnologie produttive degli utensili (in particolare la metallurgia delle polveri)
- aspetti tribologici (attrito e usura indotti dall'accoppiamento meccanico di superfici metalliche in moto relativo tra di loro);
- tecnologie di lavorazione meccanica (in particolare i processi di levigatura e satinatura dei metalli e dei materiali in genere).

Tale attività è stata finalizzata a definire standard di lavorazione che tengano opportunamente conto delle complesse relazioni esistenti tra le principali variabili di processo (potenza assorbita, velocità di lavorazione, velocità di rotazione del rullo di asportazione, velocità di avanzamento del pezzo, durezza del rullo di contatto, caratteristiche del nastro abrasivo flessibile, finitura ottenuta del pezzo lavorato).

Il suo percorso formativo si è caratterizzato anche per lo svolgimento di campagne di prove sperimentali presso l'azienda SCM Group – DMC ed è stato inoltre contrassegnato dalla partecipazione a svariate iniziative nazionali, ben integrate e coerenti con le tematiche sopra menzionate.

Nel complesso, si può ritenere molto buona l'attività svolta dall'Ing. Eddy Furlani nell'anno 2009.

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività svolta da parte dell'Ing. Eddy Furlani e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio: ammessa al II anno con giudizio MOLTO BUONO.

### **FABIO OSCARI XXIV CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Sistemi robotici interagenti con l'operatore umano ad elevata flessibilità

*Supervisore:*

Prof. Aldo Rossi

Il candidato ha svolto l'attività del primo anno con prevalente riferimento alla progettazione di sistemi robotici interagenti innovativi, ed in particolare due sistemi prototipali per la riabilitazione dell'arto superiore e della mano, curando sia gli aspetti algoritmici e di design, sia la parte implementativa ed acquisendo importanti conoscenze anche applicative. Il candidato presenta un crescente grado di autonomia nella conduzione di attività di ricerca. Il giudizio complessivo è ottimo.

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività svolta da parte dell'Ing. Fabio Oscari e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio: ammesso al II anno con giudizio OTTIMO.

### **ROSSELLA ROSA XXIV CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Algoritmi e modelli cinematici per l'ottimizzazione delle prestazioni di manipolatori paralleli

*Supervisore:*

Prof. Giovanni Boschetti

L'Ing. Rossella Rosa ha svolto la sua attività di ricerca con specifico riferimento allo studio ed all'analisi di cinematiche per architetture parallele. In particolare si è occupata dell'analisi e dell'ottimizzazione delle prestazioni mediante i più diffusi indici di prestazione. Tali indici sono stati applicati nello studio del manipolatore Adept Quattro presente nel laboratorio di Robotica del Dipartimento di Tecnica e Gestione dei Sistemi Industriali.

Il lavoro svolto è suddivisibile in due fasi principali. Nella prima di queste, l'analisi ha riguardato aspetti teorici mediante il completamento e l'ottimizzazione di un modello cinematico di Adept Quattro. In questa fase è stato possibile ricavare la matrice Jacobiana per lo studio dei rapporti di velocità. La seconda fase è caratterizzata da analisi sperimentali svolte in laboratorio. Con l'acquisizione e l'elaborazione dei dati è stato possibile valutare la bontà della misura sperimentale dei rapporti di velocità. Confrontando i risultati raggiunti in queste due fasi, è stato possibile ottenere le prime interessanti informazioni in merito alle prestazioni del manipolatore all'interno dello spazio di lavoro.

Nel complesso, si può ritenere ottima l'attività svolta dall'Ing. Rossella Rosa nell'anno 2009.

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività svolta da parte dell'Ing. Rossella Rosa e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio: ammessa al II anno con giudizio OTTIMO.

## **7. Valutazione dell'attività svolta dei dottorandi iscritti al XXIII ciclo ed ammissione al III anno.**

### **FEDERICO CASAROTTO XXIII CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Analisi ed ottimizzazione economico-gestionale in fonderia a seguito dell'impiego di leghe di alluminio innovative per la produzione di getti dagli elevati standard qualitativi

*Supervisore:*

Prof. Franco Bonollo

L'Ing. Federico Casarotto, assente giustificato in data odierna (è impegnato presso Rheinfelden Alloys GmbH & CO. KG. - Germania), ha svolto la sua attività di ricerca con specifico riferimento alle tematiche relative alla fonderia delle leghe leggere, focalizzando l'attenzione sull'analisi del ciclo di produzione di componenti telaio realizzati mediante pressocolata di leghe di alluminio. Tale analisi ha riguardato tanto gli aspetti più specificamente tecnici (caratterizzazione meccanica e microstrutturale dei getti, controllo qualità, problematiche di prototipazione) quanto quelli di ottimizzazione della produzione (analisi delle potenzialità degli strumenti di simulazione di processo) e di carattere organizzativo-gestionale (analisi di fattibilità, valutazione dell'utilizzo di nuovi strumenti CAD-CAE nel sistema produttivo, stime dei costi).

Il suo percorso formativo è stato inoltre contrassegnato dalla partecipazione a svariate iniziative nazionali e internazionali, pienamente integrate e coerenti con le tematiche sopra menzionate.

Nel complesso, si può ritenere molto buona l'attività svolta dall'Ing. Federico Casarotto nell'anno 2009.

Acquisite le succitate indicazioni dal Supervisore dell'Ing. Federico Casarotto, il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio: ammesso al III anno con giudizio MOLTO BUONO.

### **ANTONIO GALLO XXIII CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Sensori di Campo Magnetico e di altre grandezze adatti al funzionamento in alta temperatura e vuoto e Sistemi di manipolazione remota per il loro posizionamento in ambienti ostili

*Supervisore:*

Prof. Giuseppe Chitarin

L'attività condotta dall'Ing. Antonio Gallo è riconducibile a due principali filoni di ricerca:

Filone 1: Sviluppo e test di sensori magnetici di campo magnetico adatti al funzionamento in alta temperatura e vuoto.

1.1 Prove sperimentali per la caratterizzazione Magnetica, Elettrica, Termica di Prototipi di sensori per alta temperatura e vuoto con tecnologia Low Temperature Co-fired Ceramic (LTCC)

1.2 Messa a punto di un camera per ultra alto vuoto (riscaldata) e misura del degasaggio dei sensori

1.3 Simulazioni agli elementi finiti di strutture di supporto di sensori di campo magnetico all'interno del vessel di ITER (Cadarache, France)

1.4 Progettazione di una struttura di supporto regolabile su 3 assi per il posizionamento di un sensore di campo magnetico nell'esperimento LHD (Large Helical Device, National Institute for Fusion Science, Japan)

Filone 2: Misura dei campi magnetici prodotti dall'esperimento crogiolo a levitazione magnetica nel laboratorio di Elettrotecnica del DTG.

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività svolta da parte dell'Ing. Antonio Gallo e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio: ammesso al III anno con giudizio MOLTO BUONO.

### **CHIARA ORTOLANI XXIII CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato*

Modellizzazione parametrica delle reti di trasporto: costi operativi ed ambientali

*Supervisore:*

Prof. Alessandro Persona

L'Ing. Chiara Ortolani studia i modelli matematici presenti nella letteratura mirati allo studio e all'ottimizzazione delle reti di trasporto. L'attività è mirata alla definizione di nuovi modelli parametrici per la valutazione dei costi di trasporto e dell'impatto ambientale di soluzioni logistiche differenti. L'Ing. Chiara Ortolani, durante il secondo anno ha trascorso alcune giornate di stage presso l'Azienda Calzedonia per maturare un'esperienza pratica sugli argomenti sopra indicati. Ha inoltre svolto, con le medesime finalità, un'attività di stage presso l'Omega Line Ltd in Sri Lanka. Nel corso del secondo anno, inoltre, ha affinato la conoscenza e l'utilizzo di software innovativi per la progettazione e gestione di reti di trasporto (PTV Intertour presso il laboratorio di Logistica e Impianti).

L'Ing. Chiara Ortolani ha scritto due pubblicazioni scientifiche (una pubblicata ed una in corso di revisione su rivista internazionale) e ne sta preparando altre quattro.

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività da parte dell'Ing. Chiara Ortolani e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio: ammessa al III anno con giudizio DISCRETO.

### **GABRIELE ZANARDO XXIII CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Vibrazioni attive e passive nelle macchine automatiche: ottimizzazione di trasportatori a vibrazioni e studio delle vibrazioni indotte da meccanismi ad elevata dinamica.

