

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

—

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE

DIPARTIMENTO DI TECNICA E GESTIONE DEI SISTEMI INDUSTRIALI

—

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA

STUDIO E VALUTAZIONE  
CORRELAZIONE TRA MODULI  
MOTORI E ADATTAMENTO  
MOTORIO PER APPLICAZIONI  
NELLA ROBOTICA MEDICA.

RELATORE: CH.MO PROF. ING. ALDO ROSSI

LAUREANDO: MARCATO ALICE

ANNO ACCADEMICO 2013-2014



*alla mia famiglia...*



*“ Gli scienziati sognano di fare grandi cose. Gli ingegneri le fanno. ”*

JAMES ALBERT MICHENER



# Indice

<b>Sommario</b>	<b>IX</b>
<b>Introduzione</b>	<b>XI</b>
<b>1 Stato dell'Arte in Riabilitazione</b>	<b>1</b>
1.1 Introduzione alla robotica . . . . .	2
1.2 Controllo e Apprendimento Motorio . . . . .	4
1.2.1 Motor Adaptation . . . . .	6
1.2.2 Motor Learning . . . . .	9
1.3 Influenze di feedback audio, visivo e di forza . . . . .	12
1.4 Moduli motori e sinergie . . . . .	18
<b>2 Setup e Protocollo Sperimentale</b>	<b>29</b>
2.1 Setup sperimentale . . . . .	30
2.1.1 Device utilizzato . . . . .	31
2.1.2 Interfaccia Test . . . . .	32
2.1.3 Elettromiografo - Pocket EMG . . . . .	40
2.2 Protocollo Sperimentale . . . . .	41
2.2.1 MVC Elettromiografico . . . . .	50
2.2.2 Task Random . . . . .	51
2.2.3 Task Learning . . . . .	53
2.2.4 Task Retention . . . . .	56
<b>3 Interfaccia di Analisi e Riconoscimento Moduli Motori</b>	<b>61</b>
3.1 Procedura . . . . .	62
3.2 Sincronizzazione dati EMG e Joystick . . . . .	66

3.3	Filtraggio dati cinematici del Joystick . . . . .	70
3.4	Estrazione degli Eventi . . . . .	71
3.5	Normalizzazione dei dati EMG . . . . .	74
3.6	Filtraggio dei dati EMG . . . . .	77
3.7	Fase di Stack dei dati EMG . . . . .	79
3.8	Plottaggio EMG . . . . .	80
3.9	Calcolo dei Moduli Motori . . . . .	82
3.10	Calcolo correlazione tra moduli motori . . . . .	92
3.11	Calcolo VAF con moduli motori imposti . . . . .	94
<b>4</b>	<b>Risultati</b>	<b>97</b>
4.1	Analisi cinematica . . . . .	97
4.2	Analisi moduli motori . . . . .	100
4.2.1	Analisi del segnale EMG . . . . .	100
4.2.2	Analisi del VAF . . . . .	103
4.2.3	Analisi della correlazione . . . . .	110
	<b>Conclusioni</b>	<b>115</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>117</b>



# Sommario

Tra gli effetti dell'ictus cerebrale, dopo la fase di stabilizzazione, si denota un'insorgenza di deficit a livello motorio. La riabilitazione ha il compito di contribuire alla riduzione della condizione di handicap connessa alla disabilità data dalla patologia, lavorando sui livelli di mobilità degli arti colpiti da paresi.

Lo scopo dello studio trattato in questa tesi è quello di investigare gli effetti che può portare l'applicazione di un feedback di forza (force-field) nell'esecuzione di alcuni movimenti riabilitativi da parte dei pazienti, oltre che lo studio del comportamento muscolare tenuto da essi in corrispondenza di diversi ambienti di lavoro proposti. Per realizzare tale obiettivo sono stati presi in considerazione 12 soggetti sani che non presentano alcun tipo di anomalia motoria legata all'arto superiore destro; ad ogni soggetto sono stati rilevati segnali elettromiografici di 10 muscoli dell'arto superiore destro, utilizzato nel test sperimentale, durante tutta la fase di lavoro.

Ogni partecipante è stato sottoposto al medesimo esercizio di target tracking, quindi il gruppo è omogeneo per quanto riguarda il tipo di esercizi effettuati e per l'ordine di esecuzione. Lo studio si è focalizzato principalmente sulla rilevazione dei moduli motori utilizzati dai 12 soggetti, sulla valutazione dell'effetto del feedback forza su ogni soggetto per mezzo di un confronto tra le diverse parti del test da lui effettuato e, inoltre, sulla valutazione della variazione (o meno) dei moduli motori utilizzati e dei coefficienti di attivazione rilevati tra i diversi soggetti, incrociando i diversi parametri calcolati in varie modalità. Tutta la parte di analisi successiva al test sperimentale è stata supportata da particolari test statistici.



# Introduzione

Ridurre l'incidenza dell'ictus sull'indipendenza dei pazienti anziani durante la vita quotidiana sta diventando uno degli obiettivi primari della società nei paesi sviluppati, a causa dell'invecchiamento della popolazione e per l'incidenza di ictus nelle persone anziane [1].

