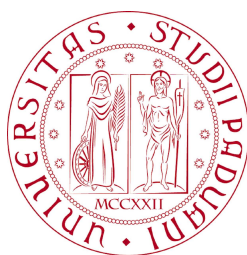


UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
FACOLTÀ DI INGEGNERIA



Finito di scrivere il giorno 16 febbraio 2012 utilizzando L^AT_EX 2_ε

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

—
DIPARTIMENTO DI INNOVAZIONE MECCANICA E GESTIONALE
—

TESI DI LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

STUDIO E SIMULAZIONE DI
MODELLO DI CONTROLLO
MOTORIO A DINAMICA INVERSA

RELATORE: CH.MO PROF. ING. GIULIO ROSATI

LAUREANDO: VALENTINA FIORESE

ANNO ACCADEMICO 2011-2012

ai miei genitori...

Indice

Sommario	IX
Introduzione	XI
1 Sistema neuromotorio	1
1.1 Descrizione biomeccanica	1
1.1.1 La corteccia cerebrale motoria	1
1.1.2 Il cervelletto	2
1.1.3 I muscoli	3
1.1.4 I recettori	4
1.2 Modellizzazione dei componenti	5
1.2.1 Modello di Hill	6
1.3 Sperimentazioni	7
1.3.1 Alcuni test e relativi risultati	8
1.3.2 Tipologie di controllo proposte	11
2 Modelli di controllo motorio	15
2.1 Modelli di controllo motorio in letteratura	15
2.1.1 Modello di rete neuronale (1987)	15
2.1.2 Modelli in avanti	17
2.1.3 Modelli di Wang (2000-2001)	20
2.1.4 Modelli interni condivisi	21
2.1.5 Spazio operativo (2010)	24
2.1.6 Controllo muscolare computazionale	25
2.2 Modello di controllo motorio proposto	29

3	Implementazione del modello in Simulink	35
3.1	Stima del moto del target	35
3.2	Stima dell'accelerazione del target	37
3.3	Calcolo dell'accelerazione di riferimento	39
3.4	Modello cinematico inverso del device	40
3.5	Modello dinamico inverso dell'arto	40
3.6	Modello dinamico diretto dell'arto	41
3.7	Propriocezione	42
3.8	Aggiornamento della massa	42
3.9	Modello cinematico diretto del device	44
3.10	Aggiornamento della scala del joystick	45
3.11	Calcolo della velocità	46
4	Simulazioni numeriche in Simulink	49
4.1	Simulazioni senza stime	50
4.1.1	Assenza di feedback audio	50
4.1.2	Presenza di feedback audio	50
4.1.3	Assenza di audio, presenza di forza esterna e attrito	51
4.1.4	Presenza di audio, di forza esterna e attrito	52
4.2	Simulazioni con stima della massa	53
4.2.1	Assenza di feedback audio	53
4.2.2	Presenza di feedback audio	54
4.2.3	Assenza di audio, presenza di forza esterna e attrito	55
4.2.4	Presenza di audio, di forza esterna e attrito	56
4.3	Simulazioni con stima della scala del joystick	56
4.4	Simulazioni con stima della scala e della massa	58
4.5	Simulazioni con la configurazione alternativa del modello	62
	Conclusioni	67
	Bibliografia	69

Sommario

Ancora oggi, nonostante la continua evoluzione delle conoscenze della scienza a riguardo del funzionamento dei diversi componenti del corpo umano, restano tuttavia numerose le lacune.

In particolare il funzionamento del sistema neuro-motorio risulta essere forse quello di cui si hanno meno notizie.

Moltissimi sono i test, documentati in letteratura, che vengono svolti ogni anno e che permettono una sempre miglior conoscenza delle dinamiche interne del sistema nervoso che portano al corretto svolgimento dei movimenti desiderati. Tali esperimenti hanno lo scopo di confermare o smentire delle ipotesi di partenza per poter costruire modelli meccanici di tale sistema sempre più vicini al suo reale funzionamento, permettendo la continuazione degli studi anche per mezzo di simulazioni svolte al pc.

In questo lavoro di tesi è stato sviluppato un modello di controllo motorio in Simulink, un programma per la modellizzazione, la simulazione e l'analisi di sistemi dinamici.

Introduzione

La maggior parte delle nostre azioni quotidiane coinvolge la funzione motoria. Tutti i movimenti, specialmente quelli finalizzati al raggiungimento di bersagli, sono il risultato di processi neurali integrati in cui sono fondamentali i ruoli giocati dai vari aspetti delle funzioni cognitive.

I movimenti volontari vengono perfezionati con la pratica che ci permette di prevedere e di evitare gli ostacoli presenti nell'ambiente. Oltre al controllo di feedback, il sistema nervoso utilizza segnali derivanti anche dal controllo di feedforward e, con l'ausilio di queste informazioni, è in grado di mettere in atto, prima dell'inizio del movimento, particolari strategie basate sull'esperienza pregressa.

A causa di questa sua notevole complessità, quindi, il sistema neuro-motorio risulta molto difficile da modellare, anche perchè il suo funzionamento presenta ancora numerosi lati non completamente conosciuti.

Lo sviluppo di un modello motorio il più veritiero possibile, però, risulterebbe assai utile nell'indagare il sistema neuromotorio per comprenderne le dinamiche e, di conseguenza, per capire quali tipi di esercizi riabilitativi siano in grado di dare migliori risultati per la riabilitazione dei pazienti colpiti da ictus.

Lo scopo di questa tesi è quello di fornire un'implementazione in Simulink di uno dei modelli di controllo motorio ideati in un precedente lavoro di tesi [1], anch'esso parte del più ampio progetto di ricerca portato avanti dal gruppo di robotica del DIMEG dell'Università degli Studi di Padova. Tale modello dovrà essere progressivamente migliorato per avvicinarlo il più possibile al reale funzionamento del sistema neuromotorio, cosicché, ideando vari tipi di simulazione, risulti possibile capire se gli esercizi di target tracking ideati [2, 3] risultino effet-

tivamente efficaci per una miglior e più rapida riabilitazione. Tali esercizi, infatti, prevedono l'apporto di feedback audio relativo alla velocità del target (che si è rivelato essere il tipo di feedback più utile per il miglioramento della performance nell'esecuzione del task di target tracking) e l'utilizzo di un device.

Il fine ultimo delle simulazioni compiute con il perfezionamento di questo modello in Simulink (la cui implementazione sarà interamente commentata nel capitolo 3) sarà, quindi, quello di scoprire:

- qual è il reale compito svolto dal feedback audio nel miglioramento delle performance
- se la presenza del device rende più difficoltosa l'esecuzione dei task e, in caso affermativo, ideare nuovi esercizi senza device o nei quali esso è presente, ma in modo molto meno invasivo.

Capitolo 1

Sistema neuromotorio

La maggior parte delle azioni che quotidianamente svolgiamo coinvolge la funzione motoria e ogni singolo movimento da noi compiuto è, in realtà, un complesso compito motorio: per tutte le azioni il sistema nervoso centrale deve selezionare i muscoli da contrarre e l'ordine esatto in cui queste contrazioni devono aver luogo. Nella prima parte di questo capitolo sarà data una breve descrizione delle varie parti del sistema nervoso direttamente coinvolte nei compiti motori, nella seconda parte si sottolineerà l'importanza di modellizzare il sistema per studiarne funzioni e caratteristiche attraverso simulazioni al computer, infine, nella terza parte del capitolo, si esporranno delle scoperte a cui si è giunti progredendo con l'indagine sul sistema neuromotorio, e alcuni dei test svolti per raggiungere tali conoscenze.

1.1 Descrizione biomeccanica

1.1.1 La corteccia cerebrale motoria

La corteccia cerebrale motoria costituisce il livello più elevato nel sistema gerarchico delle parti del sistema nervoso adibite al controllo motorio. Essa è divisa in tre parti: corteccia motrice primaria, area premotoria laterale, area motrice supplementare; e ciascuna di queste scambia informazioni col midollo spinale:

- in modo diretto, attraverso il tratto corticospinale;
- in modo indiretto, attraverso i sistemi motori del tronco dell'encefalo.

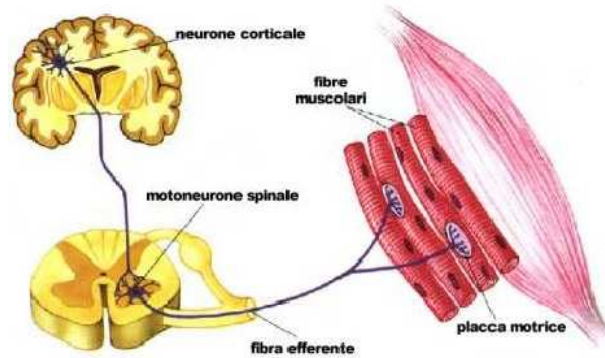


Figura 1.1: Sistema neuromotorio

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

1.1.2 Il cervelletto

Il principale ruolo del cervelletto consiste nella regolazione delle funzioni motorie e, in particolare, nello svolgere compiti motori rapidi. Esso esegue una comparazione tra i segnali provenienti dal feedback esterno (ottenuto dal sistema nervoso periferico che aggiorna sullo stato di ciascun segmento corporeo) e quelli trasmessi dal feedback interno (ottenuto da strutture cerebrali, come corteccia motrice e premotoria, che prendono parte alla programmazione del movimento) e, tramite questo confronto, è in grado di correggere il movimento durante la sua esecuzione qualora esso si discosti dall'obiettivo prefissato; successivamente proietta le informazioni ai sistemi motori discendenti del sistema nervoso centrale.

I suoi compiti, quindi, risultano essere assai diversi da quelli della corteccia cerebrale; un'ulteriore prova di questa differenza sta nei sintomi delle lesioni a queste due parti del sistema nervoso centrale: le lesioni al cervelletto portano, come conseguenza, a delle alterazioni del movimento che si manifestano con la perdita di

coordinazione nello svolgere compiti motori rapidi, ma non determinano paralisi muscolari; le lesioni della corteccia motrice provocano, invece, diminuzione della forza e della velocità dei movimenti e fanno perdere la capacità di contrarre individualmente i vari muscoli.

Le funzioni di maggior peso del cervelletto sono:

- mantenimento dell'equilibrio,
- regolazione dei riflessi posturali essenziali per una corretta prestazione motoria,
- regolazione dell'attività dei muscoli agonisti ed antagonisti.

Al cervelletto giungono molti stimoli provenienti dalla corteccia motoria e dal tronco dell'encefalo, esso però riceve una notevole quantità di informazioni anche dalla periferia, tramite fasci di fibre. Tali fasci trasmettono segnali provenienti dai fusi neuromuscolari e anche da altri recettori somatici (organi tendinei di Golgi, i grossi recettori tattili della cute ed i recettori delle articolazioni) per informare il cervelletto sullo stato della contrazione muscolare in atto, sul grado di tensione dei tendini, sulla posizione e la velocità del movimento dei differenti segmenti del corpo e sulle forze che stanno agendo sulle varie zone della superficie corporea. Tramite i fasci cortico-spinale e rubro-spinale giungono al cervelletto anche segnali motori derivanti dai generatori di pattern motori operanti all'interno del midollo; esso dunque raccoglie continuamente informazioni relative ai movimenti ed alle posizioni di tutti i segmenti corporei, pur operando sempre a livello inconscio.

1.1.3 I muscoli

L'esecuzione dei vari movimenti è permessa dalla contrazione muscolare, attività controllata grazie all'innumerabile quantità di informazioni elaborate dal sistema nervoso centrale. La forza espressa nella contrazione muscolare e le conseguenti modifiche della lunghezza dei muscoli dipendono da molteplici fattori:

- la lunghezza iniziale del muscolo,
- la velocità di variazione della sua lunghezza,

- i carichi esterni che si oppongono al movimento.

Questi fattori devono essere noti per permettere il controllo dei movimenti e il corretto calcolo delle forze muscolari necessarie per compierli; il sistema nervoso centrale conosce la lunghezza e la forza dei muscoli grazie alle informazioni propriocettive derivanti dai fusi neuromuscolari e dagli organi tendinei del Golgi. Tali informazioni, mentre a livello corticale vengono utilizzate per le percezioni della posizione degli arti e per il controllo dei movimenti volontari, nei livelli inferiori vengono adottate per il controllo dei riflessi.

1.1.4 I recettori

Nel precedente paragrafo si è accennato all'importanza della propriocezione, ossia la capacità del sistema nervoso centrale di percepire la posizione del corpo nelle sue parti e la contrazione dei muscoli. Tale sensibilità, fondamentale per un buon controllo, è creata attraverso la stimolazione di specifici recettori sensoriali presenti in prossimità dei vari organi del corpo e alcuni anche sensibili a stimoli provenienti dall'esterno quali il tatto, la pressione cutanea e altre variazioni strutturali di tipo meccanico (meccanocettori) di derivazione anche interna.

Le informazioni riguardanti la propriocezione vengono trasmesse al sistema nervoso centrale da due principali tipi di recettori: *fusi neuromuscolari* e *organi tendinei del Golgi* (fig.1.2). Essi forniscono informazioni complementari sullo stato dei vari muscoli: i primi, che sono paralleli alle fibre muscolari, registrano la lunghezza; i secondi, posizionati a livello del collegamento tra tendine e fibre muscolari, danno informazioni riguardo alle variazioni di tensione.

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

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

- i *recettori interstiziali*, terminazioni nervose libere sparse ovunque nella cute, nei tessuti connettivi e negli interstizi muscolari;

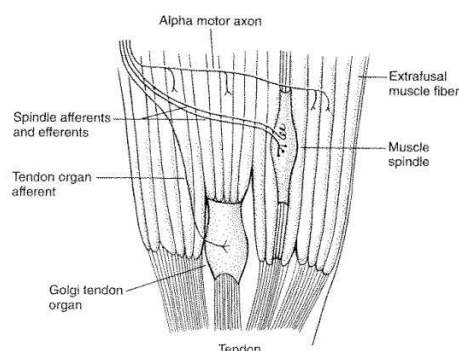


Figura 1.2: Fusi neuromuscolari e organi tendinei del Golgi

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

1.2 Modellizzazione dei componenti

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

Il modello, il cui scopo è quello di imitare al meglio un organo o una funzione, nella maggior parte dei casi è il risultato di un'elevata semplificazione: esso si propone di rappresentare solamente le caratteristiche basilari e di maggior interesse del sistema reale; per cui è da considerarsi sempre vera la regola secondo la quale

tutti i modelli sono *sbagliati* rispetto al reale sistema che modellizzano, ma alcuni di essi possono risultare *utili* per lo studio e il miglioramento delle conoscenze.

1.2.1 Modello di Hill

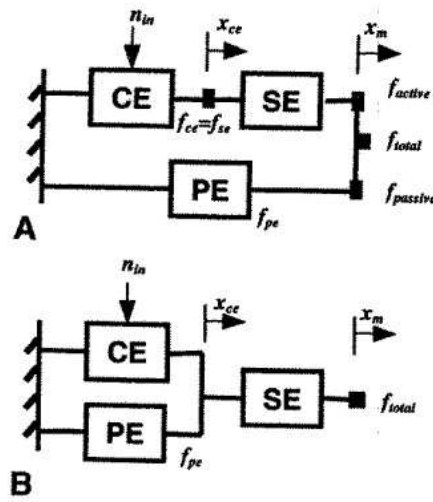


Figura 1.3: Due diverse rappresentazioni del modello di Hill: *A* è la forma più comune del modello muscolare, *B* è la forma alternativa. Durante l'allungamento passivo, quando la forza attraverso l'elemento contrattile (CE) è nulla, si ha che le due rappresentazioni differiscono per il comportamento dell'elemento elastico in serie (SE): in *A* viene teso solo PE, in *B* entrambi.

Uno degli esempi più noti di queste schematizzazioni è, senza dubbio, quello muscolare sviluppato nel 1938 da Hill: egli, partendo da una serie di esperimenti, giunse all'elaborazione di un modello meccanico del muscolo che teneva conto dell'elasticità muscolare.

Tale modello (fig.1.3) propone la suddivisione del muscolo in due diversi gruppi funzionali:

- il primo raggruppa in sé gli elementi *contrattili* (CE), ovvero i sarcomeri;
- il secondo comprende invece la parte *non contrattile* formata dal tessuto connettivo del muscolo (guaine di cui sono rivestiti i sarcomeri, tendini, ...).

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

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

Come affermato in precedenza, le modellizzazioni dei vari componenti del sistema neuromotorio non sono di semplice realizzazione: i modelli delle singole parti di questo sistema, presenti in letteratura, non risultano essere sempre ben definiti, nè del tutto chiari. Ed inoltre sono ancor meno conosciuti i collegamenti che intercorrono tra queste singole modellizzazioni, cioè il funzionamento complessivo dell'intera architettura del sistema.

1.3 Sperimentazioni

Al fine di comprendere maggiormente il funzionamento dell'intero sistema neuromotorio, durante gli ultimi trent'anni sono stati svolti innumerevoli test che hanno visto come protagonisti sia persone sane, sia pazienti malati.

Tali test risultavano essere tra loro simili per lo schema (fig.1.4) con cui avveniva il loro svolgimento: la maggior parte di questi esperimenti prevedeva infatti l'utilizzo di un joystick, la somministrazione di un campo di forza (perturbazioni cinematiche prodotte da un sistema robotico, con lo scopo di verificare la risposta dei soggetti sottoposti al test) e l'erogazione di feedback (solitamente video).

Altri tipi di indagini, invece, erano basate su test che prevedevano l'impiego di

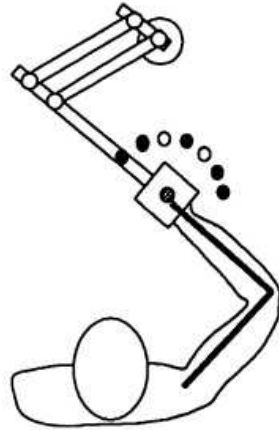


Figura 1.4: Modalità dei test

interfacce aptiche.

1.3.1 Alcuni test e relativi risultati

Proprio considerando un esercizio di reaching con la presenza di forze meccaniche esterne, Schadmehr e Mussa-Ivaldi [4] cercarono di comprendere in quale modo il sistema nervoso centrale apprende il controllo motorio: il campo di forza di disturbo veniva generato da un robot manipulandum e i soggetti erano tenuti a compiere movimenti di reaching afferrando l'end-effector del manipulandum (fig.1.4).

I movimenti iniziali di questi soggetti erano affetti da grandi errori di inseguimento dovuti al force-field, ma si poteva chiaramente osservare, con la pratica, un loro notevole miglioramento (adattamento motorio). Quando poi veniva eliminato il disturbo esterno si assisteva ad una traiettoria risultante che era l'immagine speculare di quella che aveva visto inizialmente l'improvvisa applicazione della forza di disturbo: il motor control, quindi, aveva elaborato un modello del campo di forza, utile al sistema nervoso per prevedere e compensare le forze imposte dall'ambiente esterno (fig.1.5).