*Supervisore:*

Prof. Roberto Caracciolo

L'Ing. Gabriele Zanardo, assente giustificato in data odierna (è impegnato presso l'Università di Liverpool), ha svolto la sua attività di ricerca con specifico riferimento alle seguenti tematiche:

- Dinamica di sistemi vibranti: ottimizzazione tramite l'imposizione di caratteristiche modali:
  - 1) Formulazione di problemi LINEARI per l'ottimizzazione di sistemi vibranti in termini di analisi modale inversa (inverse eigenvalue and eigenvector problem);
  - 2) Regolarizzazione dei problemi formulati e pesatura della soluzione in accordo con le specifiche di progetto;
  - 3) Ricerca della soluzione ottima su insiemi limitati (continui o discreti) tramite algoritmi di ottimizzazione convessa.
  - 4) Attività sperimentale condotta presso il Laboratorio Integrato di Meccatronica del DTG e presso il Department of Engineering dell'Università di Liverpool;
- Progettazione funzionale di alimentatori vibranti per l'industria alimentare;
- Progettazione funzionale ed ottimizzazione di macchine per il packaging ad alta dinamica;

Acquisite le succitate indicazioni dal Supervisore dell'Ing. Gabriele Zanardo, il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio: ammesso al III anno con giudizio OTTIMO.

#### **DAMIANO ZANOTTO XXIII CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Studio e sviluppo di sistemi robotici a cavi

*Supervisore:*

Prof. Giulio Rosati

Il candidato si è occupato prevalentemente di sistemi robotici a cavi interagenti con l'operatore umano, dimostrando notevole autonomia sia nello sviluppo di spunti teorici interessanti, confermati da importanti pubblicazioni scientifiche (alcune delle quali in fase di referaggio), sia nella progettazione e realizzazione di sistemi robotici prototipali studiati per la validazione sperimentale delle metodologie proposte. Il giudizio complessivo è eccellente.

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività svolta da parte dell'Ing. Damiano Zanotto e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio: ammessa al III anno con giudizio OTTIMO.

### **8. Valutazione dell'attività svolta dei dottorandi iscritti al XXII ciclo. Ammissione all'esame finale, approvazione dei medaglioni e formulazione del giudizio finale**

#### **FILIPPO BINDI XXII CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Advanced Models and Tools for Inbound & Outbound Logistics in Supply Chain  
(Logistica Inbound e Outbound nei sistemi produttivi)

*Supervisore:*

Prof. Arrigo Pareschi

*Descrizione dell'attività:*

vedi ALLEGATO 3

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività complessivamente svolta da parte dell'Ing. Filippo Bindi, e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio di ammissione all'esame finale: OTTIMO.

#### **STEFANO CENCI XXII CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Dispositivi aptici per sistemi di sollevamento industriali

*Supervisore:*

Prof. Aldo Rossi

*Descrizione dell'attività:*

vedi ALLEGATO 3

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività complessivamente svolta da parte dell'Ing. Stefano Cenci, e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio di ammissione all'esame finale: OTTIMO.

### **RICCARDO CERVO XXII CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Experimental and numerical analysis of welding and heat treatment on duplex stainless steels  
(Analisi sperimentale e numerica della saldatura e del trattamento termico di acciai inossidabili duplex)

*Supervisore:*

Prof. Franco Bonollo

*Descrizione dell'attività:*

vedi ALLEGATO 3

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività complessivamente svolta da parte dell'Ing. Riccardo Cervo, e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio di ammissione all'esame finale: MOLTO BUONO.

### **RICCARDO SECOLI XXII CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Controllo di robot per la riabilitazione dell'arto superiore di pazienti post-stroke

*Supervisore:*

Prof. Alberto Trevisani

*Descrizione dell'attività:*

vedi ALLEGATO 3

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività complessivamente svolta da parte dell'Ing. Riccardo Secoli, e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio di ammissione all'esame finale: OTTIMO.

### **FABIO SGARBOSSA XXII CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Models for efficiency optimization of industrial plants and logistics (Modelli per l'ottimizzazione dell'efficienza degli impianti e della logistica)

*Supervisore:*

Prof. Alessandro Persona

*Descrizione dell'attività:*

vedi ALLEGATO 3

Dopo aver assistito alla presentazione dell'attività complessivamente svolta da parte dell'Ing. Fabio Sgarbossa, e dopo aver terminato la discussione il Collegio di Indirizzo formula il seguente giudizio di ammissione all'esame finale: OTTIMO.

## **PIETRO VECCHIATO XXII CICLO**

*Titolo/argomento tesi di dottorato:*

Logistica distributiva snella

*Supervisore:*

Prof. Emilio Ferrari

*Descrizione dell'attività:*

Il Coordinatore informa il Collegio che l'Ing. Pietro Vecchiato ha fatto pervenire al Servizio Formazione alla Ricerca istanza di proroga di 12 mesi per la presentazione della tesi. La domanda, seppur pervenuta fuori termine, è stata trasmessa al Collegio perchè esso esprima un parere in merito.

Il Collegio prende atto che il dottorando è senza borsa, e che la domanda è motivata da impedimenti lavorativi (per stage presso ZS Associates, regolarmente autorizzato come da Allegato 1 del verbale del Collegio di Indirizzo del 9 marzo 2009) e famigliari.

Considerando che l'attività condotta dall'Ing. Pietro Vecchiato negli anni 2007 e 2008 è sempre stata giudicata positivamente, il Collegio, ritenendola motivata, propone all'unanimità l'approvazione dell'istanza di proroga della presentazione della tesi.

Il Collegio altresì auspica il pieno recupero da parte dell'Ing. Pietro Vecchiato dell'impegno nell'attività di ricerca nel corso dell'anno 2010.

La riunione termina alle ore 14.00

Prof. Ing. Alberto Trevisani



RELAZIONE SULL'ATTIVITÀ SVOLTA DALL'ALLIEVO  
**ING. FILIPPO BINDI**  
NEL CORSO DEL TRIENNIO DI  
**DOTTORATO DI RICERCA IN INGEGNERIA INDUSTRIALE, INDIRIZZO  
MECCATRONICA E SISTEMI INDUSTRIALI**  
(XXII ciclo)

Titolo della ricerca: **Advanced Models and Tools for Inbound & Outbound Logistics in Supply Chain** (*Logistica Inbound ed Outbound nei Sistemi di Imprese*)

Le attività di ricerca scientifica condotte durante il triennio di dottorato dall'ing. Filippo Bindi, sia di tipo teorico che sperimentale, si inseriscono prevalentemente nelle seguenti aree di ricerca in coerenza all'articolazione in filoni del SSD ING IND/17 come specificato nella *declaratoria MURST – Decreto Settori Scientifico Disciplinari (D.M. 4 ottobre 2000)*

**A - ANALISI E PROGETTAZIONE DEGLI IMPIANTI INDUSTRIALI**, compresi lo studio di fattibilità, la scelta dell'ubicazione e la valutazione economica dell'iniziativa (*D.M. 4 ottobre 2000*). In questo filone di ricerca rientra lo studio degli aspetti tecnici, economici ed organizzativi connessi alla progettazione ed allo studio di fattibilità dei sistemi di produzione di beni e/o servizi intesi come sistemi complessi. I principali temi di ricerca riconducibili a questo filone sono: studio di fattibilità e analisi di convenienza; scelte ubicazionali e di delocalizzazione produttiva; studio del layout; scelta del grado di integrazione e di outsourcing del sistema produttivo; studio e valutazione dell'impatto ambientale (VIA) degli impianti industriali; analisi del rischio e sicurezza degli impianti; valutazione e ottimizzazione energetica degli impianti; previsione e ottimizzazione delle prestazioni tecnico-economiche mediante metodologie analitiche, computer-based e sperimentali; gestione dei progetti e valutazione dei rischi (*project and risk management*); tecniche di dimensionamento degli impianti.

**B - GESTIONE DEI SISTEMI PRODUTTIVI**, compresa la gestione della qualità e della manutenzione (*D.M. 4 ottobre 2000*). Questo filone di ricerca si occupa dello studio e gestione degli aspetti connessi alla gestione e all'esercizio di un sistema di produzione di beni e/o erogatore di servizi. I principali temi di ricerca riconducibili a questo filone sono (*Milano 26/04/2007*): strategie della produzione; programmazione della produzione e gestione delle risorse; gestione della qualità; gestione dell'energia; gestione della manutenzione, facility management e global service; progettazione e gestione dei sistemi informativi di produzione; sistemi integrati di gestione della produzione; gestione ambientale dei sistemi di produzione.

**C - LOGISTICA DEGLI IMPIANTI INDUSTRIALI**, comprese la gestione e la movimentazione dei materiali (*D.M. 4 ottobre 2000*). Questo filone di ricerca si occupa degli aspetti connessi alla pianificazione, progettazione, gestione ed ottimizzazione dei sistemi logistici industriali e dei relativi componenti. I principali temi di ricerca riconducibili a questo filone sono (*Milano 26/04/2007*): progettazione e gestione integrata della filiera logistico produttiva (*supply chain management*); gestione degli approvvigionamenti; previsione della domanda e gestione delle scorte; imballaggio dei prodotti e movimentazione interna delle merci (*materials handling*); stoccaggio dei prodotti ed allestimento degli ordini; progettazione e gestione delle reti di distribuzione; sistemi di trasporto esterno delle merci; logistica di ritorno (*Reverse Logistics*); sistemi informativi per la logistica; organizzazione e controllo dei sistemi logistici; sistemi per la tracciabilità dei materiali nelle filiere logistico-produttive; gestione del servizio post-vendita.