La riabilitazione ha un ruolo fondamentale nel ridurre le disabilità dei pazienti colpiti da ictus, sia durante il ricovero (fase acuta/subacuta, riabilitazione ospedaliera) sia dopo la dimissione (fase cronica, riabilitazione ambulatoriale/in casa). Dal 1995, quando fu presentato il primo pionieristico sistema robotizzato per la riabilitazione, è stato studiato l'uso della robotica nella riabilitazione post-ictus in modo approfondito, ottenendo dei risultati clinici positivi anche se non troppo soddisfacenti.

L'uso di sistemi robotici e mecatronici nella riabilitazione post-ictus è un nuovo approccio terapeutico che, di recente, ha attirato l'attenzione di una crescente comunità di gruppi di ricerca sia di medicina che di ingegneria [2],[3]. Finora sono stati proposti molti protocolli terapeutici e soluzioni tecniche, che si differenziano in diversi modi, nel tipo di robot e di cinematica, nel livello di interazione robot-paziente (feedback), nel tipo di esercizio, nella durata della pratica e in base alle caratteristiche del paziente [3]. Non tutti i sistemi proposti sono stati sottoposti a rigorosi test clinici, alcuni di loro sembrano essere stati progettati da un punto di vista solo ingegneristico piuttosto che per un fine terapeutico. Tuttavia, lo sforzo dedicato a questo settore da parte di molte istituzioni e società indica che il potenziale della robotica nella riabilitazione post-ictus è ancora poco sfruttato [3], [4].

La conoscenza su come operi il motor learning durante la neuro-riabilitazione non

è però ancora sufficiente per imporre il design del dispositivo di terapia robotica [4], sebbene siano state proposte recentemente alcune indicazioni in questa direzione. I progressi deriveranno probabilmente dalla futura ricerca sull'uso dei feedback nella riabilitazione assistita da robot, anche per aiutare a mantenere impegnato il paziente in tutta la sessione di terapia.

Il presente studio rientra in un progetto che il gruppo di robotica del Dipartimento di Tecnica e Gestione dei sistemi industriali dell'Università di Padova porta avanti da alcuni anni [5], [6], [7], [8], il quale approfondisce il ruolo di varie tipologie di feedback nel motor learning e cerca di comprendere quali vantaggi queste stimolazioni portino nell'esecuzione di task motori, in vista di un utilizzo in un dispositivo di riabilitazione. In particolare, finora sono stati condotti esercizi di target tracking, durante l'esecuzione dei quali venivano forniti diversi tipi di feedback audio-video per capire quali effetti essi portassero nell'esecuzione di alcuni movimenti riabilitativi.

La tesi che viene descritta nelle pagine che seguono si inserisce in questo contesto, andando a studiare l'effetto di feedback di forza sulla performance e, contemporaneamente, sulla stimolazione muscolare del soggetto.

Il lavoro è consistito nello sviluppo di un test sperimentale da sottoporre a un gruppo di soggetti sani; punto di partenza è stata una ricerca dello stato dell'arte in materia, per potersi meglio orientare nella pianificazione. Successivamente allo svolgimento della campagna sperimentale, si è passati all'analisi dei dati rilevati e alla ricerca di risultati di interesse scientifico.

Il capitolo 1 è introduttivo al lavoro di ricerca bibliografica svolta, e consiste in un approfondimento delle tematiche riguardanti l'esecuzione di task motori. Si introducono i concetti di *controllo motorio*, *adattamento* e *learning*, seguiti dallo studio dei diversi possibili tipi di feedback sensoriali applicabili. Infine si esplora il tema centrale di questa tesi, ossia l'estrazione di moduli motori e sinergie muscolari da misurazione EMG effettuate in contemporanea con l'esecuzione di test sperimentali.

Si illustra nel capitolo 2 la pianificazione della campagna sperimentale, ossia la creazione della struttura per poter procedere alla vera e propria acquisizione dati: interfaccia grafica per la comunicazione con l'operatore, collegamenti tra i vari dispositivi hardware interessati dall'esecuzione, scelta degli effetti feedback da sottoporre e cioè che ne deriva (tempi e modalità di somministrazione). Si passa poi a descrivere nel dettaglio, e in ordine cronologico, i vari step che hanno composto il test sperimentale sottoposto ai diversi soggetti.

Nel capitolo 3 si mostra invece tutta la parte di trattamento dei dati che è seguita alla fase di sperimentazione sui soggetti; viene analizzata nello specifico l'interfaccia grafica creata per l'aggiornamento dei dati, in modo da renderli strutturalmente più uniformi tra i soggetti, più facilmente analizzabili e soprattutto modificandoli per ottenere in modo particolare i risultati per cui è stato organizzato questo setup sperimentale.

L'ultimo capitolo 4 riassume la direzione presa per la valutazione dei risultati ottenuti dalla campagna sperimentale; in particolare si riportano solo gli aspetti fondamentali rilevati, a causa del ristretto tempo di elaborazione avuto a disposizione, avvalorati da calcoli mirati e da analisi statistiche.