Col progredire degli studi si è scoperto [5], inoltre, che l'adattamento ad un campo

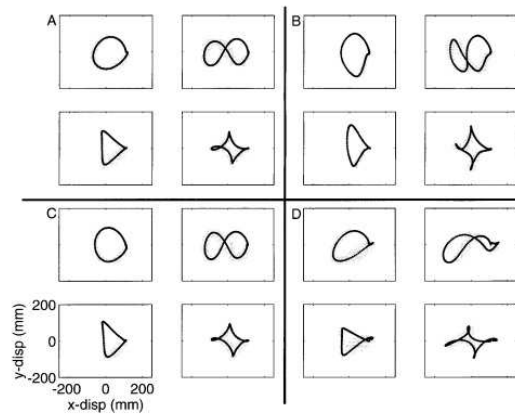


Figura 1.5: *A)* Traiettorie per le 4 forme con force-field nullo. *B)* Traiettorie inaspettatamente perturbate da force-field. *C)* Traiettorie in presenza di force-field dopo 4 set di training. *D)* Traiettorie, ad adattamento avvenuto, dopo la rimozione inattesa del force-field.

di forza esterna si verifica per differenti tipi di movimento e non esclusivamente per task di reaching; e nei soggetti in cui si è verificato un tale adattamento, lungo una direzione specifica, esso non viene generalizzato per movimenti in altre direzioni. Questi risultati, riferiti all'abilità del sistema nervoso centrale di generalizzare l'apprendimento al di là della serie di posizioni e velocità esplorate, dimostrano che esso decade rapidamente con la distanza dai luoghi in cui i disturbi erano stati avvertiti dall'arto in movimento [6].

Un ulteriore esperimento simile [7] vide i soggetti protagonisti del test imparare a contrastare il disturbo con la produzione di forze che non dipendono dal tempo ma dalla velocità e dalla posizione del braccio, concludendo da questa evidenza che il tempo e le dinamiche dipendenti da esso non sono esplicitamente rappresentati all'interno delle strutture neurali che sono responsabili dell'adattamento motorio.

Altri test [8], differenti dai precedenti perchè si è effettuato lo spostamento del force-field tra due luoghi di lavoro, sono stati svolti per comprendere il sistema di coordinate coinvolto nella rappresentazione della dinamica e da essi si è avuta la conferma dell'idea che le nuove dinamiche vengono apprese dal sistema nervoso centrale in coordinate intrinseche.

Criscimagna e al. [9] compirono le loro indagini svolgendo due uguali test con force-field per soggetti destrimani: il primo afferrando l'end-effector con la mano destra, il secondo con la sinistra. I risultati suggerirono che, quando il braccio destro dominante viene utilizzato nell'apprendimento delle dinamiche, le informazioni ricavate potrebbero essere rappresentate nel sistema nervoso centrale in modo da risultare efficaci sia per il braccio destro, sia per il sinistro. Al contrario, l'apprendimento con il braccio non dominante sembra avvenire solo per i movimenti compiuti da esso.

Da qualche anno anche il gruppo di robotica del DIMEG (*Dipartimento di ingegneria meccanica e gestinale*) dell'Università di Padova sta portando avanti un progetto di ricerca nell'ambito del quale sono stati effettuati test simili a quelli precedentemente citati, anch'essi svolti con l'utilizzo di un joystick, con la somministrazione di un force-field e con l'erogazione di feedback (in questo caso sia video, sia audio) fig.1.6.

Tali test [3, 2], riassunti al paragrafo 2.2 del capitolo 2, sono stati ideati con il principale scopo di indagare gli effetti positivi che vari tipi di feedback audio possono apportare alla performance relativa allo svolgimento di un task di reaching.

Goodbody e Wolpert [10] usarono invece un'interfaccia tridimensionale robotica, la quale generava campi di forza dipendenti dalla velocità di un certo movimento. Il loro scopo consisteva nello studiare come l'adattamento viene generalizzato per tutti gli altri movimenti, anche per quelli di ampiezza diversa rispetto a quella del movimento compiuto dai soggetti durante il learning. L'ipotesi, trovando conferma, ha condotto all'idea di una rappresentazione non-locale del processo di controllo.

Un nuovo interessante risultato fu quello di Brashers-Krug [11], il quale dimostrò che il consolidamento di una capacità motoria in seguito a un primo learning, viene poi cancellato con l'apprendimento di un secondo motor task.

Altri tipi di test furono compiuti da Feygin [12]: egli propose di utilizzare interfacce aptiche per guidare fisicamente il soggetto nel compiere il movimen-



Figura 1.6: Soggetto durante i test

to; in questo modo egli poteva comprendere il movimento richiesto mediante la propriocezione. Ogni soggetto ha svolto il test in tre modalità diverse (haptic, visive, haptic and visive) ed è poi stato chiamato a riprodurre manualmente il movimento in due diverse condizioni: con e senza feedback visivo.

I risultati hanno dimostrato l'efficacia della guida aptica durante il training.

In un esperimento simile [13] i partecipanti sono stati guidati lungo una traiettoria e si è chiesto loro di imparare una sequenza di forze attraverso il solo haptic tracking, poi con il solo feedback visivo e, infine, con la combinazione di entrambi. Si è avuta la conferma dell'efficacia dell'haptic-tracking in collaborazione con il feedback visivo.

1.3.2 Tipologie di controllo proposte

Sulla base dei risultati trovati nel corso degli esperimenti precedentemente citati c'è stata un'elaborazione parallela delle possibili tipologie di controllo vigenti nel sistema neuro-motorio.

Ne verranno ora brevemente elencate alcune che saranno ulteriormente citate nel paragrafo 2.1, dove verrà inoltre descritto l'effettivo impiego che hanno trovato

all'interno di modelli di controllo motorio presenti in letteratura.

Burdet [14] ha esaminato i movimenti del braccio in un ambiente dinamico instabile creato da un'interfaccia robotica. I risultati della sua indagine suggeriscono che il controllo motorio sia sostanzialmente fondato su un *controllo di impedenza*, combinato con vari tipi di controllo basati su modelli interni per ambienti rumorosi o instabili.

I *modelli in avanti* prevedono il movimento sulla base di un comando motorio, mentre i *modelli inversi* predicono il comando motorio necessario per ottenere un movimento desiderato. Nel paragrafo 1.3.1 si è citato il fatto che il sistema neuro-motorio è in grado di cancellare l'effetto di un campo di forza, e ciò probabilmente richiede un calcolo inverso della dinamica. Su queste basi, quindi, è stata proposta l'idea secondo la quale il sistema nervoso centrale simula internamente il comportamento dinamico del sistema motorio nella pianificazione, controllo e apprendimento. Si rimanda al paragrafo 2.1.2 per una miglior spiegazione dei modelli in avanti e il loro possibile inserimento nell'ideazione di un modello di controllo motorio.

Un altro fatto dimostrato è che il movimento è guidato dalla necessità di mantenere una forma e un profilo temporale desiderati del movimento stesso [15]. In particolare, uno degli obiettivi principali di coordinazione motoria è la produzione del movimento più liscio possibile della mano, approssimata dalla funzione di minimum jerk: il sistema nervoso, quindi, potrebbe *ottimizzare i movimenti da un criterio di cinematica*.

Secondo un altro punto di vista, il movimento è guidato dalle esigenze fisiche del movimento: vale a dire, l'adattamento ha lo scopo di *ottimizzare le caratteristiche dinamiche* di movimento come fatica, potenza, ... [16].

Il controllo motorio, quindi, dovrebbe essere influenzato sia da ottimizzazioni cinematiche, sia dinamiche. Un esempio dell'utilizzo di una tale ottimizzazione è presente nel modello descritto al paragrafo 2.1.6.

Infine, parlando di motor control, è necessario sottolineare l'estrema importanza che hanno i diversi tipi di *feedback* (video, propriocezione, audio, ...) nell'esecuzione delle più svariate tipologie di task; i risultati di alcune ricerche hanno

inoltre dimostrato che il sistema nervoso centrale è a conoscenza della precisione delle informazioni propriocettive e visive, ed è quindi in grado di utilizzarle nel migliore dei modi attribuendo peso maggiore ai feedback più precisi.

Capitolo 2

Modelli di controllo motorio

Nella prima parte di questo capitolo si propone il risultato di un lavoro svolto in precedenza [1] e consistente in una revisione degli articoli presenti in letteratura contenenti un modello per il controllo motorio. Nella seconda parte, invece, sarà descritto il modello di controllo motorio sviluppato dal gruppo di robotica del DIMEG dell'Università di Padova, la cui implementazione in Simulink verrà interamente trattata nel prossimo capitolo.

2.1 Modelli di controllo motorio in letteratura

I vari modelli che seguono sono il risultato di una ricerca bibliografica per la quale si sono utilizzati:

- i motori di ricerca: *Pubmed, Engineering Village, ISI Web of Knowledge, Google.*
- le parole chiave: *motor learning, motor control, feedback audio, feedback video, feedforward, force field, inverse dynamic, muscle control.*

2.1.1 Modello di rete neuronale (1987)

Nell'articolo di M. Kawato [17] è proposto un modello per il controllo motorio secondo il quale, per ottenere il movimento, il sistema nervoso centrale deve poter risolvere tre diversi tipi di problemi computazionali a vari livelli: per prima cosa è

necessaria la determinazione della traiettoria desiderata in coordinate relative allo spazio, queste devono poi essere trasformate in coordinate x_d relative ai giunti e, infine, è necessario ricavare i comandi motori u da esse per coordinare l'attività di molti muscoli.

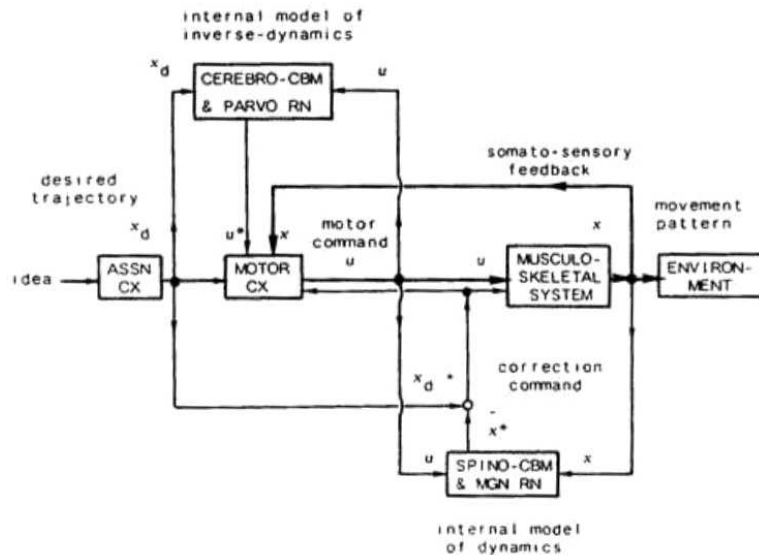


Figura 2.1: Modello gerarchico di una rete neurale.

In questo modello (fig.2.1) la corteccia associativa elabora il comando motorio e calcola la traiettoria desiderata x_d in coordinate relative ai giunti; nella corteccia motoria vengono poi calcolati i comandi motori u che sono successivamente trasmessi ai muscoli, i quali, contraendosi, realizzano la traiettoria effettiva x . Il movimento reale può essere conosciuto per mezzo della proprioccezione che lo misura e manda tale feedback sensoriale alla corteccia motoria; quando x risulta essere diverso dalla traiettoria desiderata x_d , si è in presenza di un errore dato da $(x_d - x)$. Quest'ultimo funge poi da input per il feedback control, il quale cerca di correggere la traiettoria.

Con la pratica viene acquisito un modello interno neurale delle dinamiche del sistema muscolo-scheletrico, monitorando i comandi motori u e i corrispondenti movimenti risultanti.

Vista la lentezza dei feedback sensoriali, il sistema nervoso centrale necessita di acquisire, attraverso il motor learning, un modello dinamico inverso per poi

eseguire il controllo motorio puramente con l'utilizzo del feedforward.

Il controllo interno con questo modello dinamico aggiorna il comando motorio ed è in grado di ottenere una predizione x^* del movimento e del conseguente errore ($x_d - x^*$); al procedere del motor learning il modello dinamico inverso, utilizzando come input l'errore ($x_d - x^*$), prende gradualmente il posto del feedback esterno come controllore principale, dal momento che questo controllo di feedforward impiega meno tempo del controllo di feedback; con l'acquisizione del modello dinamico inverso del sistema muscolo scheletrico è possibile calcolare il comando motorio u^* direttamente a partire da x_d .

L'effetto dei controlli di feedback e di feedforward è il miglioramento della performance, cioè la diminuzione dell'effettivo errore di traiettoria ($x_d - x$).

Un'altra ipotesi, contenuta in un articolo più recente di Kawato [18], è che il cervello umano sia organizzato in framework, ognuno dei quali composto da un modello in avanti e da un modello inverso. I vari framework danno la possibilità al sistema nervoso centrale di trattare in modo differente un gran numero di oggetti diversificati tra loro per proprietà cinematiche e dinamiche. L'informazione visiva permette di scegliere il framework da utilizzare per manipolare l'oggetto visualizzato, definendo in questo modo l'accoppiamento forza di grip-forza di carico, ossia le due forze principali che permettono di controllare un oggetto.

2.1.2 Modelli in avanti

In un articolo di Miall [19] è sostenuta l'ipotesi secondo la quale, per pianificare traiettorie, per attuare il motor learning, per controllare il movimento e, se necessario, per correggerlo, il sistema nervoso centrale simula interamente il comportamento del sistema muscolo-scheletrico; cioè, per mezzo di un modello in avanti che rappresenta lo stato corrente del sistema motorio, esso è in grado di predire lo stato successivo, simulandone il comportamento naturale.

I forward models, ossia i modelli in avanti [20], costituiscono una rappresentazione causale del sistema motorio. Un modello di questo tipo solitamente ha come input lo stato corrente del sistema motorio (cioè l'intero set delle sue variabili di stato, generalmente angoli e velocità dei singoli giunti) e il set di comandi motori emessi dal controller; l'output, invece, consiste nella stima del nuovo stato, la

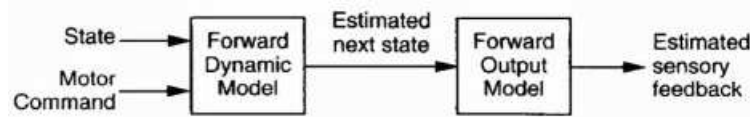


Figura 2.2: Forward Dynamics Model e Forward Sensory Output Model posti in cascata.

quale viene utilizzata per ottenere anche la predizione dei segnali sensoriali che dovrebbero essere la conseguenza di questo nuovo stato. In questo modo, dunque, è possibile stimare l'effetto sensoriale relativo a un certo comando motorio (fig.2.2).

Lo stesso articolo ipotizza vari impieghi possibili per questi modelli in avanti. Essi possono essere utilizzati per:

- *cancellare la refferenza sensoriale* (fig.2.3);

i segnali sensoriali, infatti, sono dovuti a due cause: agli influssi ambientali del corpo (i segnali sensoriali derivanti da essi sono detti *afferenti* e sono esattamente ciò che voglio percepire) e ai movimenti generati dall'individuo (i segnali sensoriali generati da ciò sono detti *refferenti* e sono indesiderati; in quanto effetto dei nostri stessi movimenti, essi costituiscono una sorta di disturbo e devono poter non essere considerati); questo è possibile ricorrendo all'utilizzo di un modello in avanti in grado di cancellare gli ingressi refferenti del modello [21].

- *l'apprendimento tramite supervisione distale*;

L'obiettivo e l'esito di un esperimento sono spesso definiti tramite le coordinate di un task related, e ciò rappresenta una complicazione nel lavoro svolto dal sistema nervoso centrale nel contesto del controllo. Un esempio è dato dagli errori di pronuncia [20]: essi vengono rilevati come *segnali audio* e il controller deve però attivarsi per modificare i *comandi motori* per i muscoli dell'apparato vocale.

Un modello di forward può essere dunque utilizzato per cogliere la relazione presente tra il segnale motorio e il segnale sensoriale, e anche per tradurre

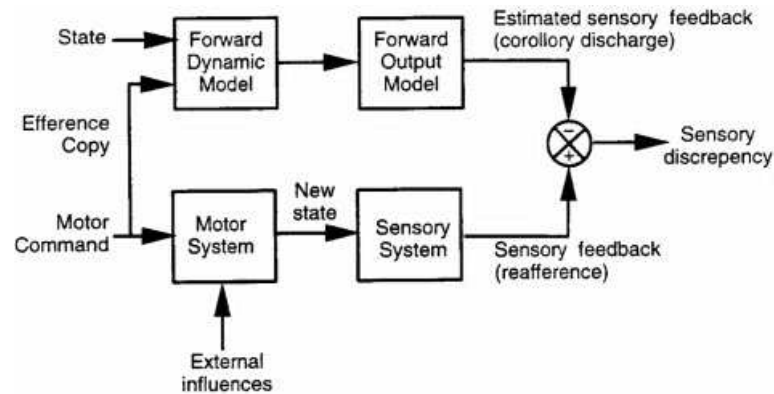


Figura 2.3: Modello in avanti necessario a cancellare gli ingressi refferenti. Il modello in avanti dinamico e i modelli delle uscite (riga superiore) generano una stima della refferenza; la differenza tra la stima e il segnale d'ingresso indicante la refferenza reale (riga inferiore) può informare il CNS circa gli eventi esterni. Il segnale di discrepanza sensoriale è anche usato per modelli di training.

errori misurati dallo stato del sistema motorio (cioè gli errori di movimento) in errori dei comandi motori; in questo modo si fornisce un appropriato segnale per l'apprendimento motorio.

- la *stima dello stato*;

Le informazioni relative a posizione e velocità (cioè allo stato) della mano sono importanti nei movimenti di reaching perchè permettono al sistema nervoso centrale di migliorare l'accuratezza del movimento. Con l'utilizzo di un modello in avanti, che in questa circostanza è parte centrale del cosiddetto *modello osservatore* (Observer Model), è possibile ottenere una stima dello stato dell'arto considerando come input la coppia efferente (ossia i comandi motori inviati al braccio) e il feedback sensoriale di ritorno. Integrando tra loro tutte le informazioni disponibili, l'osservatore stima lo stato dell'arto in modo più accurato, riducendo l'incertezza.

Un esempio di modello osservatore è dato dal filtro di Kalman [22]; esso stima lo stato simulando al suo interno il sistema motorio e, utilizzando i feedback sensoriali di ritorno, riesce a correggere e migliorare tale simulazione.

- *ovviare al ritardo* del feedback control;

Il controllo motorio nell'uomo avviene sia attraverso meccanismi di feedback, sia attraverso meccanismi di feedforward. Il primo tipo di controllo, che determina i comandi motori uscenti basandosi sulle conoscenze delle variabili controllate, ha lo svantaggio di essere sensibile ai ritardi intrinseci del loop senso-motorio. Il secondo tipo di controllo, che invece non fa riferimento alle variabili controllate e risulta essere, quindi, molto più rapido, è in grado di emettere comandi motori appropriati e accurati solo per strutture relativamente semplici (come l'occhio); non è possibile in strutture più complesse a più giunti (come gli arti).

Un altro possibile uso dei modelli in avanti, quindi, è quello di assistere (e di conseguenza velocizzare) il controllo di feedback laddove non si ritenga possibile l'utilizzo di un controllo di feedforward; includendo il modello in avanti all'interno del ciclo di feedback a retroazione negativa, esso fornisce un segnale di feedback interno che risulta disponibile molto più rapidamente del segnale di feedback reale risultante dal movimento. Un esempio particolare di questa strategia di controllo è il *Predittore di Smith* (fig.2.4), che contiene un feedback interno affiancato da un modello in avanti per velocizzare la stima dello stato e la stima sensoriale, e quest'ultima viene poi ritardata per essere confrontata con il reale effetto sensoriale del movimento; tale modello, quindi, combina i vantaggi del controllo di forward con quelli del controllo tramite feedback.