**D - AUTOMAZIONE DEI SISTEMI DI PRODUZIONE**, comprese l'analisi di convenienza economica dei sistemi integrati e flessibili e la strumentazione industriale per il controllo automatico di processo (*D.M. 4 ottobre 2000*). In questo filone di ricerca rientrano l'analisi e lo studio dei criteri di progettazione, scelta e valutazione degli impianti produttivi ad elevato grado di automazione e/o integrazione. I principali



temi di ricerca riconducibili a questo filone sono (Milano 26/04/2007): automazione di fabbrica; progettazione di sistemi automatizzati e flessibili per produzioni di processo e per parti; impiego di sistemi di intelligenza artificiale per la progettazione, gestione e integrazione di impianti automatizzati; strumentazione industriale.

In particolare le memorie pubblicate dall'ing. Filippo BINDI trattano le tematiche generali inerenti la progettazione, ottimizzazione e gestione di sistemi logistici in ambito industriale e si possono classificare secondo queste macro aree tematiche:

- Progettazione ed ottimizzazione di sistemi di stoccaggio, con particolare riferimento ai sistemi di Order Picking in cui è dominante l'attività di prelievo frazionato della merce (filone C); a questa tematica sono riferibili le pubblicazioni /1/, /8/, /11/, /16/, /17/ e /19/ elencate nel seguito.
- Progettazione integrata della filiera logistico produttiva (*Supply Chain Management*), ovvero progettazione di reti/network distributive multi-livello, con particolare attenzione alle scelte ubicazionali e di delocalizzazione produttiva, progettazione e gestione del network, analisi delle giacenze, instradamento dei veicoli (filoni C e A); a questa tematica sono riferibili le pubblicazioni /2/, /4/, /5/, /6/, /7/, /9/, /13/, /14/, /15/ e /18/.
- Progettazione e dimensionamento di sistemi flessibili di produzione (*Flexible Manufacturing Systems - FMS*) con particolare attenzione alle metodologie e strumenti riconducibili al Cellular Manufacturing (CM) (filone D); a questa tematica è riferibile la pubblicazione /3/.
- Sviluppo ed applicazione di modelli affidabilistici e manutentivi (filone B); a questa tematica è riferibile la pubblicazione /10/.
- Pianificazione della produzione di prodotti con stagionalità (filone B); a questa tematica è riferibile la pubblicazione /12/.

L'approccio adottato dall'Ing. Bindi durante la stesura della tesi di dottorato si è fortemente distinto per la completezza nella trattazione sia dal lato teorico, contribuendo significativamente all'ideazione di innovativi modelli ed indici logistici, sia da quello più prettamente progettuale contribuendo in misura significativa alla realizzazione di tools e piattaforme software di supporto.

Nel corso del triennio 2006-2009, l'ing. Filippo Bindi ha inoltre trascorso un periodo di studio di cinque mesi presso il Supply Chain and Logistics Institute del Georgia Institute of Technology, inserendosi pienamente e con responsabilità, sotto la supervisione del Prof. John Bartholdi III, all'interno di uno dei gruppi di lavoro più autorevoli a livello mondiale nell'ambito dei temi riguardanti la logistica distributiva. In tale periodo, ha approfondito in particolare alcuni aspetti legati alla allocazione correlata della merce negli impianti di stoccaggio.

Al termine del triennio di Dottorato, l'Ing. Bindi risulta autore e coautore delle seguenti pubblicazioni:

#### **ARTICOLI PUBBLICATI SU RIVISTA INTERNAZIONALE**

1. BINDI, F., MANZINI, R., PARESCHI, A. and REGATTIERI A., (2009). Similarity-based storage allocation rules in an order picking system. An application to the food service industry, INTERNATIONAL JOURNAL OF LOGISTICS RESEARCH & APPLICATIONS, Vol. 12, No. 4, August 2009, 233-247, ISSN 1367-5567
2. MANZINI, R., BINDI F., (2009). Strategic design and operational management optimization of a multi stage physical distribution system, TRANSPORTATION RESEARCH PART E, Vol. 45, 915-936, Doi:10.1016/j.tre.2009.04.011
3. MANZINI, R., BINDI, F., PARESCHI, A., (2009). The threshold value of group similarity for cellular manufacturing systems formation, INTERNATIONAL JOURNAL OF

**CAPITOLI DI LIBRO A DIFFUSIONE INTERNAZIONALE**

4. MANZINI R, BINDI F, BORTOLINI M, GIOVANNINI A, (2010). LD LogOptimizer: a software tool for the strategic and operational design of a logistic distribution system, NOVA SCIENCE PUBLISHERS, Hauppauge, NY, **IN PRESS**
5. MANZINI R, BINDI F, MORA C, Supply chain and network design, management & optimization: from facility location to vehicle routing, NOVA SCIENCE PUBLISHERS, Hauppauge, NY, **IN PRESS**

**ARTICOLI SU RIVISTA IN CORSO DI REFERAGGIO**

6. MANZINI, R., BINDI F., GIOVANNINI A. Design, management and optimization of a Supply Chain by the integration of strategic, tactical and operational planning, INTERNATIONAL JOURNAL OF PRODUCTION ECONOMICS, SPECIAL ISSUE: ADVANCES IN SUPPLY CHAINS
7. MORA, C., BINDI, F., GAMBERI, M., MANZINI, R. A planning model for sustainable waste management – a case study, TPPC-2009-0233, INTERNATIONAL JOURNAL PRODUCTION PLANNING AND CONTROL

**ARTICOLI SU ATTI DI CONGRESSO INTERNAZIONALE**

8. BINDI F., FERRARI E., PARESCHI A., MANZINI R. (2010) Correlated storage assignment and isotime mapping for profiling SKU, In: SIXTEENTH INTERNATIONAL WORKING SEMINAR ON PRODUCTION ECONOMICS, Innsbruck, Austria, 1-5 Marzo 2010, **UNDER PEER REVIEW**
9. MORA C, BINDI F, GAMBERI M, MANZINI R (2009). An integrated model for the reverse logistics and sustainability in waste management. In: XIV SUMMER SCHOOL “FRANCESCO TURCO”. Bari, 15 - 19 settembre 2009 - PROCEEDING
10. MANZINI R, BINDI F, FERRARI E, GAMBERI M, MORA C, PARESCHI A, REGATTIERI A (2009). The strategic role of spare parts availability and facility location on maintenance in industrial systems. In: 15TH ISSAT INTERNATIONAL CONFERENCE ON RELIABILITY AND QUALITY IN DESIGN, San Francisco, 6-8 Agosto 2009 – PROCEEDING
11. BINDI F., MANZINI R, PARESCHI A, REGATTIERI A (2007). Similarity Coefficients and clustering techniques for the correlated assignment problem in warehousing systems. In: 19TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON PRODUCTION RESEARCH. Valparaiso, Cile, 29 Luglio - 3 Agosto 2007 - PROCEEDING
12. REGATTIERI A, BINDI F., MANZINI R, PERSONA A (2007). Operating strategies for production planning of seasonal products. In: 19TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON PRODUCTION RESEARCH. Valparaiso, Cile, 29 Luglio - 3 Agosto 2007 - PROCEEDING

## ARTICOLI SU RIVISTA NAZIONALE

13. BINDI F., (2009). Il trasporto in Emilia Romagna. Performance all'insegna di una evoluzione, LOGISTICA, vol. 5; p.68-74, ISSN: 0394-4867 RIVISTA NAZIONALE
14. MANZINI R., BINDI F, COMINETTI N, (2009). Il car-pooling. Una soluzione efficace per la mobilità sostenibile, LOGISTICA, vol.3; p. 46-52, ISSN: 0394-4867 RIVISTA NAZIONALE
15. MANZINI R., BINDI F, PINI S (2008). Progettare e gestire una rete distributiva multilivello. La rete della Ceramica. LOGISTICA, vol. 8; p. 60-67, ISSN: 0394-4867 RIVISTA NAZIONALE
16. BINDI F., FERRARI E, MANZINI R (2007). Progettazione e gestione di un sistema di stoccaggio. IMPIANTISTICA ITALIANA, vol. 2; p. 103-109, ISSN: 0394-1582 RIVISTA NAZIONALE
17. MANZINI R., BINDI F (2007). Come allocare la merce negli impianti di stoccaggio. LOGISTICA MANAGEMENT, vol. Aprile; p. 53-60, ISSN: 1120-3587 RIVISTA NAZIONALE

## ARTICOLI SU ATTI DI CONGRESSO NAZIONALE

18. MANZINI R, BINDI F, BORTOLINI M, MORA C, REGATTIERI A (2009). Una piattaforma software per integrare scelte strategiche, tattiche ed operative nella logistica distributiva. In: XXXV CONVEGNO NAZIONALE ANIMP – OICE – UAMI – ANIE – ANIMA - ASSISTAL. Roma, 11-12 Giugno PROCEEDING
19. BINDI F., GAMBERI M, MANZINI R, REGATTIERI A (2007). Piattaforma software per la progettazione assistita di un impianto di stoccaggio e la scelta dell'allocazione della merce secondo i principi della correlated storage allocation. In: XXXIV CONVEGNO NAZIONALE ANIMP/OICE/UAMI. Portoferraio (LI), 26-28 Aprile PROCEEDING

La valutazione complessiva dell'attività svolta dall'ing. Filippo Bindi lo fa ritenere pienamente meritevole di ammissione all'esame finale di dottorato per il quale ha effettuato la richiesta. Il giudizio complessivo esprimibile circa l'attività e la preparazione dell'Ing. Filippo Bindi è pertanto OTTIMO.