2.1.3 Modelli di Wang (2000-2001)

La tesi di Wang [23] propone un modello per il controllo motorio utilizzando sia un feedback control (la cui stima del segnale è generata dal modello in avanti presente nello schema), sia un feedforward control (output del modello inverso presente nello schema). Questo modello permette l'inseguimento corretto della traiettoria desiderata e, anche in presenza di forze e disturbi esterni, il controllo risulta stabile; l'adattamento alle modifiche impreviste dell'ambiente esterno avviene attraverso aggiornamenti nel modello in avanti e in quello inverso.

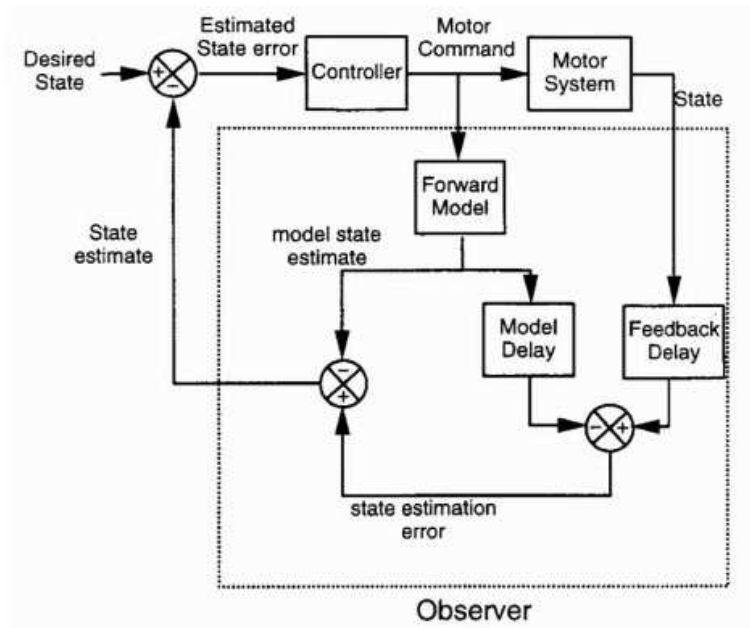


Figura 2.4: Modello di predizione di Smith. Un modello in avanti e un modello inerente al tempo di ritardo sono usati per generare una stima dello stato. Esso è progettato per il controllo di sistemi con ritardi di feedback significativi.

Il modello teorico sopra esposto è stato usato in un successivo articolo [24], nel quale si sostiene l'idea secondo la quale l'adattamento dinamico modifica il modo in cui il sistema nervoso centrale risponde ai feedback sensoriali. Nel caso particolare degli esercizi di reaching, sono stati considerati due diversi schemi per il sistema di controllo: nel primo caso (fig.2.5) il controller è basato su un modello inverso adattivo, i comandi motori sono generati dal modello interno e modificando quest'ultimo avviene l'adattamento; un lungo ritardo sensoriale costituisce il limite di questo primo schema. Nel secondo schema (fig.2.6), invece, il ritardo sensoriale è compensato dall'utilizzo di un modello in avanti che simula le dinamiche dell'arto per predire lo stato e anche qui i comandi motori sono generati dal modello interno.

2.1.4 Modelli interni condivisi

In un articolo di M. J. Wagner e A. Smith [25] è stata proposta la seguente idea: può esserci una condivisione di modelli interni tra feedforward control e feedback

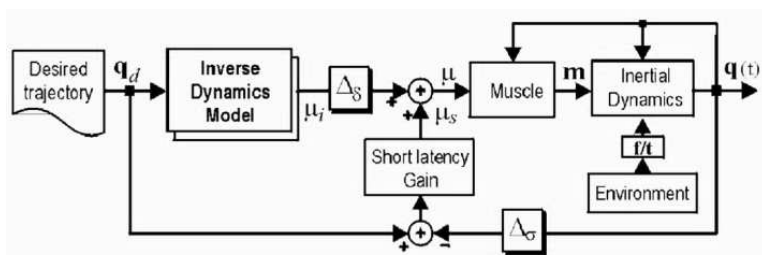


Figura 2.5: Controller basato su un modello inverso adattivo.

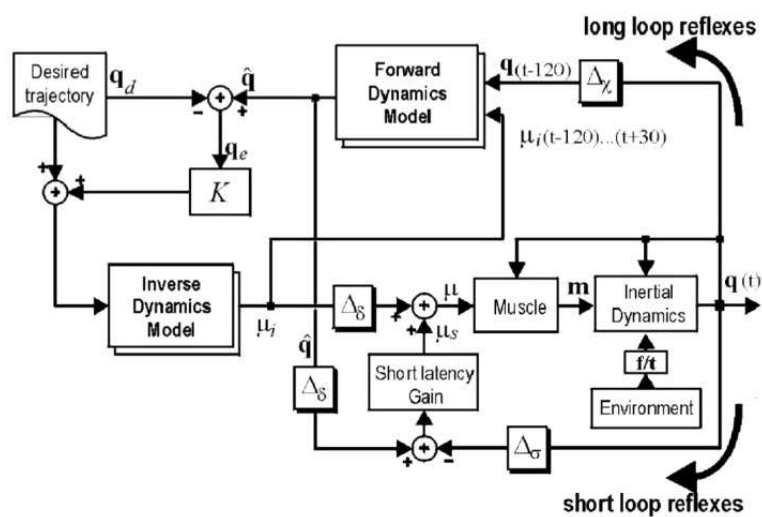


Figura 2.6: Controller che valuta il ritardo del feedback sensoriale dai movimenti dell'arto. Ciò avviene tramite il modello dinamico in avanti del sistema.

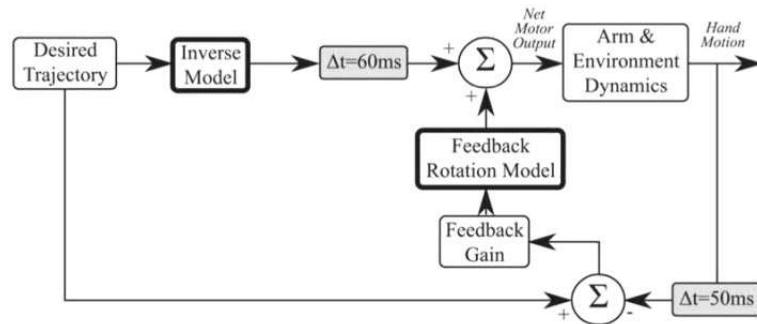


Figura 2.7: Muscle-Rotation Model

control, e cioè uno stretto legame tra questi due tipi di controllo. Nello stesso scritto sono presentati due modelli di controllo motorio:

- il primo (fig.2.7), basato su una strategia utilizzando il *Feedback-Rotation Model*, non include la predizione dello stato; qui l'adattamento, inteso come capacità di compensare le forze esterne, avviene per mezzo della rotazione di direzioni di attivazione preferenziali, riferite ai muscoli impiegati nello sviluppo del movimento, o attraverso una rotazione di un momento circa equivalente. In questo modello l'input è costituito dalla traiettoria desiderata la quale viene poi trasformata, dal modello dinamico inverso dell'arto, in un set di coordinate relative ai giunti. Il modello inverso impara a compensare le forze viscosse presenti con un'opportuna rotazione dei muscoli e, dopo questa rotazione, le attivazioni muscolari sono ricombinate in coppie nello spazio dei giunti.
- il secondo (fig.2.8), basato su un modello in avanti per predire il feedback control, prevede sia un meccanismo per l'adattamento, sia uno per la predizione dello stato. In questo schema il modello inverso apprende esattamente le dinamiche del campo di forza, non si limita ad approssimarle e compensarle con la rotazione. Qui il modello in avanti contribuisce a ridurre il tempo di ritardo e a predire il feedback spinale e il segnale di feedback di controllo; le predizioni del modello in avanti sono poi confrontate con la traiettoria desiderata per stimare futuri errori e correggerli con accelerazioni correttive.

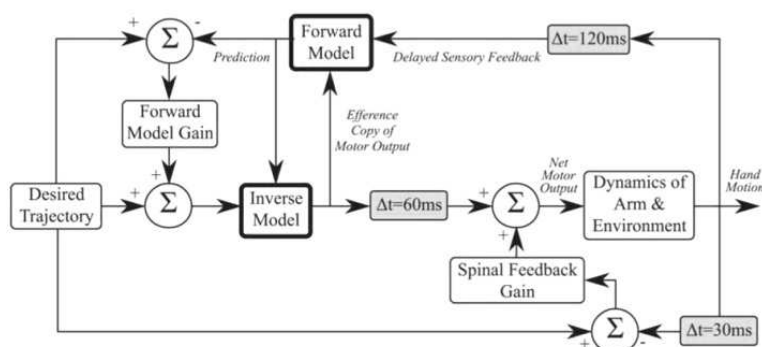


Figura 2.8: Forward Model Based Controller

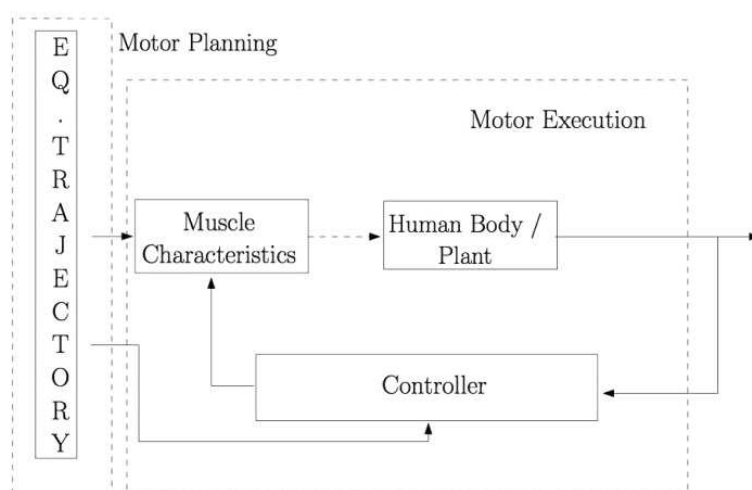


Figura 2.9: Schema di controllo dell'Equilibrium Point Hypothesis

2.1.5 Spazio operativo (2010)

L'articolo di E. Burdet [26] presenta la formulazione di uno spazio operativo come il framework di un modello di controllo motorio basato sull' *Equilibrium Point Hypothesis* (EPH) (fig.2.9), secondo cui il movimento deriva dalle caratteristiche dei muscoli. Per *Spazio operativo* si intende quindi lo spazio del task, quello in cui si muove l'end-effector.

La pianificazione del movimento e la sua esecuzione utilizzano, dunque, o l'approccio (EPH) (1), che prevede perciò una metodologia di controllo che coinvolge un modello di equilibrio (il quale rappresenta la risposta motoria ideale per quel particolare movimento), oppure un'altra strategia (2), la EMG-Force Control

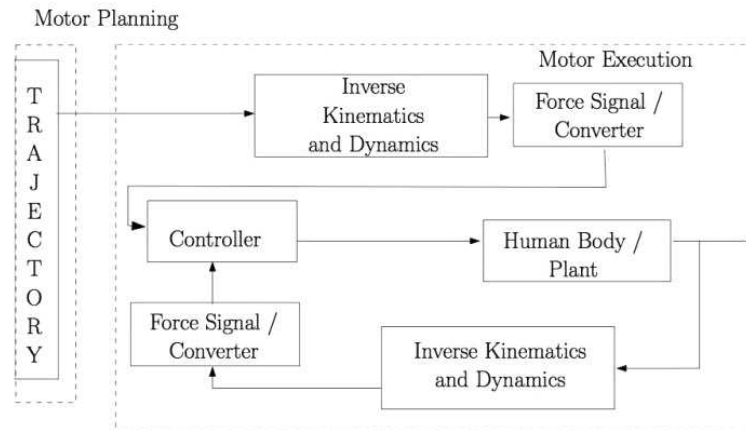


Figura 2.10: Schema di controllo dell'EMG Force Control

Hypothesis (fig.2.10), che utilizza modelli in avanti e modelli dinamici inversi.

In entrambe si ha che il sistema nervoso centrale pianifica la traiettoria e si occupa anche di trasformarla in una serie di opportuni comandi motori da inviare ai vari muscoli coinvolti nel movimento.

Per quanto riguarda i metodi con cui avviene la pianificazione della traiettoria e la sua trasformazione in comandi motori, invece, ci sono delle differenze: in (1) il sistema nervoso centrale non si avvale di modelli cinematici inversi e dinamici inversi al fine di determinare il comando motorio appropriato, ma utilizza un modello di equilibrio e, quindi, la conoscenza delle proprietà muscolari. In (2), invece, la traiettoria è determinata ottimizzando i modelli (per esempio minimizzando la coppia o il jerk) nello spazio dell'end-effector; utilizzando modelli cinematici e dinamici inversi, la traiettoria scelta viene poi convertita in forze relative ai vari muscoli coinvolti nella realizzazione del movimento.

2.1.6 Controllo muscolare computazionale

L'articolo di D. G. Thelen [27] introduce un nuovo algoritmo (che va sotto il nome di *Computed muscle control*), il quale utilizza l'ottimizzazione statica assieme ai controlli di feedback e di feedforward per eseguire delle simulazioni dinamiche, il cui scopo è quello di capire come interagiscono tra loro i vari elementi dei sistemi nervoso e muscolo-scheletrico nell'esecuzione di un movimento desiderato.

In particolare l'approccio usato in simulazioni precedenti è stato quello di utilizzare l'ottimizzazione dinamica per determinare il set di attivazioni muscolari che meglio riproducono i dati sperimentali; tuttavia risolvere problemi di ottimizzazione dinamica può risultare computazionalmente costoso se il modello include molti muscoli. Per velocizzare i conti nelle simulazioni precedenti, si è ricorsi a varie tecniche: spesso il numero dei muscoli coinvolti nella simulazione è stato ridotto al minimo indispensabile, altri hanno utilizzato un metodo pseudo-inverso per calcolare le forze muscolari efficientemente [28], altri ancora hanno utilizzato una tecnica di ottimizzazione dinamica del secondo ordine.

In questo articolo Thelen ha introdotto un nuovo metodo, il *Controllo muscolare computazionale*, per determinare il set di attivazioni muscolari che porta il modello a tracciare i dati sperimentali. Questo metodo richiede solo un'integrazione delle equazioni di stato, quindi permette la presenza di molti muscoli nel modello, senza incorrere in costi computazionali eccessivi. Per dimostrarne la validità è stata presentata una simulazione che riproduce le dinamiche della pedalata. Nell'articolo vengono inizialmente descritti gli elementi di un modello muscolo-scheletrico dinamico e in avanti; esso include un insieme di ordinarie equazioni differenziali che descrivono le proprietà del sistema muscolo-scheletrico da simulare.

Le attivazioni muscolari possono essere modellate mettendo in relazione le variazioni delle attivazioni muscolari nel tempo (\dot{a}) con le attivazioni stesse (a) e con le eccitazioni muscolari (u), entrambe di valore che varia continuamente nell'intervallo 0 - 1:

$$\dot{a} = \begin{cases} (u - a) \cdot [u/\tau_{act} + (1 - u)/\tau_{deact}] & u \geq a \\ (u - a)/\tau_{deact} & u < a \end{cases} \quad (2.1)$$

dove τ_{act} e τ_{deact} sono le costanti di tempo rispettivamente per l'attivazione e la disattivazione. Nel modello si sono considerate anche le dinamiche di contrazione di muscoli e tendini, le quali sono descritte tramite equazioni in cui compaiono, come parametri, la lunghezza di muscoli e tendini (l_m è la lunghezza del muscolo, l_{mt} è la lunghezza del sistema muscolo-tendine completo), la velocità di contrazione e la forza (f_v è la relazione forza-velocità per il muscolo) [29, 30]:

$$\dot{l}_m = f_v^{-1}(l_m, l_{mt}, a) \quad (2.2)$$

Nello stesso modello l'accelerazione (nello spazio dei giunti) può essere calcolata risolvendo l'equazione:

$$\ddot{q} = A^{-1}(q) \cdot G(q) + C(q, \dot{q}) + R(q) \cdot f_m + E(q, \dot{q}) \quad (2.3)$$

- q, \dot{q}, \ddot{q} sono le coordinate, le velocità e le accelerazioni del modello;
- A^{-1} è l'inversa della matrice delle masse del sistema;
- G è il vettore delle forze di gravità agenti sulle varie parti del sistema;
- R è la matrice dei momenti muscolari degli arti;
- E è il vettore delle forze che caratterizzano le interazioni con l'ambiente esterno;
- f_m è il vettore delle forze muscolari.

Nel modello presentato da Thelen il feedforward e il feedback sono entrambi utilizzati per il controllo e, assieme a questi, è presente anche un sistema di ottimizzazione per risolvere la ridondanza delle attivazioni muscolari, dovuta ai molti gradi di libertà dati dai numerosi muscoli contenuti nel modello.

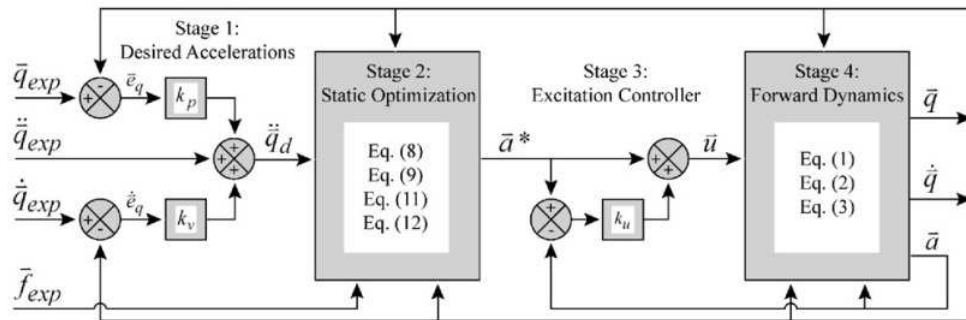


Figura 2.11: Controllo muscolare computazionale

L'algoritmo *Controllo muscolare computazionale* è composto essenzialmente da quattro parti (fig.2.11): nel primo stage viene calcolato un set di accelerazioni desiderate, sulla base di dati cinematici sperimentali e dello stato corrente del modello:

$$\ddot{q}_d = \ddot{q}_{exp} + K_D \dot{e}_q + K_P e_q = \ddot{q}_{exp} + K_D (\dot{q}_{exp} - \dot{q}) + K_P (q_{exp} - q) \quad (2.4)$$

- q, \dot{q} sono le coordinate e le velocità del modello;
- $q_{exp}, \dot{q}_{exp}, \ddot{q}_{exp}$ sono le coordinate, le velocità e le accelerazioni sperimentali;
- K_D e K_P sono i guadagni di feedback per gli errori di velocità (\dot{e}_q) e di posizione (e_q).

Nello Stage 2 viene invece risolto il problema di ottimizzazione per calcolare le attivazioni muscolari (a^{*1}), le quali danno origine alle forze che dovrebbero produrre le accelerazioni desiderate, calcolate allo Stage 1. Tenendo conto delle proprietà che legano forza, lunghezza e velocità di contrazione di un muscolo, a partire dalle attivazioni si stimano le forze muscolari (f_m^*) che vengono poi applicate al modello; in seguito si stimano le accelerazioni con l'equazione:

$$\ddot{q}^* = A - 1(q) \cdot G(q) + C(q) \cdot \dot{q}^2 + R(q) \cdot f_m^* + E(q, \dot{q}) \quad (2.5)$$

Per risolvere il problema della ridondanza, dovuto al gran numero di muscoli coinvolti nella simulazione, si procede alla ricerca delle attivazioni muscolari capaci di generare le accelerazioni desiderate, ricorrendo all'utilizzo di un criterio riguardante la performance (per esempio si può minimizzare la somma dei quadrati delle attivazioni).

Nello Stage 3 è utilizzato un feedback control lineare e proporzionale, con guadagno k_u :

$$u = a^* + k_u(a^* - a), \text{ con } 0 \leq u \leq 1 \quad (2.6)$$

dove a e a^* sono, rispettivamente, il vettore delle attivazioni correnti nella simulazione dinamica in avanti e il vettore delle attivazioni calcolate nello Stage 2.

Nello stage 4 l'input è dato solamente dal vettore u e non dalle attivazioni (a^*) o dalle forze (f_m^*), ma esse sono comunque considerate perchè incorrono al calcolo di u negli stages precedenti.

¹gli asterischi indicano che le quantità a cui fanno riferimento sono *stime*; in tal modo, durante la simulazione, è possibile distinguerle dalle quantità corrispondenti *effettive*, che sono indicate senza asterisco

2.2 Modello di controllo motorio proposto

Questa tesi è parte di un più ampio lavoro di ricerca svolto dal gruppo di robotica del DIMEG dell'Università degli Studi di Padova e all'interno di questo progetto è stato portato avanti anche lo sviluppo teorico di un nuovo modello di controllo, a partire dalle conoscenze acquisite studiando i modelli presenti in letteratura (alcuni dei quali sono stati presentati nel paragrafo 2.1) e dall'attenta analisi dei risultati di alcuni test svolti precedentemente, parte del medesimo progetto e interamente descritti nelle tesi [2, 3].

Lo scopo di questi test consisteva principalmente nell'investigare gli effetti che differenti tipi di feedback possono apportare alle performance dei pazienti, durante l'esecuzione di esercizi riabilitativi.

Sono stati effettuati due diversi tipi di test, ciascuno dei quali prevedeva l'utilizzo di un device per eseguire un esercizio di target tracking: test con tavoletta grafica e test con joystick. Nel primo ciascun soggetto tracciava gli inseguimenti sul tablet con un puntatore, nel secondo, invece, mediante l'utilizzo di un joystick a due gradi di libertà (e in questo secondo caso il movimento da seguire era orizzontale). In entrambi i test è stato chiesto ai soggetti di affrontare vari tipi di esercizi di target tracking, diversi tra loro per:

1. lunghezza della traiettoria percorsa dal target: stabilita o casuale;
2. scala introdotta dal device (nel caso del joystick): costante durante l'intero task, soggetta a variazione improvvisa o variabile durante l'intero esercizio;
3. eventuale aggiunta di feedback audio o video (oltre al feedback video di target e cursore):
 - audio (fornito in cuffia) di intensità proporzionale all'errore di posizione del cursore mosso dal paziente, rispetto alla posizione del target;
 - audio legato all'errore di velocità del cursore rispetto a quella del target;
 - audio proporzionale alla velocità del target;
 - video (dato dall'intensità del colore dello sfondo dello schermo) legato all'errore di posizione;

- video proporzionale all'errore di velocità del cursore rispetto a quella del target;
- video di intensità proporzionale alla velocità del target;
- assenza di tutti i feedback precedentemente elencati.

Lo scopo principale di questi test è stato quello di verificare se fornire continuamente un feedback audio o video additivo potesse dare risultati migliori per quanto riguarda la performance e, in caso affermativo, capire quali tipi di feedback risultano maggiormente utili per una miglior esecuzione del task.

Dai risultati è emerso che:

- nell'esercizio di reaching in cui il feedback audio è legato alla velocità del target nella scala del video (confrontato con il task in cui si ha assenza di feedback) risulta evidente la diminuzione del ritardo medio;
- il feedback video (consistente nella variazione continua dell'intensità dello sfondo) non apporta miglioramenti, probabilmente perchè fornisce informazioni in eccesso rispetto a quelle che si è in grado di considerare ed elaborare velocemente, durante lo svolgimento di un task di questo genere, e in tal modo disturba l'inseguimento del target video;
- sembra che l'effetto fornito dal feedback sia quello di un'azione in avanti.

Proprio partendo da queste considerazioni, si è giunti allo sviluppo di un nuovo modello di controllo motorio: questo, proposto in un precedente lavoro di tesi [1], è stato sviluppato anche tenendo in considerazione l'idea di chiarire i ruoli del motor control e del motor learning che, come visto, sono presenti in vari schemi di controllo motorio in letteratura, ma non sono sempre spiegati in modo esaustivo e del tutto comprensibile.

Ulteriori aspetti che vengono evidenziati in questo modello, al fine di ottenerne una migliore comprensione, sono:

1. la differenziazione tra il dispositivo (joystick, manipolatore, etc. . .) e l'arto;
2. l'indicazione del tipo di coordinate utilizzate in ogni step del modello (relative ai giunti o relative allo spazio operativo).

Verrà ora illustrato lo schema (fig.2.12) in tutte le sue parti, senza però entrare ancora nel dettaglio dell'implementazione, cosa che verrà fatta nel prossimo capitolo.

All'inizio del modello è posto un blocco adibito alla stima del moto del target: secondo l'ipotesi sostenuta in un precedente lavoro di tesi, qui avviene il calcolo del movimento del target sulla base delle informazioni audio e video in ingresso, relative proprio alla sua posizione e alla sua velocità di movimento. Tali informazioni altro non sono che l'effettiva posizione a video del target e la sua velocità, quest'ultima ottenuta considerando sia la sua stima video, sia un eventuale feedback audio di intensità proporzionale ad essa (come quello fornito in cuffia ai partecipanti ai test precedentemente menzionati, il cui contributo ha migliorato notevolmente le performance nell'esecuzione del task).

In questo modello un'ipotesi fondamentale riguarda la modalità tramite cui un soggetto esegue un movimento: si è ipotizzato che il controllo presente sia dato dalla somma di continue spinte e accelerazioni calcolate sulla base dell'obiettivo da raggiungere che, nel caso di un esercizio di reaching, può essere rappresentato da un punto in movimento.

Per questo motivo, per la realizzazione del modello basato sulla stima delle accelerazioni, si è partiti col considerare un algoritmo utilizzato in robotica, nel quale si pianifica una traiettoria nello spazio dei giunti descritta da:

$$\ddot{q}^r = \ddot{q}^d + K_P(q^d - q) + K_D(\dot{q}^d - \dot{q})$$

in cui \ddot{q}^r indica l'accelerazione di riferimento del robot, K_P indica il guadagno proporzionale e K_D il guadagno derivativo del controllo. Nel modello, quindi, si è ricorsi all'utilizzo di questo algoritmo inserendolo (scritto però in coordinate cartesiane) all'interno del sottosistema *Calcolo dell'accelerazione di riferimento*:

$$\ddot{x}_v^r = \ddot{x}_t^* + K_P(x_t^* - x_{bv}) + K_D(\dot{x}_t^* - \dot{x}_{bv})$$

- x_t^* , \dot{x}_t^* , \ddot{x}_t^* sono posizione, velocità e accelerazione stimata del target;

- \ddot{x}_v^r indica l'accelerazione di riferimento a video, rappresentata dall'accelerazione stimata sommata a un certo errore;
- \ddot{x}_b^r indica l'accelerazione di riferimento che il soggetto vorrebbe compiere con il proprio braccio;
- x_{tv} è la posizione effettiva del target a video;
- x_{bv} è la variabile che il soggetto visualizza a video, rappresentata dal cursore che sta muovendo;
- x_b è la posizione concreta dell'arto;
- x_b^* è la posizione stimata dell'arto, sulla base della propiocezione;
- x_b^d è la posizione desiderata per lo spostamento del proprio braccio;
- \dot{x}_{ta} è il feedback audio relativo alla velocità del target;
- e_a è l'errore audio di posizione;
- u è il comando motorio;
- F_e è la forza esterna rappresentante un disturbo o una perturbazione.

L'accelerazione di riferimento (\ddot{x}_v^r) viene calcolata sommando alla sua stima due termini correttivi basati sugli errori di velocità ($\dot{x}_t^* - \dot{x}_{bv}$) e di posizione ($x_t^* - x_{bv}$), ricavati utilizzando il feedback visivo; tali errori corrispondono rispettivamente all'azione derivativa e proporzionale del controllo.

Attraverso il *Modello cinematico inverso del device* viene realizzato il cambio di scala che l'utilizzo di un tale dispositivo può apportare: a partire da \ddot{x}_v^r si ottiene l'accelerazione di riferimento \ddot{x}_b^r (proporzionale alla prima) e quest'ultima esprime l'effettiva accelerazione che il soggetto vorrebbe dare al proprio arto.

Accettando in ingresso l'accelerazione appena calcolata e dei segnali di feedback e feedforward, i blocchi *Modello dinamico inverso dell'arto* e *Muscolo* vanno a calcolare il comando motorio u e la forza F erogata dal muscolo; a quest'ultima viene poi sommata l'eventuale forza esterna F_e , che può essere:

- *a favore*, cioè nella stessa direzione del moto, con il compito di suggerire la direzione dell'accelerazione e il comando motorio;
- *antagonista*, cioè contraria alla direzione del moto, con il compito di produrre un'amplificazione di u .

La forza totale risultante $F + F_e$ costituisce l'input del *Modello dinamico diretto dell'arto* e l'output è invece dato dalla posizione, dalla velocità e dall'accelerazione concrete del braccio $(x_b, \dot{x}_b, \ddot{x}_b)$. Queste entrano poi nel *Modello cinematico diretto del device*, dal quale esce la posizione a video del cursore (x_{bv}) .

$x_b, \dot{x}_b, \ddot{x}_b$ rappresentano anche l'ingresso del sottosistema *Propriocezione*, nel quale si procede alla loro stima attraverso le informazioni derivanti da vari tipi di sensori muscolari. Tra le stime ottenute $(x_b^*, \dot{x}_b^*, \ddot{x}_b^*)$, quella dell'accelerazione risulta avere particolare importanza nell'azione del feedback: nel sottosistema *Ctrl* (o *Aggiornamento della massa*) essa viene comparata con l'accelerazione di riferimento che il soggetto voleva compiere (\ddot{x}_b^r) e il risultato di questa equiparazione da luogo, per prima cosa, al calcolo di un'azione correttiva che va a sommarsi al comando motorio e, contemporaneamente, permette l'aggiornamento del *Modello dinamico inverso dell'arto*.

Nel sottosistema chiamato *Aggiornamento della scala del joystick*, invece, vengono confrontate la stima della posizione reale dell'arto (conosciuta con la propriocezione) e la posizione a video del cursore, messo in moto con l'utilizzo del device. Tale confronto consente al soggetto di notare e comprendere l'alterazione visuomotoria (una trasformazione o un cambio di scala) introdotta dal device: in questo modo avviene il learning e il *Modello cinematico inverso del device* può essere aggiornato.

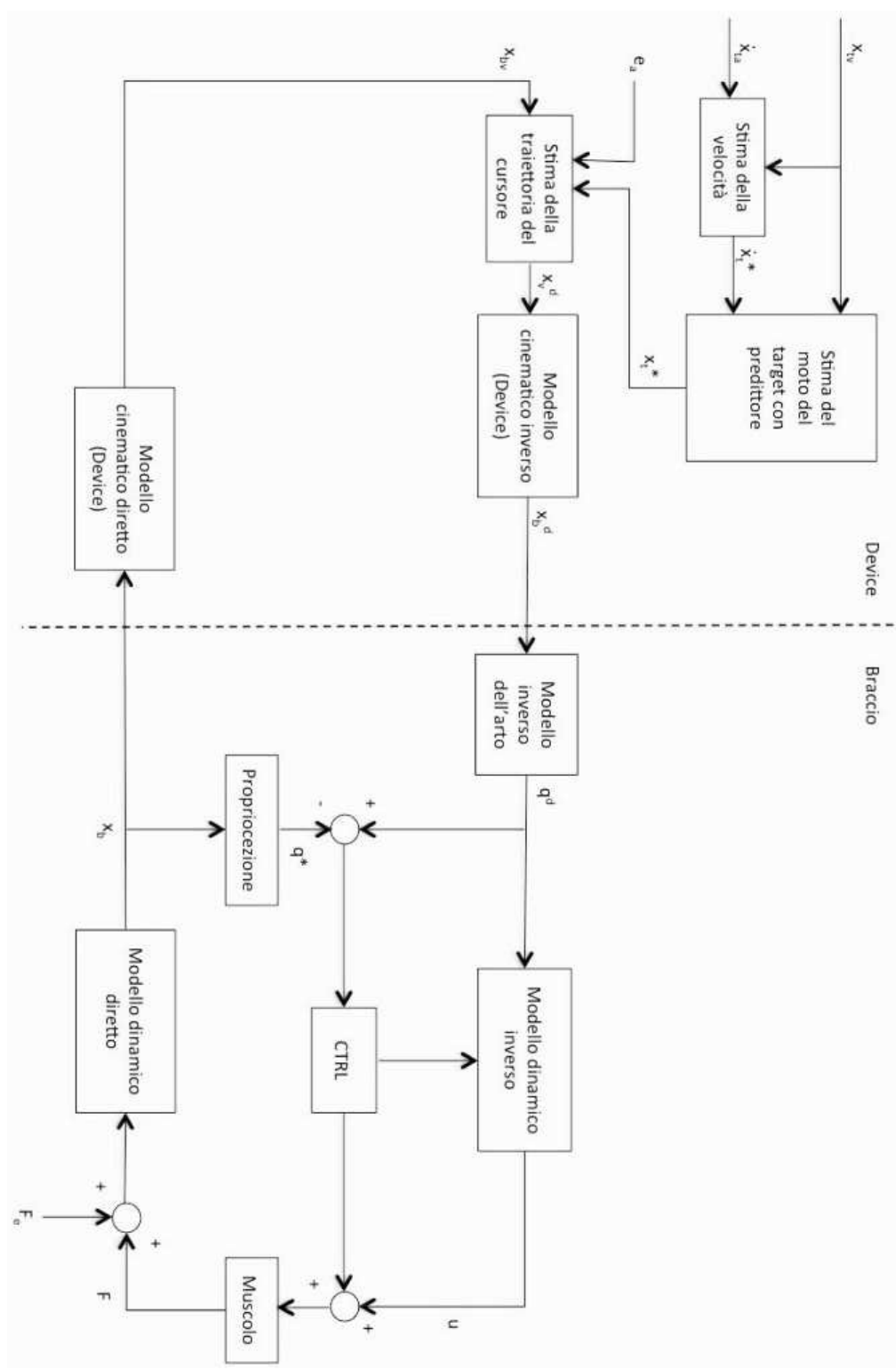


Figura 2.12: Modello di controllo proposto relativo al controllo sulla stima delle accelerazioni.

Capitolo 3

Implementazione del modello in Simulink

Lo scopo dell'implementazione in Simulink del modello proposto è la possibilità di simulare le varie esercitazioni svolte in precedenza e di effettuare poi il confronto tra i risultati delle simulazioni e quelli dei test, per poter giungere, infine, alla convalidazione del modello ideato.

Come segnale d'ingresso del modello è stata scelta una traiettoria per il target data da una funzione polinomiale di quinto grado; i tratti presentano un simmetrico profilo di velocità a campana con una caratteristica globale di dolcezza della traiettoria. Per tutte le simulazioni svolte, quindi, si è pensato di riprodurre il movimento compiuto dai partecipanti ai test menzionati nelle tesi [2, 3], cioè il movimento monodimensionale destra-sinistra concesso dall'utilizzo del joystick. La posizione di partenza è la coordinata centrale lungo l'asse x, ogni movimento ripassa per questa posizione e ha ampiezza pari all' 85% della metà della lunghezza in pixel dello schermo.

3.1 Stima del moto del target

In questo primo subsystem gli ingressi comprendono il segnale x_{tv} (posizione a video del target) dato dall'effettivo polinomio di quinto grado che costituisce la reale traiettoria, ritardato e campionato ad una frequenza di 25 Hz; in questo mo-

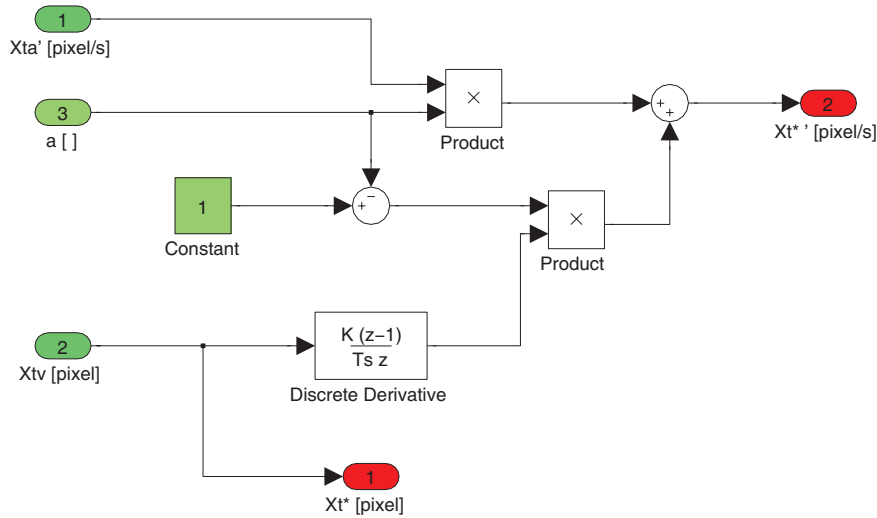


Figura 3.1: Stima del moto del target

do è simulato il tempo che un'immagine impiega per essere impressa sulla retina (poco più di $1/25$ secondi).

Attraverso un blocco di derivata discreta, il segnale x_{tv} , ora discretizzato, viene trasformato nella *stima video* della velocità del target. Un altro opzionale ingresso di questo sottosistema è il segnale audio di intensità proporzionale alla velocità del target (*feedback audio task related*). Nei test svolti in precedenza, infatti, ad alcuni dei soggetti veniva fornito in cuffia il feedback audio relativo alla velocità di movimento del target e si è voluto riprodurre questa modalità anche nel modello Simulink: si può notare che dalla traiettoria del target si ricava (derivandola) l'informazione relativa alla velocità e questa, moltiplicata per un opportuno guadagno b (si faccia riferimento al grafico in figura 3.11), fornisce il segnale audio \dot{x}_{ta} .

a è una costante che può assumere un valore nell'intervallo 0-1, assegnato tramite il file Matlab a parte, e serve a pesare i due segnali relativi alla velocità (\dot{x}_{ta} e la derivata di x_{tv}), fondendoli in modo adeguato per fornire l'effettiva stima \dot{x}_t^* :

$$\dot{x}_t^* = (1 - a)\dot{x}_{tv} + a\dot{x}_{ta} \quad (3.1)$$

- $a = 1$ corrisponde al caso in cui non si ha il feedback visivo e quindi si stima la velocità sulla base del solo feedback audio;

- $a = 0$ corrisponde al caso in cui non si ha il feedback audio e la stima avviene solo mediante l'informazione visiva;
- $0 < a < 1$ indica una stima della velocità che tiene conto di entrambi i tipi di feedback.