  
Il Supervisore  
Prof. Ing. ARRIGO PARESCHI

**RELAZIONE SULL'ATTIVITÀ SVOLTA DALL'ALLIEVO**  
**ING. STEFANO CENCI**  
**NEL CORSO DEL TRIENNIO DI**  
**DOTTORATO DI RICERCA IN INGEGNERIA INDUSTRIALE, INDIRIZZO**  
**MECCATRONICA E SISTEMI INDUSTRIALI**  
**(XXII ciclo)**

Titolo della ricerca:

**Dispositivi aptici per sistemi di sollevamento industriali**  
*(Haptic devices for industrial lifting machines)*

L'ing. Stefano Cenci ha svolto la sua attività di ricerca nell'ambito delle tematiche relative ai dispositivi a ritorno di forza (display aptici), con particolare riferimento all'applicazione ai sistemi di sollevamento industriali. Lo studio ha riguardato sia la modellazione al computer di tali macchinari, sia lo studio di metodologie di controllo e comando atte ad evitare l'insorgenza di situazioni pericolose durante la manovra di tali macchinari, sia la loro validazione tramite apparati sperimentali prototipali appositamente sviluppati. L'ing. Stefano Cenci ha inoltre avuto modo di applicare le conoscenze acquisite anche in altri settori, come quello della robotica per riabilitazione, realizzando delle attrezzature adatte ad assistere i pazienti post-ictus durante il periodo di terapia per il recupero delle capacità motorie degli arti superiori.

L'ing. Cenci durante il triennio 2007 – 2009 ha avuto modo di confrontarsi anche con problematiche derivanti dalle attività di produzione industriale acquisendo competenze relative alla simulazione e realizzazione di sistemi di trasporto a cuscino d'aria, sviluppo di software di simulazione applicati a macchinari per lo stampaggio di minuteria metallica, sviluppo di celle robotizzate per l'assemblaggio automatizzato flessibile di scambiatori di calore.

Il percorso scientifico svolto nel triennio 2007-2009 gli ha permesso di acquisire la padronanza:

- delle tecniche di modellazione e simulazione di meccanismi reali
- dello sviluppo, simulazione e implementazione di sistemi di controllo
- di tecniche di programmazione di calcolatori e microcontrollori
- di metodologie per affrontare e risolvere le problematiche derivanti da casi applicativi reali

I principali lavori svolti dall'ing. Cenci sono stati sviluppati all'interno del gruppo di ricerca di Meccanica Applicata alle Macchine dell'Università degli Studi di Padova. L'attività effettuata ha progressivamente rivelato l'interessante valenza applicativa dei risultati ottenuti e la crescita di autonomia e maturità scientifica da parte dell'ing. Stefano Cenci.

Il buon livello del suo percorso scientifico è documentato dalla stesura di svariate memorie, presentate a convegni internazionali e nazionali.

Al termine del triennio di Dottorato, l'Ing. Cenci risulta coautore delle seguenti pubblicazioni:

**ARTICOLI SU ATTI DI CONGRESSO INTERNAZIONALE**

1. 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 2009

2. G.ROSATI, A.BIONDI, S.CENCI, A.ROSSI, G.BOSCHETTI, "A HAPTIC SYSTEM TO ENHANCE STABILITY OF HEAVY DUTY MACHINES", IN PROCEEDINGS OF IMECE 2008, BOSTON, MASSACHUSETTS, NOVEMBER 2008

**ARTICOLI SU ATTI DI CONGRESSO NAZIONALE**

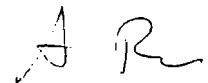
3. A.ROSSI, A.BIONDI, S. CENCI, G.ROSATI, "SVILUPPO DI UN MODELLO SEMPLIFICATO DI SOLLEVATORE TELESCOPICO", IN PROCEEDINGS OF AIMETA 2007, BRESCIA, ITALY, SEPTEMBER 2007

**PUBBLICAZIONI A DIVULGAZIONE NAZIONALE**

4. S.CENCI, G.ROSATI, A.ROSSI, N.MAZZUCATO E R.SECOLI, "TRASFERIMENTO TECNOLOGICO PER L'AUTOMAZIONE NEL SETTORE CALZATURIERO", VOLUME EDITO DAL POLITECNICO CALZATURIERO VIA VENEZIA, 62 VIGONZA (PD), DICEMBRE 2008

La valutazione complessiva dell'attività svolta dall'ing. Stefano Cenci lo fa ritenere meritevole di ammissione all'esame finale di dottorato. Il giudizio complessivo esprimibile circa l'attività e la preparazione dell'Ing. Stefano Cenci è pertanto OTTIMO.

Il Supervisore  
Prof. Aldo Rossi



**RELAZIONE SULL'ATTIVITÀ SVOLTA DALL'ALLIEVO**  
**ING. RICCARDO CERVO**  
**NEL CORSO DEL TRIENNIO DI**  
**DOTTORATO DI RICERCA IN INGEGNERIA INDUSTRIALE, INDIRIZZO**  
**MECCATRONICA E SISTEMI INDUSTRIALI**  
**(XXII ciclo)**

Titolo della ricerca:

*Experimental and numerical analysis of welding and heat treatment on duplex stainless steels*

(Analisi sperimentale e numerica della saldatura e del trattamento termico di acciai inossidabili duplex)

L'ing. Riccardo Cervo ha svolto la sua attività di ricerca con specifico riferimento alle tematiche relative alle tecnologie di saldatura degli acciai inossidabili, con particolare riferimento alle famiglie maggiormente innovative, quali gli austeno-ferritici (duplex e superduplex). Lo studio ha riguardato tanto i processi di saldatura tradizionali e innovativi (laser, fascio elettronico), quanto l'evoluzione microstrutturale (per effetto di fenomeni isotermi e anisotermi) indotta dalla saldatura stessa e da processi di trattamento termico.

Il percorso scientifico svolto nel triennio 2007-2009 gli ha permesso di acquisire la padronanza

- delle principali tecniche di indagine metallurgica (microscopia ottica con analisi di immagine, radiografia, analisi delle curve di raffreddamento) e meccanica (durezza, trazione, resilienza),
- delle metodologie di elaborazione e di interpretazione dei risultati, valutandoli in relazione alle complesse problematiche di solidificazione tipiche dei processi di saldatura,
- degli strumenti di simulazione numerica, in particolare per lo studio dei fenomeni di precipitazione di fasi infragilenti.

L'attività effettuata ha progressivamente rivelato l'interessante valenza applicativa dei risultati ottenuti e la crescita di autonomia e maturità scientifica da parte dell'ing. Riccardo Cervo.

Il livello molto buono del suo percorso scientifico è peraltro ben documentato dalla stesura di svariate memorie, presentate a convegni internazionali e pubblicate o in fase di pubblicazione su riviste nazionali.

Al termine del triennio di Dottorato, l'Ing. Cervo risulta coautore delle seguenti pubblicazioni:

**ARTICOLI SU RIVISTA INTERNAZIONALE IN CORSO DI REFERAGGIO**

R. CERVO, P. FERRO, A. TIZIANI (2009) "ANNEALING TEMPERATURE EFFECTS ON SUPER DUPLEX STAINLESS STEEL UNS S32750 WELDED JOINTS. I: MICROSTRUCTURE AND PARTITIONING OF ELEMENTS", Submitted to Journal of Materials Science, 2009.

R. CERVO, P. FERRO, A. TIZIANI, F. ZUCCHI (2009) "ANNEALING TEMPERATURE EFFECTS ON SUPER DUPLEX STAINLESS STEEL UNS S32750 WELDED JOINTS. II: PITTING CORROSION RESISTANCE EVALUATION", Submitted to Journal of Materials Science, 2009.

## **ARTICOLI SU RIVISTA NAZIONALE**

F. BONOLLO, P. FERRO, R. CERVO, B. VIANELLO, M. DURANTE (2009) "METALLURGICAL AND MECHANICAL CHARACTERIZATION OF UNS S32750 WELDED JOINTS WITH INNOVATIVE FILLER WIRE" in: La Metallurgia Italiana, Ottobre 2009.