Per quanto riguarda l'ultimo caso citato, non è presente in letteratura un valore specifico per a perché ancora non è del tutto chiaro il modo in cui i vari tipi di feedback vengono pesati: secondo una prima ipotesi il feedback visivo ha sempre peso maggiore rispetto agli altri tipi, un altro parere è quello secondo cui l'importanza ad un certo tipo di feedback viene data dall'attenzione che lo stesso soggetto decide di riservargli, un'altra ipotesi ancora sostiene che il peso ai vari tipi di feedback presenti viene attribuito in modo proporzionale all'accuratezza delle informazioni che ciascun feedback è in grado di fornire.

Nel prossimo capitolo saranno presentati i risultati delle simulazioni numeriche svolte con entrambe le modalità di stima della velocità (calcolata con e senza feedback sonoro).

3.2 Stima dell'accelerazione del target

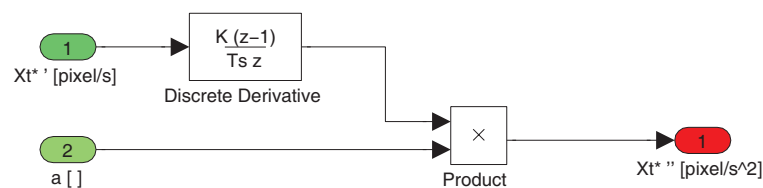


Figura 3.2: Stima dell'accelerazione del target

Il subsystem relativo alla stima dell'accelerazione del target ha come input la stima della velocità del target \hat{x}_t^* ottenuta nel sottosistema precedente considerando le informazioni fornite da entrambi i tipi di feedback. La derivata discreta di quest'ultima dà la stima dell'accelerazione del target.

A monte del subsystem in questione, però, sono presenti due *switch* manuali (si faccia riferimento all'intero modello in figura 3.11):

1. il primo permette di attivare o disattivare la modalità audio:
 - 0 indica il feedback audio disattivato: in questa modalità la stima della velocità del target avviene solo sulla base dell'informazione a video;
 - a indica il feedback audio task related attivo.
2. il secondo switch, invece, permette di scegliere due diverse modalità per effettuare il controllo:

- secondo switch impostato sul valore 1: in questo caso, nel sottosistema in esame, si deriva l'ingresso \dot{x}_t^* ottenendo una stima dell'accelerazione del target \ddot{x}_t^* che verrà utilizzata nel sottosistema successivo come iniziale spinta desiderata al fine di poter seguire l'andamento del target con il cursore messo in moto spingendo il joystick.

Nota importante: in questa configurazione il secondo switch non prende in considerazione l'impostazione del primo ma assume un valore costante pari a 1; ciò, in un'analisi superficiale, sembrerebbe significare che il modello non risente dell'eventuale attivazione del feedback audio, ma questo è errato. Il valore assunto in corrispondenza del primo switch, infatti, in questo caso non viene preso in considerazione all'interno del subsystem in esame, ma si ripercuote comunque sulla stima della velocità nel sottosistema precedente.

- secondo switch impostato sul valore del primo. Questa modalità, chiamata *alternativa* (4.5), è stata implementata allo scopo di creare una maggior differenza di prestazione del modello tra il caso in cui il feedback audio è attivo e il caso in cui esso è disattivato. Quando tale feedback non è attivo si ha che il valore trasmesso a questo sottosistema, e che viene moltiplicato per la stima dell'accelerazione \ddot{x}_t^* , è lo 0: in questo caso, quindi, al successivo sottosistema *Calcolo dell'accelerazione di riferimento*, viene fornita una stima nulla dell'accelerazione; di conseguenza il controllo lavorerà soltanto sulla base dell'errore di posizione e dell'errore di velocità del cursore rispetto al target.

Tale stima risulterà invece diversa da zero nel caso in cui il primo switch

sia impostato sul valore a , permettendo al controllo di lavorare anche per mezzo di una stima di accelerazione, oltre che sulla sola base degli errori di posizione e velocità.

Nel prossimo capitolo verranno presentati i risultati ottenuti dalle simulazioni con entrambe le modalità.

3.3 Calcolo dell'accelerazione di riferimento

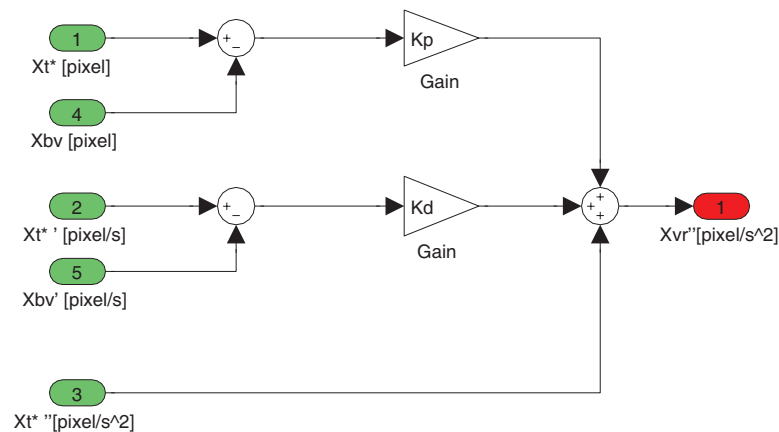


Figura 3.3: Calcolo dell'accelerazione di riferimento

Nel subsystem relativo al *Calcolo dell'accelerazione di riferimento* due dei cinque input sono i segnali in uscita dal blocco iniziale, *Stima del moto del target*, e cioè posizione e velocità stimate dal sistema nervoso centrale, a partire soltanto da posizione a video del target ed eventuale feedback sonoro relativo alla velocità (senza alcuna informazione riguardante il cursore messo in movimento dal soggetto).

Un altro ingresso di questo blocco è dato dall'uscita del sottosistema precedente, cioè dalla stima dell'accelerazione del target.

Gli ultimi due input di questo sottosistema, infine, sono segnali feedback di posizione e velocità del cursore.

L'accelerazione \ddot{x}_{vr} (output di questo sottosistema) viene calcolata implementando, tramite diversi blocchi Simulink, la formula 2.2, presentata nel precedente capitolo.

3.4 Modello cinematico inverso del device

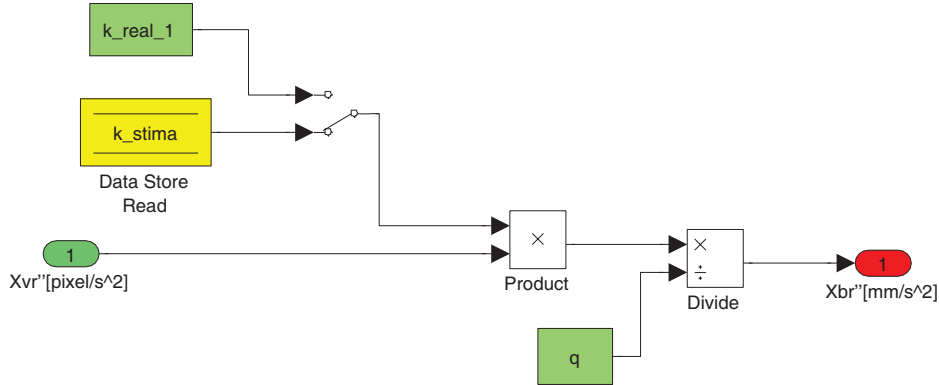


Figura 3.4: Modello cinematico inverso del device

In questo sottosistema viene effettuato il cambio di scala, introdotto dal device, dell'accelerazione video desiderata per il cursore (\ddot{x}_{vr}): tale segnale viene prima moltiplicato per la stima corrente del fattore di scala k_{stima} e poi diviso per una costante q che permette il passaggio dell'unità di misura da $pixel/s^2$ a mm/s^2 : in questo modo, viene calcolata l'accelerazione da dare all'arto \ddot{x}_{br} per ottenere, muovendo il joystick, proprio l'accelerazione desiderata \ddot{x}_{vr} per il cursore a video. Il valore iniziale di k_{stima} , definito mediante un file Matlab, viene posto pari a un valore prossimo all'1; ciò sta ad indicare che i soggetti partecipanti al test inizialmente ignorano la differenza di scala (introdotta dal device) tra la posizione a video del cursore x_{bv} e la posizione della leva del joystick (che coincide con la posizione dell'arto del soggetto che la impugna: x_b).

Il valore di k_{stima} viene poi modificato nel sottosistema *Aggiornamento della scala del joystick*, dov'è implementato l'apprendimento del fattore di scala da parte del sistema nervoso centrale degli individui.

3.5 Modello dinamico inverso dell'arto

Qui si ha la semplice applicazione del principio di Newton: l'accelerazione \ddot{x}_{br} viene moltiplicata con la stima corrente della massa m_{stima} per dare la forza desiderata F . Anche il valore iniziale di m_{stima} viene definito mediante un file

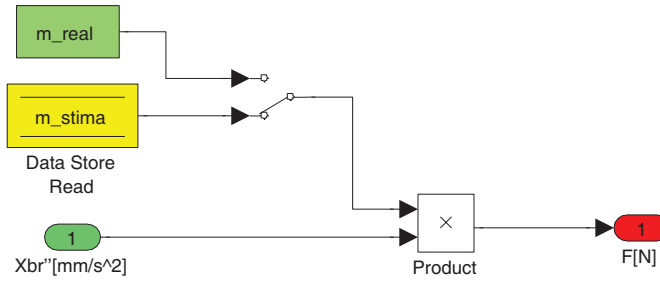


Figura 3.5: Modello dinamico inverso dell'arto

Matlab, ma tale valore verrà poi modificato nel sottosistema *Aggiornamento della massa*, avvicinandolo sempre più al reale valore (m_{real}) della massa di mano e avambraccio.

3.6 Modello dinamico diretto dell'arto

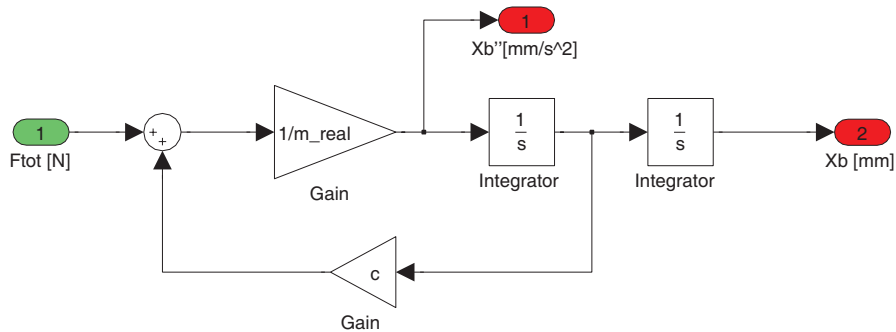


Figura 3.6: Modello dinamico diretto dell'arto

La formula di riferimento per questo *Modello dinamico diretto dell'arto* è:

$$F_{tot} = m_{real}\ddot{x}_b + c\dot{x}_b$$

dove F_{tot} è la forza totale esercitata (somma della forza desiderata F e di un contributo di correzione F_{diff}) che costituisce l'input del sottosistema, c è il coefficiente del contributo di attrito viscoso presente e m_{real} è la reale massa di mano e avambraccio che, secondo le valutazioni statistiche dell'antropometria, è data dalla frazione $0.022M$, dove M rappresenta la massa totale del soggetto.

\ddot{x}_b e x_b (accelerazione e posizione effettive dell'arto) costituiscono le uscite del sottosistema.

3.7 Propriocezione

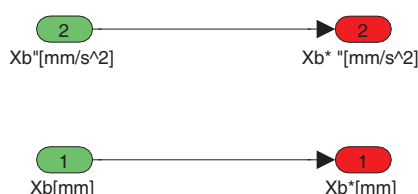


Figura 3.7: Propriocezione

In questo subsystem dovrebbe avvenire la stima del reale moto dell'arto (posizione, velocità e accelerazione) sulla base delle informazioni provenienti dai sensori muscolari e non, adibiti a tale scopo. Tali recettori sono stati in parte elencati al paragrafo 1.1.4.

Di fatto, nel modello attuale, questo sottosistema non modifica in alcun modo le reali posizione e accelerazione dell'arto, trasmettendole tali e quali ai subsystems successivi.

In futuro si potrebbero inserire in questo sottosistema un ritardo e un diverso periodo di campionamento al fine di rendere la propriocezione più simile a come effettivamente lavora nella realtà.

3.8 Aggiornamento della massa

In questo subsystem viene eseguito l'aggiornamento della stima della massa.

Agli ingressi si hanno due accelerazioni: \ddot{x}_{br} , accelerazione desiderata della mano del soggetto, e \ddot{x}_b^* , accelerazione effettiva, entrambe espresse in millimetri al secondo quadrato. Il confronto tra le accelerazioni menzionate consente:

- l'aggiornamento della stima della massa dell'avambraccio e della mano del soggetto;

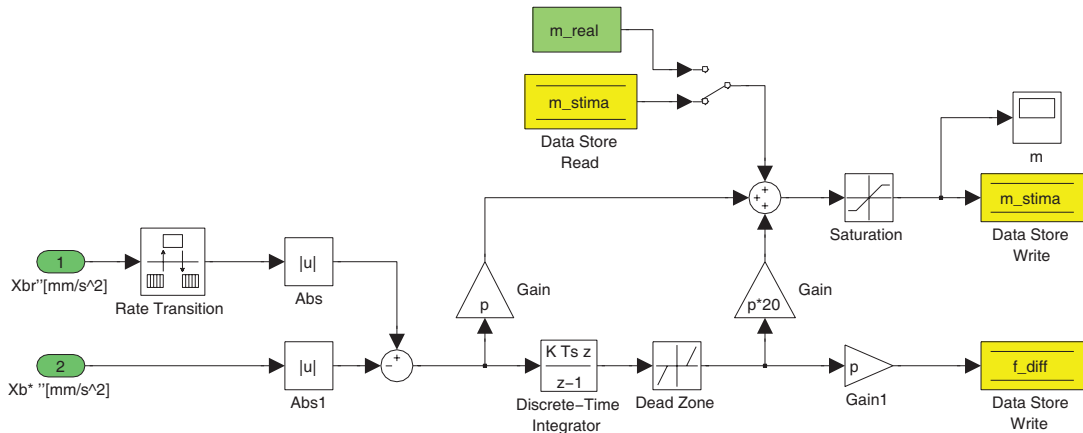


Figura 3.8: Aggiornamento della massa

- l'erogazione di una forza supplementare F_{diff} per compensare un'eventuale differenza delle accelerazioni causata da un'errata stima della massa.

Se la stima corrente della massa m_{stima} non coincide con il valore reale m_{real} si ha che differenza tra le due accelerazioni risulta essere diversa da zero. A questo punto si cerca di ottenere una nuova stima della massa andando a sommare (o sottrarre) alla stima corrente due diversi contributi:

- *contributo integrativo*: la differenza delle accelerazioni viene poi integrata e sottoposta a un blocco *dead zone* per evitare cambi della stima della massa quando questa differenza non assume valori rilevanti. Nel momento in cui, invece, tale differenza raggiunge valori percepibili, essa viene moltiplicata per una costante $20p$ e sommata a m_{stima} . Il contributo integrativo è utilizzato anche per ottenere la forza di correzione F_{diff} che andrà a sommarsi alla forza desiderata F ;
- *contributo proporzionale*: la differenza delle accelerazioni è moltiplicata per un fattore p molto piccolo e subito va a sommarsi a m_{stima} .

In questo modo si ottiene una continua stima della massa per incrementi successivi.

3.9 Modello cinematico diretto del device

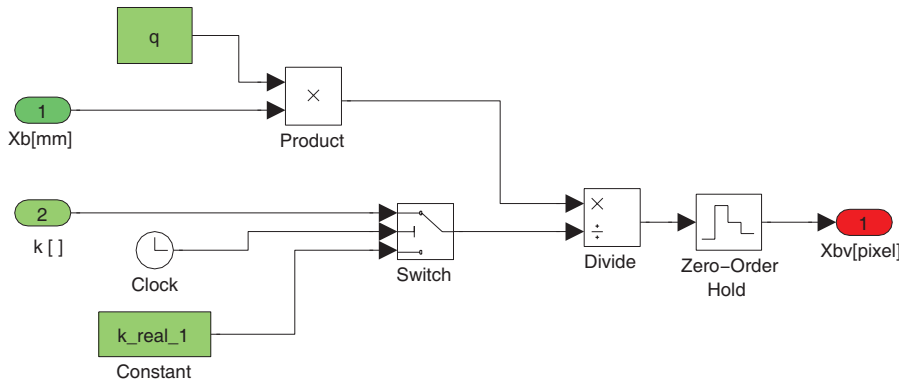


Figura 3.9: Modello cinematico diretto del device

In questo sottosistema viene considerato il cambio di scala, introdotto dal device, a partire dalla posizione effettiva della mano (e quindi anche della leva del joystick) x_b : tale segnale viene prima moltiplicato per la costante q , che permette il passaggio dell'unità di misura da mm a $pixel$, e poi diviso per il reale valore del fattore di scala k_{real} : in questo modo viene calcolata la posizione video del cursore x_{bv} .

Lo switch manuale esterno permette di scegliere il valore reale della scala: se si seleziona il valore k_{real1} si ha che la scala del joystick rimane costante lungo tutta la durata della simulazione e il suo valore è pari a k_{real1} (assegnato tramite il file Matlab a parte). Se invece, tramite lo switch, si sceglie l'opzione k_{real2} , si ha che la scala del joystick subisce una variazione improvvisa in un certo istante a metà della simulazione: inizialmente la scala reale è costante e di valore pari a k_{real1} , ma quando la simulazione raggiunge i 19.4 secondi (e cioè alla fine del terzo ciclo della traiettoria del target) il valore della scala muta improvvisamente assumendo il nuovo valore costante k_{real2} . Questa seconda modalità è stata implementata allo scopo di simulare l'improvviso cambio di scala previsto dai test *PreTest* e *PostTest* descritti nella tesi [3].

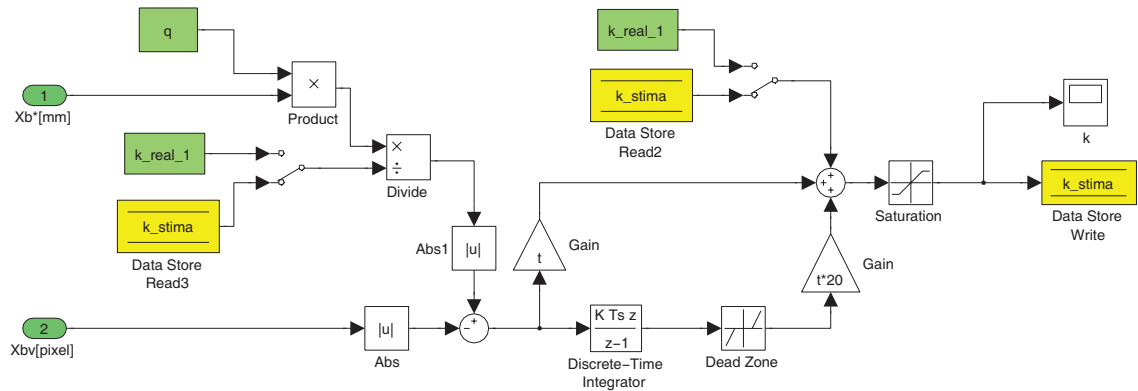


Figura 3.10: Aggiornamento

3.10 Aggiornamento della scala del joystick

Un'improvvisa variazione della scala del device da un valore K_1 a un valore K_2 viene notata dal soggetto nel momento in cui egli si accorge che la stima corrente della scala K_1 , se messa in corrispondenza con la posizione nota della propria mano, dovrebbe avere un corrispondente a video diverso dalla posizione visualizzata del cursore. Ciò permette al soggetto di capire che K_1 non è più la scala corrente del device e, di conseguenza, deve avvenire l'aggiornamento che si ripercuoterà sul *Modello cinematico inverso del device*.

Gli ingressi del subsystem sono x_{bv} , posizione a video del cursore mosso dal soggetto espressa in pixel, e x_b^* , posizione della mano (e quindi anche della leva del joystick) espressa in millimetri e conosciuta attraverso la propriocezione. La posizione del braccio viene inizialmente moltiplicata per la costante q , che consente di cambiare l'unità di misura della posizione da *mm* a *pixel*, e poi divisa per la stima corrente della scala; in tal modo si ottiene una stima della posizione del cursore a video. Nel momento in cui avviene una variazione improvvisa della scala del joystick, si ha che quest'ultima stima non coincide con la posizione effettiva del cursore a video x_{bv} e, di conseguenza, la differenza tra posizione stimata e posizione effettiva risulta essere diversa da zero.

Quando si verifica questo si cerca di ottenere una nuova stima della scala andando a sommare (o sottrarre) alla stima corrente due diversi contributi:

- *contributo integrativo*: la differenza delle posizioni viene poi integrata e sottoposta a un blocco *dead zone* per evitare cambi della stima della scala quando questa differenza non assume valori rilevanti. Nel momento in cui, invece, tale differenza raggiunge valori percepibili, essa viene moltiplicata per una costante $20t$ e sommata a k_{stima} ;
- *contributo proporzionale*: la differenza delle posizioni è moltiplicata per un fattore t e la quantità ottenuta in questo modo va a sommarsi a m_{stima} .

In questo modo si ottiene una continua stima della scala per incrementi (e decrementi) successivi.

3.11 Calcolo della velocità

Questo sottosistema effettua semplicemente la derivata discreta della posizione a video del cursore x_{bv} ottenendo in questo modo la stima della sua velocità. Quest'ultima sarà uno degli ingressi del sottosistema *Stima dell'accelerazione di riferimento*.

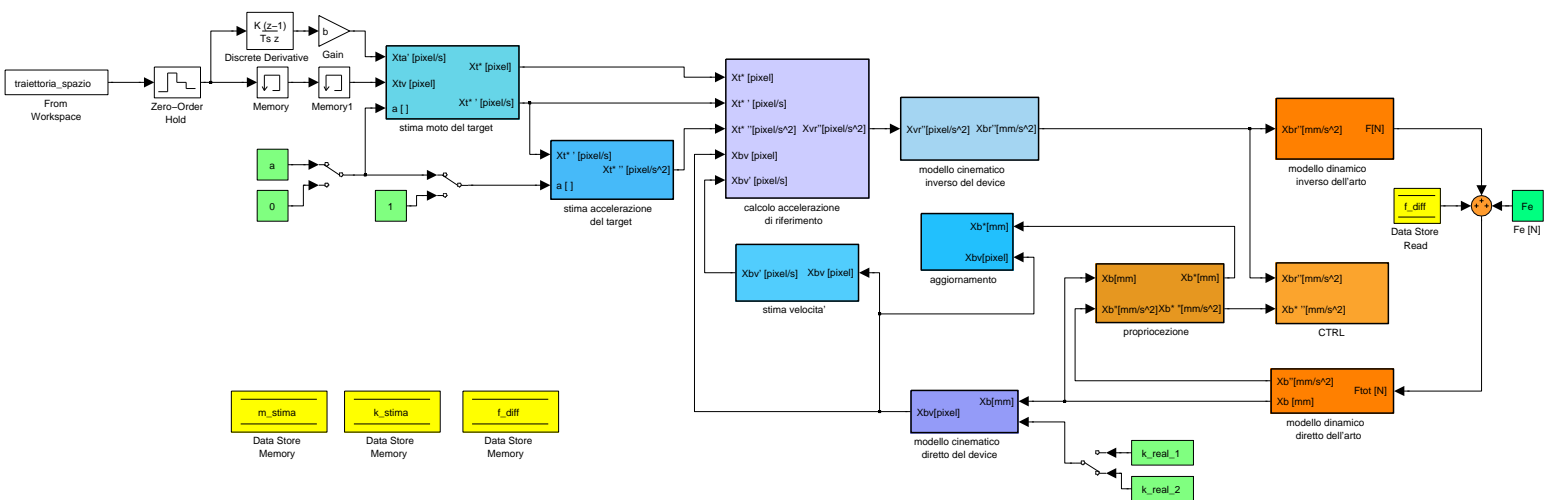


Figura 3.11: Modello Simulink

Capitolo 4

Simulazioni numeriche in Simulink

Utilizzando il modello sviluppato sono state svolte varie simulazioni, differenziate tra loro per:

- presenza o assenza del *feedback audio task related*;
- *stima della massa* attiva o disattivata;
- *stima della scala* attiva o disattivata;
- *valore della scala*:
 - costante per tutta la simulazione e pari a 1;
 - costante per tutta la simulazione e pari a 0.5;
 - costante e pari a 0.5 per i primi tre cicli di simulazione, costante e pari a 1 per i successivi quattro cicli (si è riprodotta, in questo modo, la modalità *Post Test* svolta durante i test presentati nella tesi [3]);
- *forza di disturbo esterna* diversa da zero o nulla;
- *coefficiente di attrito viscoso* diverso da zero o nullo.

4.1 Simulazioni senza stime

I grafici che saranno ora presentati si riferiscono a delle simulazioni nelle quali, tramite degli switch manuali presenti nei sottosistemi *Aggiornamento della massa* (fig.3.8) e *Aggiornamento della scala del joystick* (fig.3.10), sono state disabilitate le stime di massa e scala; in questo modo si va a simulare il caso in cui il sistema nervoso centrale conosce già il valore corretto della scala del joystick e anche quello della massa del proprio avambraccio e della propria mano. Per quanto riguarda quest'ultimo, per tutte le simulazioni di questo capitolo si è adottato il valore 1.76 Kg, valore ottenuto per un soggetto medio di 80 Kg con l'utilizzo della già citata formula antropometrica secondo la quale la massa di avambraccio e mano è data da $0.022M$, dove M rappresenta la massa totale del soggetto; quindi si ha: $0.022M = 0.022 \cdot 80 = 1.76$ Kg.

4.1.1 Assenza di feedback audio

Nella prima simulazione il feedback audio è stato disattivato, il valore della scala è stato posto pari a 1 e, tarando il controllo del sottosistema *Calcolo dell'accelerazione di riferimento* (fig.3.3), si sono adottati i valori $K_P = 5$ e $K_D = 0.1$.

Nel grafico in cui si ha la rappresentazione dell'errore di inseguimento $x_t^* - x_{bv}$ si può notare che il picco massimo di tale errore è di 88 pixel (fig.4.1).

4.1.2 Presenza di feedback audio

La seconda simulazione realizzata differisce dalla prima per la sola presenza del feedback audio relativo alla velocità di movimento del target; esso è stato attivato cambiando la configurazione del primo switch, impostandolo sul valore a .

Il grafico relativo all'inseguimento di posizione a video ha una forma molto simile a quella del grafico corrispondente ottenuto dalla simulazione senza feedback audio (fig.4.1). Essi, tuttavia, differiscono per l'entità dei picchi dell'errore di posizione che, in questo secondo caso, diminuiscono molto: il più alto misura 30 pixel (fig.4.2). Risulta perciò evidente anche nella simulazione l'importante contributo apportato dall'aggiunta del feedback sonoro per una miglior performance.

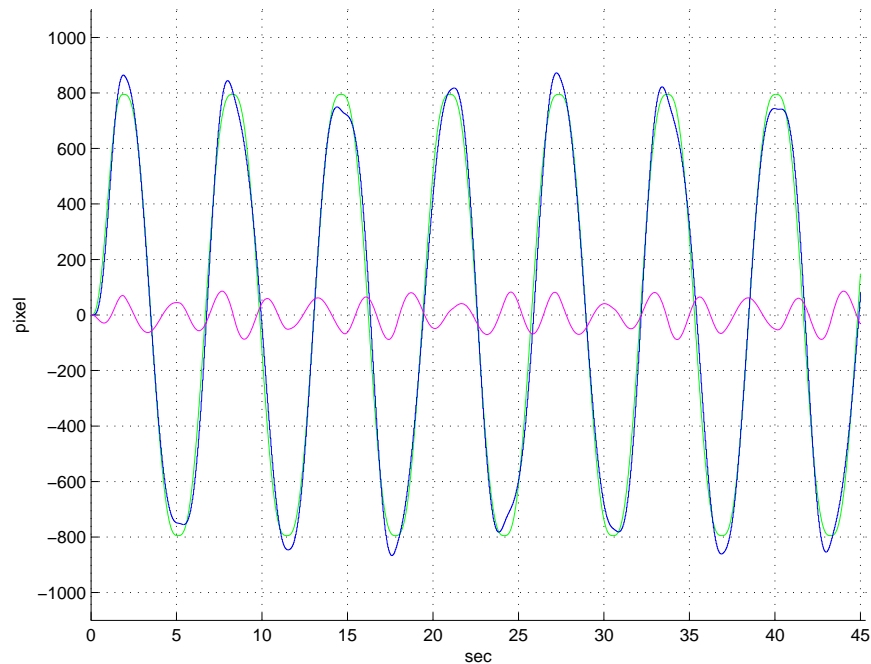


Figura 4.1: Inseguimento senza stime e in assenza di feedback audio: la linea blu indica la traiettoria del target x_{tv} , quella verde la traiettoria del cursore a video x_{bv} messo in moto dal soggetto, la linea rosa indica l'errore di posizione $x_t^* - x_{bv}$ e raggiunge il valore di picco di 88 pixel.

4.1.3 Assenza di audio, presenza di forza esterna e attrito

Si è poi realizzata una nuova simulazione dove si è ritornati alla configurazione iniziale del primo switch (ossia con l'assenza del feedback sonoro) e dove sono stati introdotti una forza di disturbo esterna $F_e = 3$ N e un coefficiente di attrito viscoso $c = 0.02$, il quale influenza il calcolo di posizione, velocità e accelerazione dell'arto del soggetto nel sottosistema *Modello dinamico diretto dell'arto* (fig.3.6). Il grafico, essendo di forma molto simile ai precedenti, non è stato riportato. L'errore di posizione in questa simulazione raggiunge il massimo di 114 pixel, risultando superiore al picco massimo della prima simulazione, coerentemente con quanto ci si poteva aspettare in seguito all'aggiunta di forze e coefficienti di disturbo.

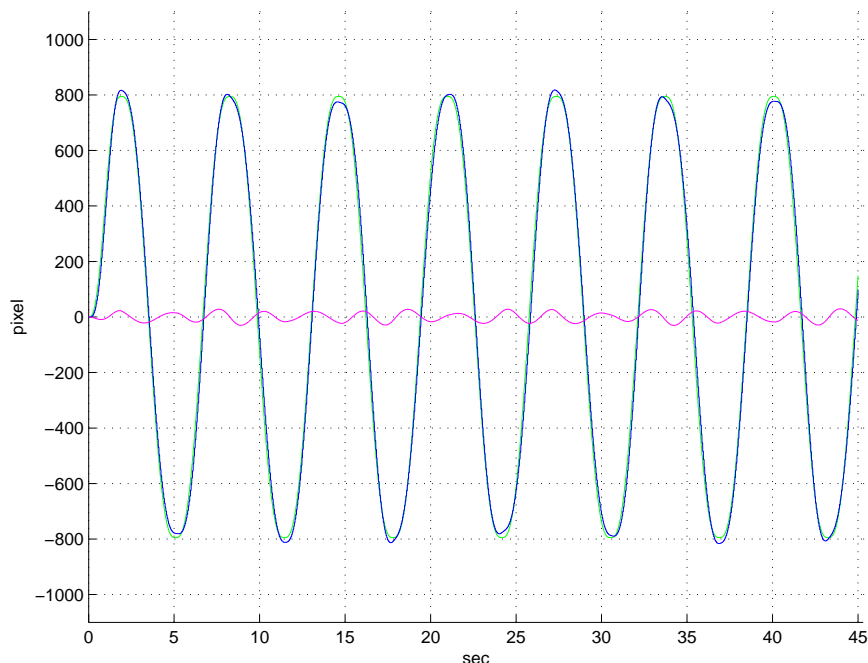


Figura 4.2: Inseguimento senza stime e in presenza di feedback audio: la linea blu indica la traiettoria del target x_{tv} , quella verde la traiettoria del cursore a video x_{bv} messo in moto dal soggetto, la linea rosa indica l'errore di posizione $x_t^* - x_{bv}$ e raggiunge il valore di picco di 30 pixel.

4.1.4 Presenza di audio, di forza esterna e attrito

Quest'ultima simulazione realizzata senza le stime di massa e di scala del joystick differisce dalla precedente per la sola presenza del feedback audio relativo alla velocità di movimento del target; anche qui, infatti, abbiamo la presenza di $F_e = 3$ N e di $c = 0.02$.

In questo caso l'errore di posizione raggiunge il valore di 46 pixel. Tale valore è inferiore ai 114 pixel della simulazione precedente in cui mancava il feedback audio ed è superiore ai 30 pixel della simulazione in cui il feedback sonoro era presente ma la forza di disturbo era assente: questo risultato, quindi, concorda con l'evidenza del miglioramento della performance in presenza di feedback audio e anche con il peggioramento della stessa in seguito all'introduzione di forze di disturbo.

4.2 Simulazioni con stima della massa

In questa seconda sezione verranno presentati i grafici che si riferiscono a simulazioni in cui è stata attivata soltanto la stima della massa di avambraccio e mano; la stima della scala del joystick, invece, risulta ancora disabilitata e il valore di tale scala è noto e pari a 1. Questa situazione è perciò interpretabile come il caso in cui il soggetto, che non conosce il valore preciso della massa del proprio arto, non utilizza alcun device: la posizione dell'arto x_b è in ogni istante uguale (al di là dell'unità di misura) alla posizione del cursore a video x_{bv} , perché divisa per la costante $k_{real} = 1$ (fig.3.9).

4.2.1 Assenza di feedback audio

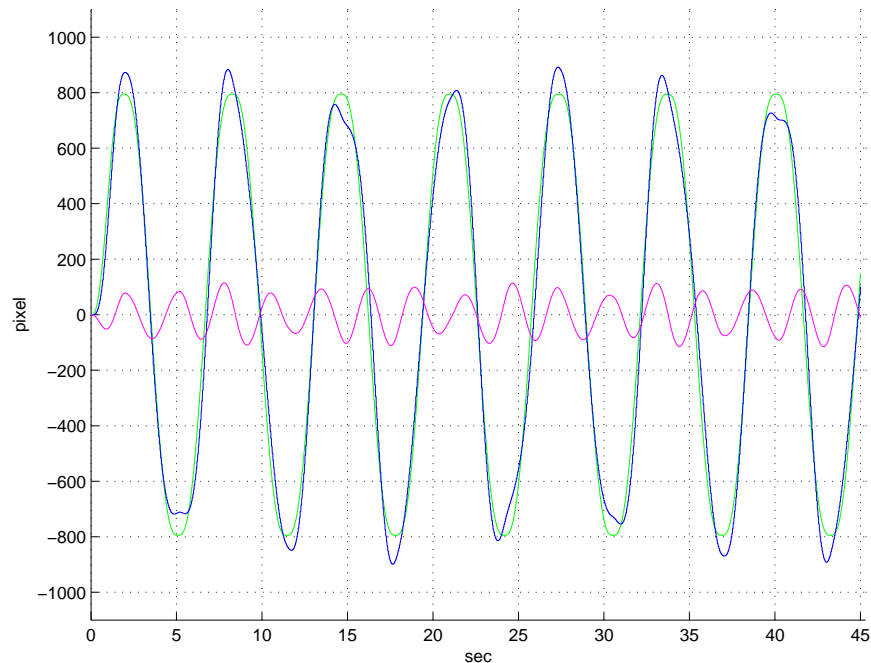


Figura 4.3: Inseguimento con stima della massa e in assenza di feedback audio: la linea blu indica la traiettoria del target x_{tv}^* , quella verde la traiettoria del cursore a video x_{bv} messo in moto dal soggetto, la linea rosa indica l'errore di posizione $x_{tv}^* - x_{bv}$ e raggiunge il valore di picco di 115 pixel.

Nella prima simulazione di questa seconda sezione il feedback audio è stato

disattivato e il controllo tarato con i valori $K_P = 5$ e $K_D = 0.1$. La costante che indica l'ampiezza della dead-zone del sottosistema *Aggiornamento della massa* (fig.3.8) ha valore $dz_1 = 10$, mentre un altro guadagno dello stesso subsystem è $p = 0.0009$.

Nel grafico in cui si ha la rappresentazione dell'errore di inseguimento $x_t^* - x_{bv}$ si può notare che il picco massimo di tale errore è di 115 pixel (fig.4.3).

Invece, per quanto riguarda la stima della massa, si ha il grafico che parte dal

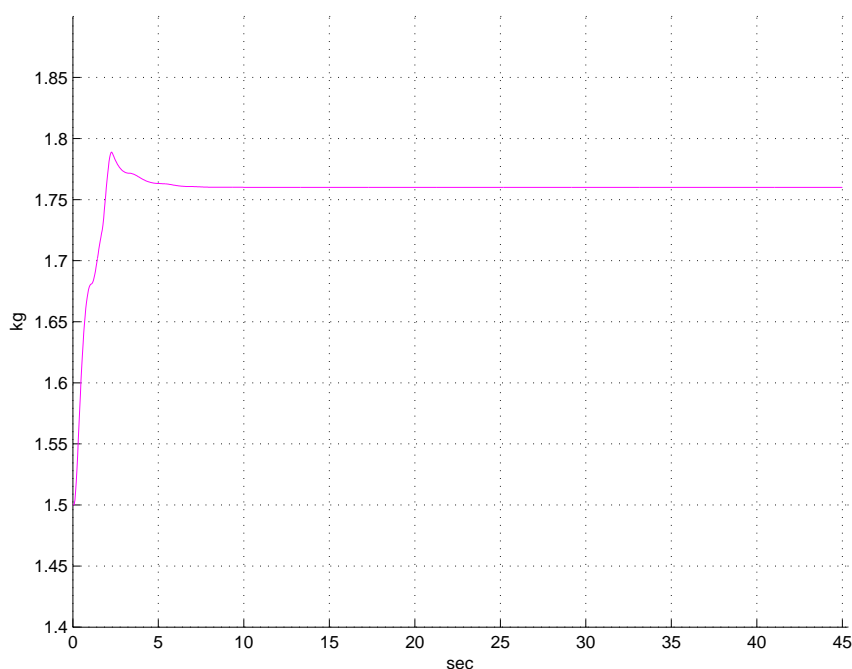


Figura 4.4: Stima della massa in assenza di forze di disturbo e in assenza di feedback audio.

valore 1.5 Kg (assegnato, con un file Matlab, come valore di stima iniziale della massa), poi dà luogo ad un overshoot ed infine raggiunge il valore reale di 1.76 Kg (fig.4.4).