## **ARTICOLI SU ATTI DI CONGRESSO INTERNAZIONALE**


P. FERRO, R. CERVO, F. BONOLLO, R. BERTELLI (2007) "SET UP AND IMPLEMENTATION OF A NUMERICAL MODEL FOR THE SIMULATION OF HEAT TREATMENT OF DUPLEX STAINLESS STEELS" in: Proc. International Conference and Expo Duplex 2007, 18-20 June 2007, AIM, Grado.

## **ARTICOLI SU ATTI DI CONGRESSO NAZIONALE**

F. BONOLLO, P. FERRO, R. CERVO, A. LOTTERI, M. DURANTE (2008) "CARATTERIZZAZIONE METALLURGICA E MECCANICA DI GIUNTI SALDATI IN ACCIAIO INOX UNS S32750 OTTENUTI MEDIANTE MATERIALE D'APPORTO INNOVATIVO" in: Proc. 32° Convegno Nazionale AIM, 24-26 Settembre 2008, AIM, Ferrara.

A. TIZIANI, P. FERRO, R. CERVO, M. BULLA (2008) "STUDIO DELLA PRECIPITAZIONE DELL'AUSTENITE SECONDARIA E DELLA RESISTENZA A CORROSIONE IN CORDONI DI SALDATURA UNS S32750 TRATTATI TERMICAMENTE: INFLUENZA DELLA COMPOSIZIONE CHIMICA DEL MATERIALE D'APPORTO" in: Proc. 32° Convegno Nazionale AIM, 24-26 Settembre 2008, AIM, Ferrara.

La valutazione complessiva dell'attività svolta dall'ing. Riccardo Cervo lo fa ritenere meritevole di ammissione all'esame finale di dottorato Il giudizio complessivo esprimibile circa l'attività e la preparazione dell'Ing. Riccardo Cervo è pertanto molto buono.

  
Il Supervisore  
Prof. Franco Bonollo

RELAZIONE SULL'ATTIVITÀ SVOLTA DALL'ALLIEVO  
**ING. RICCARDO SECOLI**  
NEL CORSO DEL TRIENNIO DI  
**DOTTORATO DI RICERCA IN INGEGNERIA INDUSTRIALE, INDIRIZZO  
MECCATRONICA E SISTEMI INDUSTRIALI**  
(XXII ciclo)

Titolo della ricerca:

**Controllo di robot per la riabilitazione dell'arto superiore di pazienti post-ictus**  
(*Robot control for upper limb post-stroke rehabilitation*)

L'ing. Riccardo Secoli ha svolto la sua attività di ricerca con specifico riferimento alle tematiche relative alla progettazione e realizzazione di controlli avanzati per robot adibiti alla riabilitazione degli arti superiori per pazienti post-ictus. In particolare, la sua attività di ricerca si è focalizzata nella progettazione e realizzazione di sistemi di controllo atti ad ottimizzare l'interazione uomo-macchina, al fine di massimizzare i benefici della terapia robotica grazie ad un maggiore coinvolgimento del paziente nell'esecuzione dell'esercizio robot-assistito.

Nel biennio 2007-2008, la sua attività di ricerca si è focalizzata principalmente sulla progettazione e la realizzazione di una macchina planare ad uso domiciliare, per la riabilitazione dell'arto superiore per pazienti post-ictus in fase cronica. In tale macchina sono stati implementati gli algoritmi di controllo ottimizzati basati sul concetto dell'*assist-as-needed*.

Per dare ulteriore sviluppo ed estendere il campo di applicazione della ricerca, nel corso del 2009, l'Ing. Riccardo Secoli ha trascorso un periodo di circa 9 mesi presso il Biomechatronics Lab. – Department of Mechanical and Aerospace Engineering- University of California, Irvine, sotto la supervisione del Prof. David J. Reinkensmeyer. Durante tale periodo, si è inserito con autonomia e reciproca soddisfazione all'interno di uno dei gruppi di lavoro più autorevoli a livello internazionale nell'ambito della robotica per la riabilitazione neurologica. In tale periodo, l'Ing. Secoli ha approfondito in particolare alcuni aspetti relativi alle neuroscienze quali i meccanismi e modelli di motor learning e motor control, con particolare riferimento all'utilizzo del feedback sonoro durante la terapia assistita da robot. In tale periodo, l'Ing Riccardo Secoli ha realizzato un'interfaccia innovativa uomo-macchina la cui efficacia è stata validata tramite uno studio clinico svoltosi presso il Clinical Research Center della University of California Irvine.

In aggiunta alle succitate attività, nel corso dell'anno 2008 ha partecipato ad un progetto di ricerca nel campo dell'automazione industriale promosso dal Metaditretto Calzaturiero Veneto con scopo finale l'introduzione nel processo produttivo di sistemi automatizzati innovativi al fine di migliorare la realizzazione delle scarpe di alta moda.

Il percorso scientifico nel triennio 2007-2009 ha permesso al candidato di acquisire una significativa padronanza

- nella progettazione e realizzazione di sistemi di controllo real-time avanzati (progettazione del controllo e implementazione del codice) per sistemi robotici interagenti con l'operatore umano (in particolare, sistemi riabilitativi)
- delle metodologie di elaborazione e di interpretazione dei risultati di sperimentazioni cliniche di sistemi robotici
- delle metodologie di analisi di problematiche applicative legate all'automazione industriale



L'attività effettuata ha progressivamente rivelato l'interessante valenza applicativa dei risultati ottenuti e la crescita di autonomia e maturità scientifica da parte dell'ing. Riccardo Secoli.

Il buon livello del percorso scientifico è documentato dalla stesura di memorie, presentate a convegni internazionali e in fase di pubblicazione su riviste internazionali. Al termine del triennio di Dottorato, l'Ing. Secoli risulta autore delle seguenti pubblicazioni:

#### **ARTICOLI SU ATTI DI CONGRESSO INTERNAZIONALE**

[1] 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

[2] G. Rosati, D. Zanotto, R. Secoli, and A. Rossi

**Design and control of two planar cable-driven robots for upper-limb neurorehabilitation**

In Proceedings of the IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR2009, pages 560–565, Kyoto, Japan, June 23-26 2009

[3] G. Rosati, R. Secoli, D. Zanotto, A. Rossi, and G. Boschetti

**Planar robotic systems for upper-limb post-stroke rehabilitation**

In Proceedings of the ASME International Mechanical Engineering Congress & Exposition IMECE 2008, Boston, MA, USA, Oct 31 - Nov 6 2008

#### **LIBRI A DIVULGAZIONE NAZIONALE**

S.Cenci, G.Rosati, A.Rossi e R.Secoli

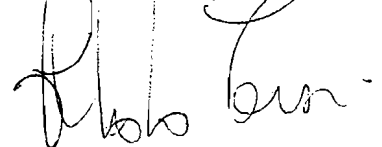
**Trasferimento tecnologico per l'Automazione nel Settore Calzaturiero**

Volume pubblicato dal Politecnico Calzaturiero Veneto Scarl, Via Venezia 62, Vigonza (PD).

In conclusione, al termine del percorso formativo l'allievo presenta buone capacità di analisi e di risoluzione di problematiche inerenti la robotica interagente, ed un ottimo livello di autonomia nella conduzione di sperimentazioni scientifiche, grazie soprattutto al periodo svolto all'estero che ha determinato una importante crescita del profilo del candidato.

Il giudizio complessivo è OTTIMO.

Il Supervisore  
Prof. Alberto Trevisani



RELAZIONE SULL'ATTIVITÀ SVOLTA DALL'ALLIEVO  
**ING. FABIO SGARBOSSA**  
NEL CORSO DEL TRIENNIO DI  
**DOTTORATO DI RICERCA IN INGEGNERIA INDUSTRIALE, INDIRIZZO**  
**MECCATRONICA E SISTEMI INDUSTRIALI**  
(XXII ciclo)

Titolo della ricerca:

**Models for efficiency optimization of industrial plants and logistics**

*(Modelli per l'ottimizzazione dell'efficienza degli impianti e della logistica)*

L'attività svolta da Fabio Sgarbossa si è sviluppata nel triennio di dottorato nell'ambito delle aree di interesse del Gruppo Nazionale di Ricerca "Impianti Industriali Meccanici" (SSD ING-IND/17), che si sono definite e consolidate a livello nazionale con lo sviluppo di attività di ricerca nei settori attinenti la progettazione, la realizzazione e la gestione di sistemi di produzione industriale. I principali lavori svolti dall'Ing. Sgarbossa sono stati sviluppati all'interno del gruppo di ricerca di "Impianti Industriali Meccanici" dell'Università degli Studi di Padova. I maggiori contributi scientifici sono stati pubblicati sulle più rilevanti riviste di settore e presentati a diversi Convegni di Ricerca Internazionali.