4.2.2 Presenza di feedback audio

La seconda simulazione realizzata differisce dalla prima per la sola presenza del feedback audio relativo alla velocità di movimento del target. Qui il picco rag-

giunto dall'errore di posizione $x_t^* - x_{bv}$ è pari a 63 pixel: ridotto rispetto al caso precedente dalla presenza del feedback sonoro.

4.2.3 Assenza di audio, presenza di forza esterna e attrito

In questa nuova simulazione si è ritornati all'assenza del feedback sonoro e, inoltre, si sono aggiunti una forza di disturbo esterna $Fe = 3$ N e un coefficiente di attrito viscoso $c = 0.02$. Il controllo è stato tarato con i valori $K_P = 5$ e $K_D = 0.15$.

Mantenendo tutti gli altri valori inalterati, nel grafico della stima della massa si è avuto un netto incremento dell'overshoot e anche la comparsa di oscillazioni (fig.4.5); per ridurne l'ampiezza si è diminuito il valore della costante p portandola a 0.0005.

Con questi nuovi valori, l'errore di posizione in questa simulazione raggiunge il massimo di 117 pixel: valore correttamente superiore al picco massimo della simulazione uguale a questa, tranne che per l'assenza della forza di disturbo e dell'attrito viscoso. Va però sottolineato che l'introduzione di una forza esterna

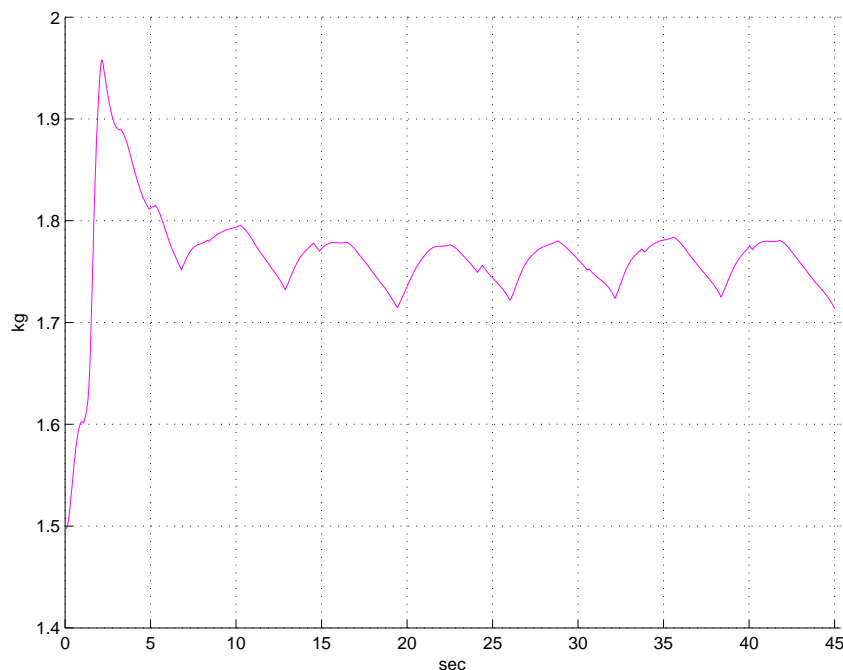


Figura 4.5: Stima della massa in presenza di forze di disturbo e in assenza di feedback audio.

non dovrebbe avere effetto sulla stima della massa: dopo aver appreso tale massa, un individuo, se sottoposto ad una forza di disturbo, probabilmente elaborerà un modello interno della forza in questione allo scopo di agire per contrastarla, ma non dovrebbe andare a modificare in alcun modo la stima della massa di mano e avambraccio. Per questo motivo la comparsa delle oscillazioni è da considerarsi come un'impresione del modello che dovrà essere eliminata, magari con l'aggiunta di un nuovo sottosistema adibito alla stima di eventuali forze di disturbo presenti.

4.2.4 Presenza di audio, di forza esterna e attrito

Nell'ultima simulazione di questa sezione si è reintrodotta il feedback sonoro e si è in presenza di una forza di disturbo $F_e = 3$ N e di un coefficiente di attrito viscoso di valore $c = 0.02$.

L'errore di posizione raggiunge il valore di 93 pixel: giustamente inferiore ai 117 pixel della simulazione precedente in cui mancava il feedback audio e superiore ai 63 pixel della simulazione con feedback sonoro in cui era assente la forza di disturbo.

4.3 Simulazioni con stima della scala del joystick

In tutte le simulazioni di questa nuova sezione la stima della massa è stata nuovamente disattivata, mentre la stima della scala del joystick è ora attiva.

Al controllo sono stati attribuiti i valori $K_P = 5$ per il guadagno proporzionale e $K_D = 0.15$ per il guadagno derivativo. La costante che indica l'ampiezza della dead-zone del sottosistema *Aggiornamento della scala del joystick* (fig.3.10) ha valore $dz_2 = 50$, mentre un altro guadagno dello stesso subsystem è $t = 0.00006$. Alla stima iniziale della scala (sempre diversa dalla reale k_{real}) è stato assegnato il valore $k_{stimainiziale} = 0.8$ tramite un m-file. Sono state compiute due serie di simulazioni: nella prima alla scala k_{real} è stato attribuito il valore costante 0.5, nella seconda, invece, il valore costante $k_{real} = 1$. Nel primo caso (a), per portare

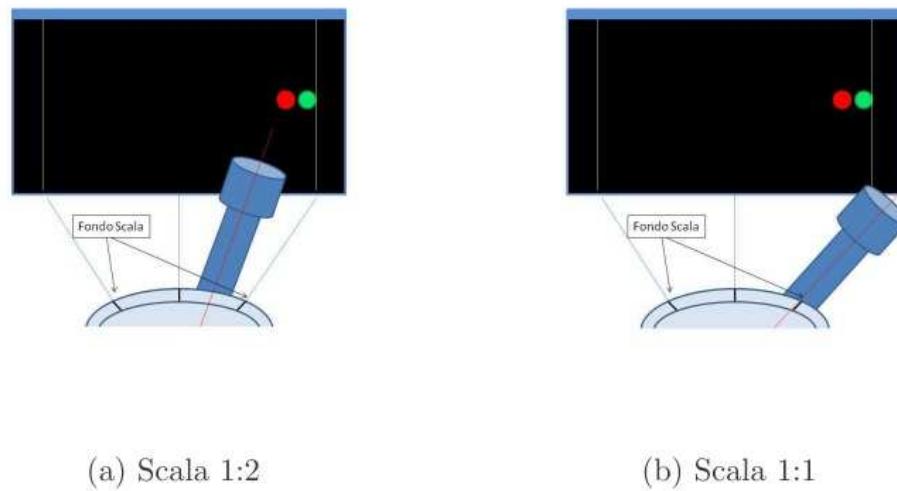


Figura 4.6: Scala introdotta dal joystick nella prima metà del test (a) e nella seconda metà (b).

il cursore a raggiungere il target a video (quando questo raggiungeva la massima distanza dal centro dello schermo), era necessario spostare lateralmente la leva del joystick fino alla metà della distanza tra posizione centrale e fondo-scala; nel secondo caso (b), invece, la leva doveva raggiungere il fondo-scala (in figura 4.6 sono rappresentate queste due situazioni).

I grafici degli inseguimenti di posizione delle varie simulazioni sono molto simili tra loro nella forma, perciò ne sono stati riportati solo un paio. Nel primo (fig.4.7), inseguimento delle posizioni nel caso (a) in cui $k_{real} = 0.5$, si può notare un iniziale *anticipo* della traiettoria del cursore rispetto al target, spiegabile con il fatto che il soggetto all'inizio ha un'idea della scala pari a $k_{stimainiziale} = 0.8$ che è superiore alla vera scala $k_{real} = 0.5$, per cui tende a compiere un movimento, con la leva del joystick, superiore al necessario. Invece nel secondo grafico (fig.4.8), inseguimento delle posizioni nel caso (b) in cui $k_{real} = 1$, è evidente un iniziale *ritardo* del cursore rispetto al target; la stima iniziale della scala per il soggetto, infatti, è sempre pari a $k_{stimainiziale} = 0.8$ che, in questo caso, è inferiore alla vera scala $k_{real} = 1$ e perciò tende a compiere un movimento inferiore al necessario.

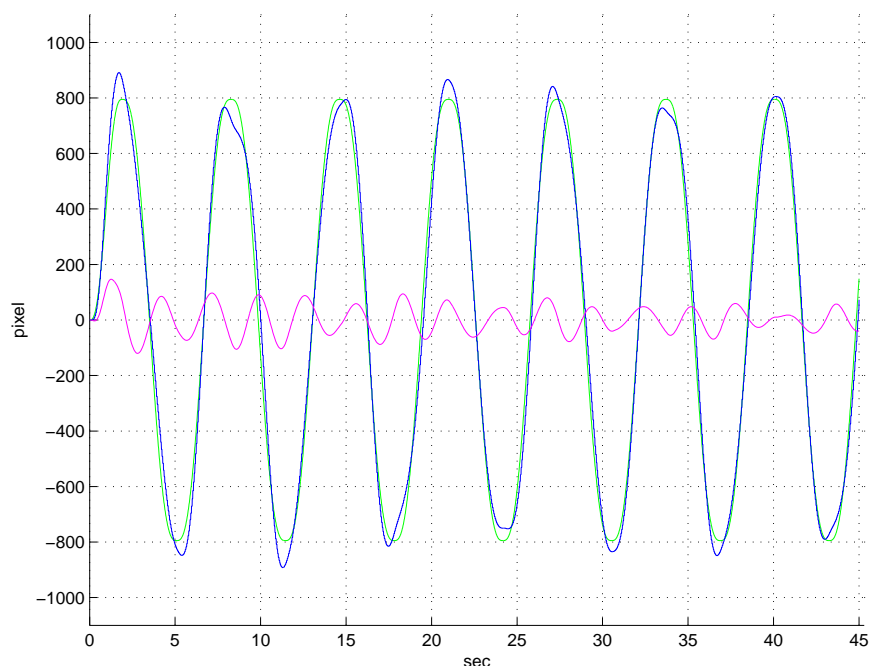


Figura 4.7: Inseguimento con stima della scala ($k_{real} = 0.5$) e in assenza di feedback audio: la linea blu indica la traiettoria del target x_{tv} , quella verde la traiettoria del cursore a video x_{bv} messo in moto dal soggetto, la linea rosa indica l'errore di posizione $x_t^* - x_{bv}$ e raggiunge il valore di picco di 146 pixel.

Nella tabella 4.1 si sono riassunte queste simulazioni in cui è stata stimata soltanto la scala del joystick e, per ognuna di esse, è stato riportato il massimo valore raggiunto dall'errore di posizione $x_t^* - x_{bv}$, espresso in pixel. Un esempio di grafico della stima della scala nel caso in cui $k_{real} = 0.5$ è dato dalla figura 4.9, mentre nel caso in cui $k_{real} = 1$ è dato dalla figura 4.10.

4.4 Simulazioni con stima della scala e della massa

Nelle simulazioni che sono presentate in questo paragrafo sono state abilitate sia la stima della massa, sia la stima della scala; in questo modo si va a simulare il caso più complesso, in cui il sistema nervoso centrale inizialmente non conosce né il valore corretto della scala del joystick, né quello della massa del proprio

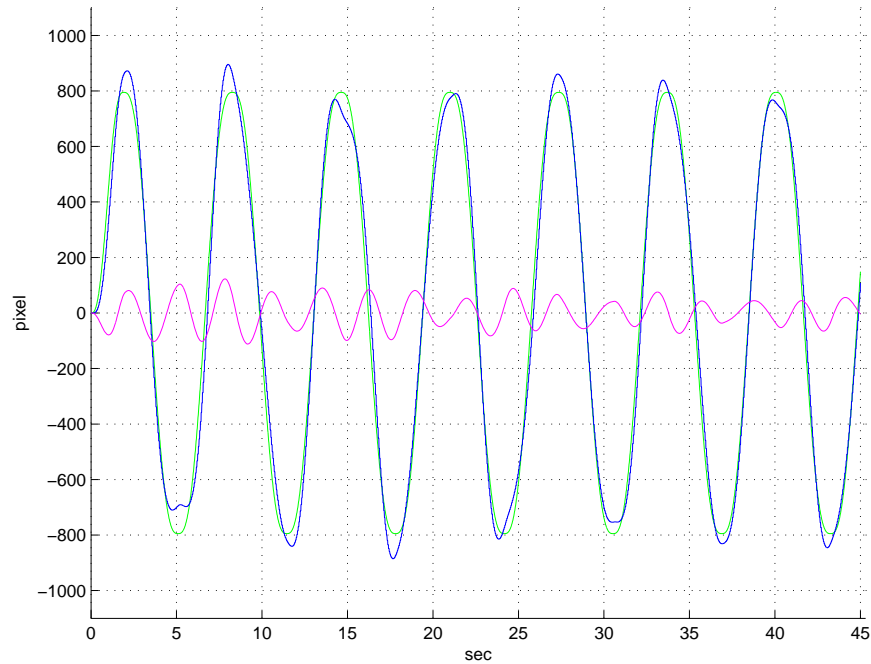


Figura 4.8: Inseguimento con stima della scala ($k_{real} = 1$) e in assenza di feedback audio: la linea blu indica la traiettoria del target x_{tv} , quella verde la traiettoria del cursore a video x_{bv} messo in moto dal soggetto, la linea rosa indica l'errore di posizione $x_t^* - x_{bv}$ e raggiunge il valore di picco di 123 pixel.

k_{real}	feedback audio	Fe	c	errore massimo
1	no	0	0	123
1	si	0	0	81
1	no	3	0.02	132
1	si	3	0.02	87
0.5	no	0	0	146
0.5	si	0	0	137
0.5	no	3	0.02	158
0.5	si	3	0.02	148

Tabella 4.1: Sono riassunte tutte le simulazioni con la sola stima della scala del joystick

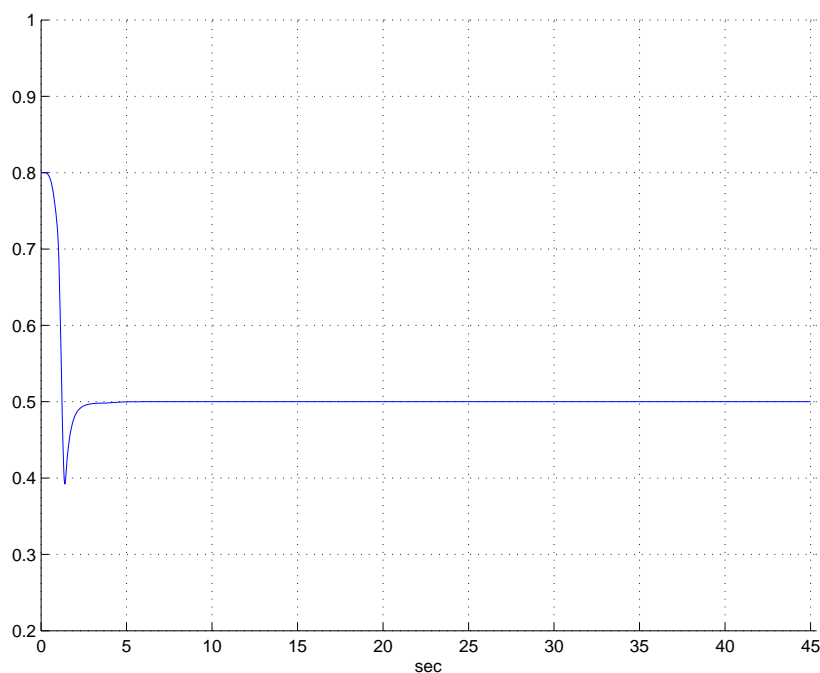


Figura 4.9: Stima della scala del joystick nel caso in cui $k_{real} = 0.5$

avambraccio e della propria mano.

Si sono effettuate varie simulazioni nelle quali c'era:

- presenza o assenza del feedback sonoro;
- valore della scala:
 - costante per tutta la simulazione e pari a 0.5;
 - costante per tutta la simulazione e pari a 1;
 - costante e pari a 0.5 per i primi tre cicli di simulazione, costante e pari a 1 per i successivi quattro cicli;
- presenza o assenza della forza di disturbo esterna e dell'attrito viscoso.

Il primo set di simulazioni, dove la scala era costante e pari a $k_{real} = 0.5$, ha permesso di ottenere grafici dell'inseguimento delle posizioni e della stima della scala del joystick molto simili ai corrispondenti schemi menzionati al paragrafo 4.3 (fig.4.9).

Stessa cosa per il secondo set di simulazioni, in cui si aveva scala costante $k_{real} = 1$

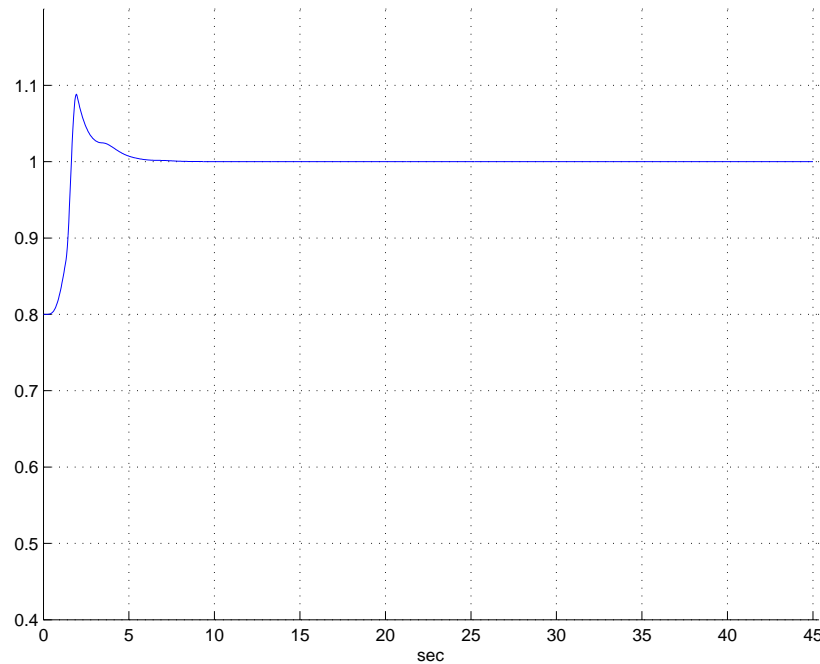


Figura 4.10: Stima della scala del joystick nel caso in cui $k_{real} = 1$

(fig.4.10).