Le attività di ricerca hanno portato l'Ing. Sgarbossa a trascorrere un periodo nell'autunno del 2008 in qualità di "visiting researcher" presso il Quality and Reliability Engineering Laboratory, Department of Industrial and Systems Engineering, Rutgers University, Piscataway – New Jersey (USA), in collaborazione con il prof. Pham, Department Chairman. Tale collaborazione con il prof. Pham è tuttora attiva su diverse tematiche legate alla system reliability modeling su ambienti operativi, di notevole interesse per la comunità scientifica e industriale.

Lo spettro di interesse dell'attività di ricerca scientifica svolta dal candidato, sia di tipo teorico sia sperimentale è prevalentemente rivolto ai seguenti filoni (la numerazione si riferisce all'elenco complessivo delle pubblicazioni riportato in allegato nelle pagine seguente):

1. STUDIO E PROGETTAZIONE DI IMPIANTI INDUSTRIALI e DEI SERVIZI GENERALI DI IMPIANTO
  - a. Pubblicazioni: [1], [2], [5], [8], [9], [10], [16], [17], [18], [25], [26], [30]
2. STUDIO E PROGETTAZIONE DELLE TECNOLOGIE DI PRODUZIONE, PROGETTAZIONE ERGONOMICA DEI SISTEMI DI PRODUZIONE E AUTOMAZIONE DEI SISTEMI DI PRODUZIONE
  - a. Pubblicazioni: [3], [13], [14], [28], [31], [34], [35], [38]
3. GESTIONE DEI SISTEMI DI PRODUZIONE E DELLA MANUTENZIONE DEGLI IMPIANTI INDUSTRIALI
  - a. Pubblicazioni: [4], [11], [15], [20], [21], [24], [27], [29], [32], [37], [40]
4. LOGISTICA DEGLI IMPIANTI INDUSTRIALI
  - a. Pubblicazioni: [6], [7], [12], [19], [22], [23], [33], [36], [39]

Il primo filone di ricerca riguarda lo studio degli aspetti tecnici, economici ed organizzativi connessi alla progettazione e allo studio di fattibilità degli impianti produttivi e di servizio intesi come sistemi complessi. I principali temi specifici sono: studi di fattibilità, scelte ubicazionali, studio del lay-out generale e dettagliato, scelta del grado di integrazione dell'unità produttiva.

Il secondo filone studia degli aspetti connessi alla definizione e allo sviluppo delle tecnologie industriali e lo studio dei problemi connessi all'inserimento dell'operatore umano nei sistemi produttivi e di assemblaggio con riferimento ai suoi rapporti con l'ambiente, le macchine e gli altri operatori. In tale filone viene studiato ed approfondito anche l'impatto dell'automazione nei sistemi produttivi, la progettazione di sistemi automatizzati e flessibili per produzioni di processo e per parti e più in generale l'automazione di fabbrica.

Il filone di ricerca inerente la gestione dei sistemi di produzione affronta lo studio degli aspetti connessi alla gestione e all'esercizio del sistema di produzione. Particolare riguardo per gli aspetti manutentivi viene dato da tale filone. I principali temi specifici sono: programmazione della produzione, teoria affidabilistica, organizzazione della manutenzione, gestione dei ricambi, gestione del sistema informativo di produzione, sistemi integrati di gestione della produzione.

Lo studio degli aspetti connessi alla progettazione e gestione dei sistemi logistici industriali e relativi componenti è oggetto del quarto filone di ricerca. I principali temi specifici sono: gestione dei materiali, gestione degli acquisti e degli approvvigionamenti, movimentazione dei materiali (material handling), confezionamento ed imballaggio dei prodotti, stoccaggio e conservazione dei prodotti, progettazione e gestione delle reti di distribuzione, sistemi di trasporto e distribuzione, sistemi informativi logistici, organizzazione dei sistemi logistici.

Fabio Sgarbossa ha sviluppato, in collaborazione con il Gruppo di ricerca della Sede, ricerche in un ampio spettro di tematiche, come si evince dall'elenco delle pubblicazioni riportato nelle pagine seguenti.

## **ELENCO COMPLETO DELLE PUBBLICAZIONI**

### **PUBBLICAZIONI SU RIVISTA INTERNAZIONALE**

[1] BATTINI D., FACCIO M., FERRARI E., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2007), Design Configuration for a Mixed-Model Assembly System in case of Low Product Demand, INTERNATIONAL JOURNAL ADVANCED MANUFACTURING TECHNOLOGY. Vol. 34, No. 1-2, pp. 188-200 ISSN: 0268-3768. (I.F. 0.743).

[2] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2009). Balancing-Sequencing Procedure For A Mixed Model Assembly System In Case Of Finite Buffer Capacity. INTERNATIONAL JOURNAL OF ADVANCED MANUFACTURING TECHNOLOGY. Vol. 44, No. 3-4, pp. 345-359. ISSN: 0268-3768. (I.F. 0.743).

[3] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2009), A new methodological framework to implement an RFID project and its application, INTERNATIONAL JOURNAL OF RF TECHNOLOGIES: RESEARCH AND APPLICATIONS. Vol. 1, No. 1, pp. 77-94. ISSN: 1754-5730.

[4] PERSONA A., PHAM H., SGARBOSSA F., (2009), Systemability Function to Optimisation Reliability in Random Environment. INTERNATIONAL JOURNAL OF

MATHEMATICS IN OPERATIONAL RESEARCH. Vol. 1, No. 3, pp. 397–417. ISSN: 1757-5850.

[5] BATTINI D., FACCIO M, PERSONA A., SGARBOSSA F., (2009) Design of the Optimal Feeding Policy in an Assembly System, INTERNATIONAL JOURNAL OF PRODUCTION ECONOMICS. Vol. 121, No.1, pp. 233-254. ISSN:0925-5273. (I.F. 2.026).

[6] BATTINI D., GRASSI A., PERSONA A., SGARBOSSA F., (2009). Consignment Stock Inventory Policy: Methodological Framework and Model. INTERNATIONAL JOURNAL OF PRODUCTION RESEARCH. First on-line. DOI. 10.1080/00207540802570669. ISSN: 0020-7543 (I.F. 0.774).

[7] D. BATTINI, A. GUNASEKARAN, M. FACCIO, A. PERSONA, F. SGARBOSSA, (2009) Consignment Stock inventory model in an integrated supply chain, INTERNATIONAL JOURNAL OF PRODUCTION RESEARCH. selected for the special issue on Modelling and Analysis of Outsourcing Decisions in Global Supply Chains. IN PROOFS. ISSN: 0020-7543. (I.F. 0.774).

[8] BATTINI D., FACCIO M, PERSONA A., SGARBOSSA F., (2009) Logistic Game™: Learning By Doing And Knowledge-Sharing, PRODUCTION PLANNING & CONTROL. First on-line. DOI: 10.1080/09537280903119056. ISSN: 0953-7287. (I.F. 0.597).

[9] BATTINI D., FACCIO M, PERSONA A., SGARBOSSA F., (2009) Framework to Optimize the Inventory Centralization/Decentralization Degree and Feeding Policy in Assembly Systems, INTERNATIONAL JOURNAL OF SERVICES AND OPERATIONAL MANAGEMENT (scheduled in IJSOM V6 N2 2010 SI). ISSN: 1744-2370.

[10] BATTINI D., FACCIO M, PERSONA A., SGARBOSSA F., (2009) Evaluation of the mixed-model assembly line balancing problem with variable operation times and product mix, INTERNATIONAL JOURNAL OF SERVICES AND OPERATIONAL MANAGEMENT. (scheduled in IJSOM V6 N2 2010 SI). ISSN: 1744-2370.

[11] SGARBOSSA, F., PERSONA A., PHAM H., (2009) Age Replacement Policy in Random Environment using Systemability. INTERNATIONAL JOURNAL OF SYSTEM SCIENCE. IN PROOFS. ISSN: 0020-7721. (Accepted 4 September 2009) (I.F. 0.634).

[12] AZZI A., BATTINI D, PERSONA A, SGARBOSSA F (2009). Decreasing Network Complexity with Logistics Outsourcing: An Entropic Approach. INTERNATIONAL JOURNAL OF PROCUREMENT MANAGEMENT, ISSN: 1753-8432. IN PRESS (accepted 29 June 2009).

#### **PUBBLICAZIONI IN PROCEEDING DI CONVEGNI INTERNAZIONALI CON REFEREE**

[13] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F., (2007), Linking Ergonomics Evaluation And Assembly System Design Problem In A New Integrated Procedure. In: PROCEEDING ICPR 07. 19th INTERNATIONAL CONFERENCE ON PRODUCTION RESEARCH, ICPR. Valparaiso, Chile. July 29 - August 3 2007. (Lo sviluppo di questo articolo ha portato alla stesura della pubblicazione [34]).

[14] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F., (2007), Study Of Innovative Applications Of Rfid Technology: Methodological Framework. In: PROCEEDING ICPR 2007. 19th INTERNATIONAL CONFERENCE ON PRODUCTION RESEARCH, ICPR. Valparaiso, Chile. July 29 - August 3 2007. (Lo sviluppo di questo articolo ha portato alla stesura della pubblicazione [3]).

[15] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F.. (2007), Reliability In Random Environment: Systemability And Its Applications, In: PROCEEDING OF ISSAT 2007. 12th ISSAT CONFERENCE ON RELIABILITY AND QUALITY IN DESIGN. Seattle, USA. 2-4 August

2007. ISBN 978-0-9763486-2-7. (Lo sviluppo di questo articolo ha portato alla stesura della pubblicazione [4]).

[16] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2007), The Logistic Game. In: PROCEEDING OF 25th INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE SYSTEM DYNAMICS SOCIETY. Boston. July 29 - August 2 2007. ISBN 978-0-9745329-7-4. (Lo sviluppo di questo articolo ha portato alla stesura della pubblicazione [8]).

[17] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2008), Optimal Centralization/Decentralization Degree of Components Inventory and Optimal Feeding System in an Assembly System, GLOBAL BUSINESS AND INNOVATION DEVELOPMENT CONFERENCE (BIRC, Emerald, Elsevier, Science Direct Conference), Rio De Janeiro, 16-19 January 2008. ISBN 978-1-60585-005-4. (Lo sviluppo di questo articolo ha portato alla stesura della pubblicazione [9]).

[18] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2008), Evaluation of the mixed model assembly line balancing problem in presence of variability of task time and demand; GLOBAL BUSINESS AND INNOVATION DEVELOPMENT CONFERENCE (BIRC, Emerald, Elsevier, Science Direct Conference), Rio De Janeiro, 16-19 January 2008. ISBN 978-1-60585-005-4. (Lo sviluppo di questo articolo ha portato alla stesura della pubblicazione [2]).

[19] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2008), A single vendor multiple buyer inventory model for evaluating Consignment Stock Policy, GLOBAL BUSINESS AND INNOVATION DEVELOPMENT CONFERENCE (BIRC, Emerald, Elsevier, Science Direct Conference), Rio De Janeiro, 16-19 January 2008. ISBN 978-1-60585-005-4. (questo articolo ha ricevuto il titolo di "BEST PAPER AWARD" come paper di miglior qualità). (Lo sviluppo di questo articolo ha portato alla stesura della pubblicazione [6]).

[20] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2008), Reliability of motorcycle components using systemability approach, 14th ISSAT INTERNATIONAL CONFERENCE ON RELIABILITY AND QUALITY IN DESIGN, Orlando, Florida USA. 7-9 August 2008. ISBN 978-0-9763486-4-1. (Lo sviluppo di questo articolo ha portato alla stesura della pubblicazione [4]).

[21] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2009), Information Technology Management in Healthcare Supply Chain: a conceptual framework, PRODUCTION AND OPERATIONS MANAGEMENT SOCIETY CONFERENCES, Orlando, Florida USA. 1-4 May 2009.

[22] ORTOLANI C., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2009), Modelling external transport costs in distribution networks, PRODUCTION AND OPERATIONS MANAGEMENT SOCIETY CONFERENCES, Orlando, Florida USA. 1-4 May 2009. (Lo sviluppo di questo articolo ha portato alla stesura della pubblicazione [36]).

[23] AZZI A., BATTINI D., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2009), An entropic model for evaluating impacts of Third-party logistics, In: PROCEEDING ICPR 2009. 20th INTERNATIONAL CONFERENCE ON PRODUCTION RESEARCH, ICPR. Shanghai, China. 2-6 August 2009. (Lo sviluppo di questo articolo ha portato alla stesura della pubblicazione [12]).

[24] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2009), Components Management Policies in Assembly To Order Environments, In: PROCEEDING ICPR 2009. 20th INTERNATIONAL CONFERENCE ON PRODUCTION RESEARCH, ICPR. Shanghai, China. 2-6 August 2009. (Lo sviluppo di questo articolo ha portato alla stesura della pubblicazione [38]).

## **PUBBLICAZIONI SU RIVISTE NAZIONALI DI SETTORE**

[25] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F., (2008) L'Assemblaggio Flessibile: descrizione di un approccio innovativo per un corretto bilanciamento della linea. IMPIANTISTICA ITALIANA. Anno XXI N. 6 novembre-dicembre 2008 – pp. 71-75.

[26] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F., (2009) Il Logistic Game <sup>TM</sup>. Un gioco di simulazione per apprendere. LOGISTICA & MANAGEMENT. Aprile 2009 – pp. 43-50.

#### **PUBBLICAZIONI SU ATTI DI CONGRESSI NAZIONALI DI SETTORE**

[27] BATTINI D., GRASSI A., PERSONA A., SGARBOSSA F.. (2007), Framework per lo studio della gestione Consignment Stock per prodotti con domanda stocastica e possibile rischio di obsolescenza, In: ATTI DEL CONVEGNO ANIMP 2007. CONVEGNO NAZIONALE "INGEGNERIA E IMPIANTISTICA ITALIANA". Porto Ferraio, Isola d'Elba. 26-28 Aprile 2007.

[28] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2007), Studio di applicazioni innovative della tecnologia RFID per tracciare e gestire informazioni in impianti complessi: framework metodologico. In: ATTI DEL CONVEGNO ANIMP 2007. CONVEGNO NAZIONALE "INGEGNERIA E IMPIANTISTICA ITALIANA". Porto Ferraio, Isola d'Elba. 26-28 Aprile 2007.

[29] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2008), L'innovativo concetto di Systemability per l'analisi affidabilistica: sviluppi e applicazioni. Summer School del gruppo ING-IND 17 "F. Turco", Gaeta, Italia. 9-12 Settembre 2008.

[30] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2008), Procedura integrata di Bilanciamento-Sequenziamento per un sistema di assemblaggio tipo Mixed Model Assembly in caso di buffer a capacità finita.. Summer School del gruppo ING-IND 17 "F. Turco", Gaeta, Italia. 9-12 Settembre 2008. (SELEZIONATO PER PUBBLICAZIONE SU IMPIANTISTICA ITALIANA)

[31] AZZI A., BATTINI D., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2009), Approccio innovativo nella progettazione e gestione di AS/RS Multishuttle, In: ATTI DEL CONVEGNO ANIMP 2009. CONVEGNO NAZIONALE "INGEGNERIA E IMPIANTISTICA ITALIANA", Roma, Italia. 11-12 Giugno 2009.

[32] AZZI A., BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2009), Quantificare l'indice annuo dei costi di giacenza: modello di calcolo e analisi comparativa di casi studio, In: ATTI DEL CONVEGNO ANIMP 2009. CONVEGNO NAZIONALE "INGEGNERIA E IMPIANTISTICA ITALIANA", Roma, Italia. 11-12 Giugno 2009.

[33] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2009), Sustainable Spare Parts Logistics. Summer School del gruppo ING-IND 17 "F. Turco", Monopoli, Italia. 15-19 Settembre 2009.

#### **PUBBLICAZIONI SU RIVISTA INTERNAZIONALE IN CORSO DI REFERAGGIO**

[34] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2008), New methodological framework to improve productivity and ergonomics in assembly system design, INTERNATIONAL JOURNAL OF INDUSTRIAL ERGONOMICS. ISSN: 0003-6870. (I.F. 0.760).

[35] SGARBOSSA, F., PHAM H., (2008) A Weibull-based Cost Model with Considerations of Random Field Environments, IEEE TRANSACTION ON RELIABILITY. ISSN: 0018-9529. (I.F. 1.315).

- [36] ORTOLANI C., PERSONA A., SGARBOSSA F., (2009) Quantitative modelling of green distribution network. TRANSPORTATION RESEARCH PART D: TRANSPORT AND ENVIRONMENT. ISSN: 1361-9209. (I.F. 1.447).
- [37] SGARBOSSA, F., PERSONA A., PHAM H., (2009) Periodic Replacement Policy in Random Environment using Systemability. QUALITY AND RELIABILITY ENGINEERING INTERNATIONAL. ISSN: 0748-8017. (I.F. 0.828).
- [38] BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F., (2009) "Supermarket Warehouses": Stocking Policies Optimization in an Assembly-to-Order Environment". INTERNATIONAL JOURNAL OF ADVANCED MANUFACTURING TECHNOLOGY. ISSN: 0268-3768. (I.F. 0.743).
- [39] AZZI A., BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F., (2009) Innovative Travel Time Model For Dual-Shuttle Automated Storage/Retrieval Systems. European Journal of Operational Research. ISSN: 1545-8830 (I.F. 1.627).
- [40] AZZI A., BATTINI D., FACCIO M., PERSONA A., SGARBOSSA F. (2009). Methodological framework to estimate inventory costs, INTERNATIONAL JOURNAL OF PRODUCTION ECONOMICS. ISSN:0925-5273. (I.F. 2.026).