Nel terzo set di simulazioni, invece, si è impostato lo switch in ingresso al sottosistema *Modello cinematico diretto del device* in modo da scegliere l'opzione k_{real2} ; in questo modo la scala reale del joystick assumeva il valore $k_{real1} = 0.5$ per i primi 19.4 secondi (cioè per i primi tre cicli) e variava poi improvvisamente assumendo il valore $k_{real2} = 1$ per la durata restante della simulazione. I risultati di questo terzo set, per il quale il guadagno derivativo del controllo valeva $K_D = 5$ e il guadagno proporzionale $K_P = 0.2$, sono riassunti nella tabella 4.2: sono stati riportati la presenza o assenza del feedback audio ($f.audio$), il valore di un'eventuale forza di disturbo (Fe), il valore di un'eventuale coefficiente di attrito (c), la costante (p) e l'ampiezza della dead-zone del sottosistema *Aggiornamento della massa* (dz_1), la costante (t) e l'ampiezza della dead-zone del sottosistema *Aggiornamento della scala del joystick* (dz_2), l'errore di posizione massimo all'inizio della simulazione ($e.ciclo1$) e l'errore di posizione massimo subito dopo l'improvviso cambio di scala ($e.cambioscala$). La figura 4.11 mostra un esempio di stima della scala in questo tipo di simulazioni.

<i>f.audio</i>	<i>Fe</i>	<i>c</i>	<i>dz₁</i>	<i>dz₂</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>e.ciclo1</i>	<i>e.cambioscala</i>
no	0	0	10	50	0.0009	0.00006	120	238
si	0	0	10	50	0.0009	0.00006	104	230
no	3	0.02	10	50	0.0004	0.00006	136	285
si	3	0.02	10	50	0.0004	0.00006	109	244

Tabella 4.2: Sono riassunte tutte le simulazioni con entrambe le stime (scala del joystick e massa) nel caso in cui k_{real} assume valore costante e pari a 0.5 per i primi tre cicli di simulazione, e valore costante e pari a 1 per i successivi quattro cicli

4.5 Simulazioni con la configurazione alternativa del modello

In tutte le simulazioni di cui si è parlato finora si è sempre tenuto il secondo switch manuale (la cui funzione è stata presentata nel precedente capitolo al paragrafo 3.2) sulla costante 1: indipendentemente dalla presenza o dall'assenza del feedback audio, quindi, al sottosistema *Calcolo dell'accelerazione di riferimento* è sempre stata fornita una stima dell'accelerazione del target.

In questo paragrafo, invece, viene esaminata la seconda modalità: in presenza di feedback sonoro è fornita una stima iniziale dell'accelerazione, in sua assenza invece la stima è nulla e il controllo avviene solo sulla base degli errori di posizione e di velocità del cursore rispetto al target.

Le simulazioni sono state svolte con scala costante e pari a 0.5 per i primi tre cicli di simulazione, costante e pari a 1 per i successivi quattro cicli, si è assunto $Fe = 0$ e $c = 0$, e le altre costanti (ampiezze dead-zone, p , t , ...) di valori pari a quelli elencati nella prima parte del paragrafo 4.4.

L'errore di posizione massimo all'inizio della simulazione (*e.ciclo1*) e l'errore di posizione massimo subito dopo l'improvviso cambio di scala (*e.cambioscala*) sono riportati nella tabella 4.3.

Questi ultimi grafici sono risultati molto simili a quelli ottenuti dal reale svolgimento del task da parte dei soggetti partecipanti ai test svolti un po' di mesi fa [3]. Pertanto se ne propone un confronto diretto:

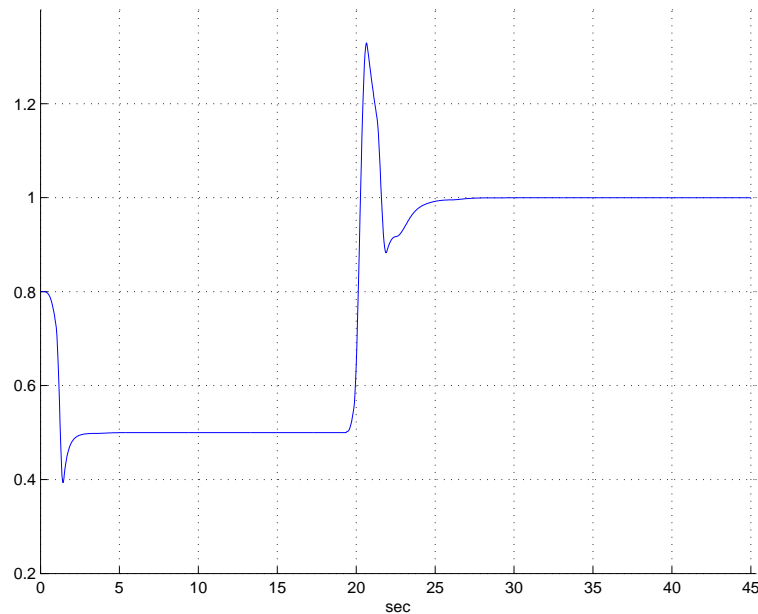


Figura 4.11: Stima della scala del joystick nel caso in cui si ha un improvviso cambio di scala al termine del terzo ciclo

<i>f.audio</i>	<i>e.ciclo1</i>	<i>e.cambioscala</i>
no	110	121
si	35	130

Tabella 4.3: Sono riassunte tutte le simulazioni con entrambe le stime (scala del joystick e massa) per la configurazione alternativa del modello

- in due di questi grafici è rappresentato il confronto delle traiettorie su scala reale del joystick. Il tracciato verde, legato al percorso del target da seguire, è costante e pari al valore massimo; il tracciato blu indica invece il percorso effettuato dal soggetto, che è minore rispetto all'andamento normale a causa del cambio scala sul joystick (fig.4.12). La stessa situazione, rappresentata in figura 4.13, è stata ottenuta con il simulatore.
- in altri di questi grafici sono rappresentati l'inseguimento e l'errore di posizione. In figura 4.14 è riportato il grafico ottenuto dal reale svolgimento del test da parte di un soggetto, mentre in figura 4.15 si ha il grafico ottenuto

con l'utilizzo del simulatore.

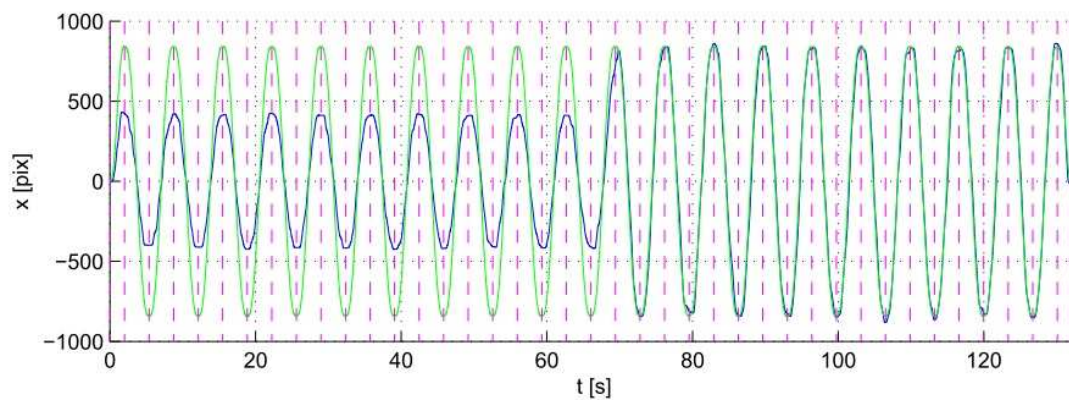


Figura 4.12: Confronto delle traiettorie su scala reale del joystick ottenuto dal reale svolgimento del test

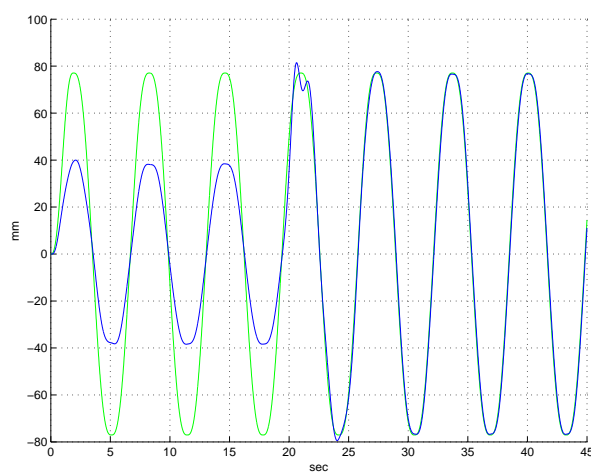


Figura 4.13: Confronto delle traiettorie su scala reale del joystick ottenuto con il simulatore

4.5. SIMULAZIONI CON LA CONFIGURAZIONE ALTERNATIVA DEL MODELLO⁶⁵

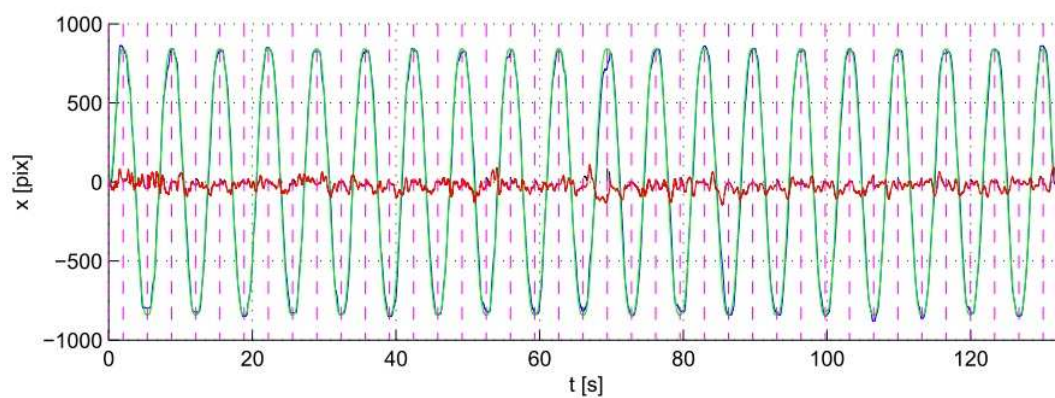


Figura 4.14: Inseguimento ottenuto dal reale svolgimento del test

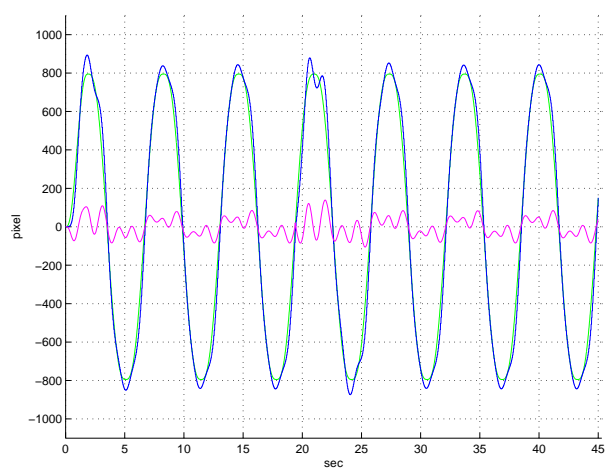


Figura 4.15: Inseguimento ottenuto con il simulatore

Conclusioni

Questo lavoro ha portato all'implementazione in Simulink di una nuova tipologia di modello di controllo motorio. Sono stati effettuati differenti tipi di simulazioni con e senza feedback sonoro legato alla velocità del target e ne sono stati analizzati i grafici risultanti attraverso il confronto con i corrispondenti grafici ottenuti mediante il reale svolgimento dei test con joystick. Anche nei grafici del simulatore si è ottenuto il miglioramento dell'inseguimento delle posizioni con l'apporto di feedback sonoro.

Essendo questa la prima versione implementata del modello di controllo motorio ideato, sono presenti delle lacune che potranno essere colmate dalle successive versioni.

Per i progetti futuri sarebbe interessante migliorare il simulatore con:

- inserimento di un sottosistema adibito alla stima di un'eventuale forza di disturbo, in modo che questa forza esterna non vada ad alterare la stima della massa;
- aggiunta dell'implementazione del contributo di un eventuale feedback audio legato all'errore di posizione;
- eventuale modifica del modo in cui è realizzata la stima della scala, per esempio ipotizzando che il soggetto ragioni tenendo in considerazione solo l'ultimo istante di movimento;
- inserimento di ritardi e modifica delle frequenze di lavoro dei vari sottosistemi, che ora sono tutte a 25 Hz, cercando in letteratura valori appropriati

per ottenere un modello che abbia un comportamento più vicino a quello del reale sistema neuro-motorio.

Infine sarebbe importante realizzare una simulazione corrispondente alla modalità *Variabile* dei test svolti (in cui la scala del joystick era continuamente variata nel tempo) ed anche effettuare lo studio dei parametri d'errore per i risultati di tutte le simulazioni, per descrivere in maniera più esaustiva il livello di prestazione raggiunto dal simulatore.

Bibliografia

- [1] D. Callegaro, “Ruolo del feedforward nell’apprendimento di task motori,” Tesi di Laurea in Ingegneria Biomedica, Università degli Studi di Padova, 2011.
- [2] M. Battiston, “Studio dell’utilizzo del feedback uditivo nell’esecuzione di task motori,” Master’s thesis, Università degli Studi di Padova, 2010.
- [3] A. Marcato, “Studio del ruolo del feedback sonoro nel controllo motorio e nell’apprendimento di task motori,” Master’s thesis, Università degli Studi di Padova, 2011.
- [4] R. Shadmehr and F. A. Mussa-Ivaldi, “Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task,” *The Journal of Neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*, vol. 14, no. 5, pp. 3201–3224, 1994.
- [5] M. Conditt, F. Gandolfo, and F. Mussa-Ivaldi, “The motor system does not learn the dynamics of the arm by rote memorization of past experience,” *Journal of neurophysiology*, vol. 78, pp. 554–560, 1997.
- [6] F. Gandolfo, F. M. Ivaldi, and E. Bizzi, “Motor learning by field approximation,” *Proc Natl Acad Sci USA*, vol. 93, no. 9, pp. 3843–3846, 1996.
- [7] M. A. Conditt and F. A. Mussa-Ivaldi, “Central representation of time during motor learning,” *Proc Natl Acad Sci USA*, vol. 96, no. 20, pp. 11 625–11 630, 1999.

- [8] N. Malfait, D. Shiller, and D. Ostry, "Transfer of motor learning across arm configurations," *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*, vol. 22, no. 22, pp. 9656–9660, 2002.
- [9] S. Criscimagna-Hemminger, O. Donchin, M. Gazzaniga, and R. Shadmehr, "Learned dynamics of reaching movements generalize from dominant to non-dominant arm," *Journal of neurophysiology*, vol. 89, no. 1, pp. 168–176, 2003.
- [10] S. Goodbody and D. Wolpert, "Temporal and amplitude generalization in motor learning," *Journal of neurophysiology*, vol. 79, no. 4, pp. 1825–1838, 1998.
- [11] T. Brashers-Krug, R. Shadmeh, and E. Bizzi, "Consolidation in human motor memory," *Nature*, vol. 382, no. 6588, p. 1996, 252-255.
- [12] D. Feygin, M. Keehner, and R. Tendick, "Haptic guidance: experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill," *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002. Proceedings. 10th Symposium on*, pp. 40–47, 2002.
- [13] D. Morris, H. Tan, F. Barbagli, T. Chang, and K. Salisbury, "Haptic feedback enhances force skill learning," *EuroHaptics Conference, 2007 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2007. Second Joint*, pp. 21–27, 2007.
- [14] E. Burdet, R. Osu, D. W. Franklin, T. E. Milner, and M. Kawato, "The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance," *Nature*, vol. 414, no. 6862, pp. 446–9, 2001.
- [15] N. Hogan, "An organizing principle for a class of voluntary movements," *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*, vol. 4, no. 11, pp. 2745–2754, 1984.
- [16] Y. Uno, M. Kawato, and R. Suzuki, "Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement - minimum torque-change model," *Biological cybernetics*, vol. 61, no. 2, pp. 89–101, 1989.

-
- [17] M. Kawato, K. Furuwaka, and R. Suzuki, "Hierarchical neural-network model," *Biological Cybernetics*, 1987.
- [18] M. Kawato, "Internal models for motor control and trajectory planning," 1999.
- [19] R. C. Miall, P. N. Haggard, and J. D. Cole, "Evidence of a limited visuomotor memory used in programming wrist movements," *Exp Brain Res*, no. 107, pp. 267–280, 1996.
- [20] M. I. Jordan and D. E. Rumelhart, "Forward models: supervised learning with a distal teacher," *Cognitive Science*, vol. 16, pp. 307–354, 1992.
- [21] R. W. Sperry, "Neural basis of the spontaneous optokinetic response produced by visual invasion," *Journal of Comparative Physiology and Psychology*, vol. 43, pp. 482–489, 1950.
- [22] R. E. Kalman and R. S. Bucy, "New results in linear filtering prediction," *Journal of basic engineering*, 1961.
- [23] T. Wang, "Control force change due to adaptation of forward model in human motor control," 2000.
- [24] T. Wang and R. Shadmehr, "Learning the dynamics of reaching movements results in the modification of arm impedance and long latency perturbation," *Biological Cybernetics*, 2001.
- [25] M. J. Wagner and M. A. Smith, "Shared internal models for feedforward and feedback control," *The Journal of Neuroscience*, vol. 28, no. 42, pp. 10 663–10 673, 2008.
- [26] E. Burdet, S. H. Zhou, D. Oetomo, and I. Mareels, "Modelling of human motor control in an unstable task through operational space formulation," *Int. Conf. Control, Automation, Robotics and Vision*, December 2010.
- [27] D. G. Thelen, F. C. Anderson, and S. L. Delp, "Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control," *Journal of Biomechanics*, vol. 36, pp. 321–328, 2003.

- [28] G. T. Yamaguchi, D. W. Moran, and J. Si, “A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics,” *Journal of Biomechanics*, vol. 28, pp. 999–1005, 1995.
- [29] L. M. Schutte, M. M. Rodgers, F. E. Zajac, and R. M. Glaser, “Improving the efficacy of electrical stimulation-induced leg cycle ergometry: an analysis based on a dynamic musculoskeletal model,” *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering* 1, pp. 109–125, 1993.
- [30] F. E. Zajac, “Muscle and tendon: properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control,” *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 17, pp. 359–411, 1989.

Ringraziamenti

I primi ringraziamenti vanno al professor Giulio Rosati e al dottorando Fabio Oscari: al primo per avermi dato la possibilità di svolgere questo progetto che, sinceramente, all'inizio quasi mi spaventava, ma che mi ha permesso di imparare tanto e di poter essere orgogliosa per aver raggiunto questo risultato finale; al secondo per i consigli e i suggerimenti ricevuti nel corso dell'intera durata del lavoro.

Ringrazio i miei compagni di corso con cui ho condiviso molti momenti belli durante le lezioni ma, soprattutto, durante i ritrovi *al di fuori del DEI*. Questi tre anni non sarebbero stati altrettanto speciali senza loro.

Dovrei inoltre ringraziare a uno a uno tutti gli altri miei amici. Ognuno, con la sua personalità, ha contribuito a rendere indimenticabili feste, vacanze e altri momenti diventati fantastici proprio perché trascorsi assieme.

Ringrazio Fabio per la sua costante vicinanza semplice, spensierata e, proprio per questi motivi, essenziale.

Grazie a Moreno: da sorella maggiore speravo di poter essere un buon esempio, ma probabilmente sono stata io ad aver guardato a lui come autentico modello di persona generosa e forte.

Infine il ringraziamento più grande va senza ombra di dubbio ai miei genitori che mi sono stati vicino in ogni singolo momento. Mi hanno sempre incoraggiata e dato fiducia. Con il loro esempio mi hanno trasmesso e continuano a ricordandomi i veri valori e ciò che realmente è importante nella vita.

A loro devo tutto.