In riferimento alla tesi di dottorato, Fabio Sgarbossa ha sviluppato alcuni modelli per il miglioramento dell'efficienza negli impianti industriali e nella logistica. La tesi è un documento ben articolato scritto in lingua inglese.

La ricerca nasce dalla considerazione che gli impianti industriali e la logistica richiedono livelli di efficienza sempre più elevati per garantire flessibilità operativa e competitività. Sono diversi i fattori che influiscono nell'efficienza di un sistema logistico-produttivo e molti di questi dipendono spesso dalle condizioni operative del sistema.

Il progetto di ricerca di Fabio Sgarbossa analizza le teorie fondamentali riguardanti la definizione di efficienza e performances dei sistemi logistico-produttivi (indice Overall Equipment Efficiency - OEE). Affronta i diversi modelli per il calcolo di tale indice e più in generale delle performance degli impianti e la loro dipendenza da principali fattori legati alla disponibilità dei sistemi e alla qualità dei beni prodotti.

Su tali fattori, il lavoro di ricerca si concentra maggiormente sulle problematiche di Systems Reliability Modelling, grazie alle quali si definiscono modelli per l'analisi dell'affidabilità e disponibilità di componenti e/o sistemi complessi di produzione. L'introduzione e sviluppo da parte dell'Ing. Fabio Sgarbossa di nuovi modelli teorici ha permesso di estendere la base teorica anche a sistemi logistico-produttivi soggetti a condizioni ambientali proprie.

Il lavoro di tesi si concentra su tali obiettivi principali:

1. Studio e analisi dei principali modelli per l'analisi dell'efficienza dei sistemi logistico-produttivi e del loro legame con la loro disponibilità;
2. Dimostrazione della forte dipendenza dell'affidabilità e della disponibilità di un componente-sistema dalle condizioni ambientali in cui opera;
3. Definizione di nuovi modelli teorici per la modellazione delle caratteristiche affidabilistiche e loro validazione tramite applicazioni industriali, per una più accurata stima dell'efficienza dei sistemi;
4. Introduzione di nuove politiche manutentive basate sull'estensione della letteratura scientifica grazie ai modelli teorici precedentemente verificati, per il miglioramento degli indici di efficienza;

5. Modellizzazione di sistemi logistici automatizzati del tipo Automated Storage & Retrieval System Dual-Shuttle (AS/RSs Dual-Shuttle). Definizione di un nuovo modello per l'analisi delle performance del sistema e comparazione con i modelli esistenti in letteratura.

Questo lavoro di ricerca è stato sviluppato in collaborazione con il Prof. Hoang Pham del Department of Industrial and Systems Engineering, Rutgers University, Piscataway – New Jersey (USA), che ha ospitato per alcuni mesi del 2008 Fabio Sgarbossa in qualità di “visiting researcher” presso il Quality and Reliability Engineering Laboratory di tale dipartimento. La collaborazione con il prof. Pham è tuttora attiva su diverse tematiche legate alla system reliability modeling su ambienti operativi, di notevole interesse per la comunità scientifica e industriale. Fin dall'inizio, si è posto l'obiettivo di apportare un'innovazione sia nella base teorica riguardante la maintenance modeling, sia nella conseguente applicazione pratica in contesti industriali a noi contemporanei. Alcuni risultati raggiunti sono stati presentati da Fabio Sgarbossa alle conferenze internazionali ISSAT 07, Seattle (USA) e ISSAT 08, Orlando (USA), e alcuni lavori sono stati pubblicati in diverse riviste internazionali di settore nel corso del 2008-2009.

All'attività di ricerca, l'Ing. Sgarbossa ha anche affiancato un'attività didattica strutturata (attività didattica integrativa per dottorandi) comprendente cicli di lezioni ed esercitazioni nei corsi afferenti al S.S.D ING-IND/17, nell'ambito del corso di laurea in Ingegneria Gestionale (Laurea Triennale, Laurea Specialistica), Ingegneria Meccanica, Ingegneria Meccatronica, Ingegneria dell'Innovazione del Prodotto, assistenza studenti, assistenza tesi, risultando correlatore di alcune tesi di laurea specialistica e triennale.

Ha tenuto inoltre cicli di lezione nell'ambito di corsi IFTS (“Tecnico esperto della produzione industriale”, “Tecnico superiore per la produzione e la logistica”, “Tecnico esperto in Amministrazione Economico Finanziaria e Controllo di Gestione”) organizzati dall'ITIS Rossi di Vicenza, dall'IPSIA di Rovigo, dall'IPSIA Galilei di Castelfranco Veneto e riconosciuti dalla Facoltà di Ingegneria dell'Università di Padova.

Ha tenuto cicli di lezione anche in corsi FSE (“Corso FSE per tecnico in automazione”, “Corso FSE tecnico dei sistemi meccatronici”, “Corso FSE tecnico della programmazione dei sistemi meccatronici”, “Corso FSE tecnico in informatica industriale”) organizzati dall'ITIS Rossi di Vicenza, dall'IPSIA Galilei di Castelfranco Veneto.

Sempre nell'ambito della formazione Fabio Sgarbossa ha contribuito alla progettazione e realizzazione di una competizione a squadre sponsorizzata da Aziende, il “Logistic Game”, che è stato realizzato in Dicembre 2006, 2007, 2008, 2009 nell'evento Becoming Manager presso la Fiera di Vicenza e in marzo 2007 nell'evento Logistic Day (Jade) dove hanno gareggiato tra loro in totale più di 40 squadre di studenti iscritti in diverse Università italiane (Bocconi, Politecnico di Milano, Università Roma, Parma, etc.), per un totale di più di 200 studenti partecipanti sotto la supervisione di più di 40 manager aziendali. Il “Logistic Game©” è un gioco innovativo per facilitare l'apprendimento da parte degli studenti delle materie impiantistiche e favorire la selezione di giovani risorse da parte delle aziende. Il marchio del gioco è registrato a livello comunitario a nome dell'Università di Padova.

L'Ing. Sgarbossa ha sviluppato alcune ricerche mirate all'innovazione logistico produttiva in contesti industriali, risultando vincitore idoneo di bandi emessi dal dipartimento di tecnica e Gestione dei Sistemi industriali nell'ambito di progetti di ricerca del Prof. Alessandro Persona:

Nel 2007 risulta vincitore dell'affidamento dal titolo “Modelli dinamici per lo studio dei flussi di materiali”, presso il Dipartimento di Tecnica e Gestione dei Sistemi Industriali, sotto la direzione scientifica del prof. Persona, riguardante lo studio e l'implementazione di modelli dinamici per lo studio del flusso dei materiali (Bando D.T.G. N°15/2007).



Nel 2008 risulta vincitore dell'affidamento dal titolo "Modelli per il calcolo di OEE-indice di efficienza complessivo-nell'industria di processo", presso il Dipartimento di Tecnica e Gestione dei Sistemi Industriali, sotto la direzione scientifica del prof. Persona, riguardante lo studio e l'implementazione di modelli per lo studio e il miglioramento dell'OEE (Bando D.T.G. N°03/2008).

Nel 2009 risulta vincitore dell'affidamento dal titolo "Modellizzazione virtuale di baie di picking integrato sistemi automatici del tipo ASRS", presso il Dipartimento di Tecnica e Gestione dei Sistemi Industriali, sotto la direzione scientifica del prof. Persona, riguardante lo studio e l'implementazione di modelli virtuali per la simulazione di baie di picking integrate con sistemi di stoccaggio automatico ASRS (Bando D.T.G. N°06/2009).

Nel corso del triennio ha svolto attività di stage presso il Gruppo Gabrielli, nell'ambito di diversi progetti inerenti ad esempio la logistica di magazzino (ideazione, realizzazione e gestione di un sistema innovativo di stoccaggio per coils di lamiera), la produzione (analisi e miglioramento dell'efficienza degli impianti per la produzione di lamiere e nastri di acciaio) e la manutenzione (sviluppo di uno strumento di raccolta dati manutentivi, analisi di tali dati e definizione delle politiche manutentive).

In conclusione, si può affermare che, nel corso dei tre anni di attività, l'allievo ha sempre mostrato autonomia, intraprendenza, impegno, rigore ed eccellente attitudine alla ricerca scientifica. Molto positiva è la passione e l'intelligenza con cui Fabio Sgarbossa lavora quotidianamente e il grande spirito di gruppo con cui è capace di integrarsi con gli altri Colleghi. Fabio Sgarbossa è una persona che abbina ad indubbie qualità, una notevole generosità e attenzione verso gli altri. E' stato rappresentante dei dottorandi per diversi anni e ha avuto un ruolo importantissimo nello sviluppo e coordinamento del dottorato in meccatronica e Sistemi industriali. Il mio giudizio complessivo è OTTIMO (ECCELLENTE) e coincide con il giudizio espresso dal Prof. Pham: outstanding student.

Il Supervisore  
Prof. Alessandro Persona