# Capitolo 1

## Stato dell'Arte in Riabilitazione

In questo capitolo viene analizzato e discusso lo stato dell'arte in ambito di riabilitazione neuromuscolare, basato sui risultati della ricerca bibliografica realizzata utilizzando motori di ricerca quali *PudMed*, *Scopus*, *IEEE Xplore* e *Web of Science*. La ricerca in questione spazia tra articoli dell'ultimo biennio (2012-2014) e, in alcuni casi, è stata ampliata a studi di anni precedenti per gli articoli di maggiore interesse, di cui si voleva approfondire il contenuto, grazie ai riferimenti bibliografici presenti. Sono state utilizzate le seguenti parole chiave:

- motor learning
- motor control
- motor adaptation
- motor modules
- synergies
- feedback (visual, audio, force)

A fine capitolo sono rappresentate due tabelle che riassumono quanto specificato nella revisione della letteratura proposta, in particolare una relativa agli articoli che riguardano i diversi tipi di feedback nei test presentati 1.3, 1.4, mentre l'altra che analizza l'approccio ai test dal punto di vista dello studio di moduli motori e sinergie muscolari 1.5, 1.6 e 1.7.

## 1.1 Introduzione alla robotica

Come specificato nell'articolo [9], la robotica è l'applicazione di sistemi di controllo elettronici computerizzati a dispositivi meccanici progettati per eseguire funzioni umane. Precedentemente limitato al settore industriale, al giorno d'oggi applicato a organi artificiali controllati da dispositivi bioelettronici, come pompe automatiche per insulina e altre protesi. Per quanto riguarda il nostro campo di interesse, in particolare, l'applicazione di queste metodologie avviene nello studio del recupero funzionale e del ripristino delle vie afferenti ed efferenti coinvolte nelle funzioni di controllo dinamico di un arto, che hanno subito un danneggiamento.

Una delle cause principali di problemi alla capacità di movimento degli arti superiori è data da un processo clinico denominato ictus, che viene definito come un gruppo di condizioni patologiche caratterizzate da improvvisa perdita della funzione neurologica a causa di ischemia cerebrale o emorragie intracraniche [9]. Quando si verifica una patologia cerebrale come quella dell'ictus, alcune cellule cerebrali vengono lesionate in modo reversibile, altre muoiono: le cellule che non muoiono possono riprendere a funzionare e le possibilità di recupero variano in relazione all'estensione della lesione e alla particolarità della zona colpita [10]. I soggetti che riescono a sopravvivere alla fase acuta della patologia (esiste una forte possibilità di morte in caso di lesioni più estese o un decorso aggravato da complicanze), procedono al recupero non appena le loro condizioni si sono stabilizzate e già a partire dalla degenza ospedaliera, in quanto il recupero funzionale dell'arto superiore e la rieducazione del controllo posturale e della deambulazione rappresentano obiettivi a breve e medio termine del progetto riabilitativo.

Si rende quindi necessario un approccio diretto per il recupero funzionale all'arto danneggiato, tramite tecniche di riabilitazione effettuate da fisioterapisti e/o da macchinari specializzati. Lo scopo dell'intervento riabilitativo è pertanto quello di promuovere nel paziente un apprendimento di competenze, sfruttando tutti i sistemi funzionali rimasti integri, sviluppando nuove abilità al fine di garantire il raggiungimento del miglior controllo possibile della propria persona e dell'ambiente circostante, riducendo la percezione di malessere derivante dalle limitazioni



imposte dal danno biologico [11]. Il compito della riabilitazione è quello di favorire il recupero, almeno parziale, delle funzioni perse e l'effetto di una procedura come questa è spesso quantificata in termini di variazione (prima/dopo il trattamento) di alcuni valori relativi ai risultati, correlati al danno motorio. Tuttavia, anche questo tipo di descrizione dice molto poco sui meccanismi effettivi di recupero: è un fenomeno multiforme, che avviene attraverso l'interazione fisica con un ambiente esterno, il quale include il fisioterapista e/o il robot.

Il recupero a livello funzionale può essere visto come una forma di motor learning (si veda Sez.1.2), che prevede lo sviluppo di un modello interno riguardante l'ambiente circostante e il task. Descrizioni quantitative per quanto riguarda il processo di recupero delle funzioni motorie in soggetti con handicap, durante l'esercizio robot-assistito, potrebbero aiutare a capire come utilizzare questi dispositivi per rendere il recupero più veloce e più efficace. Ovviamente per essere efficace ed efficiente, un sistema riabilitativo deve essere in grado di adattarsi ai diversi livelli di disabilità del paziente ed all'evoluzione del suo recupero.

Aspetti fondamentali da considerare nell'attuazione di un programma riabilitativo non sono solo i movimenti da far compiere al soggetto interessato (elaborazione di esercizi semplici e ripetitivi), ma anche il poter creare nel paziente, e poi sfruttare, una stimolazione multisensoriale più complessa e controllata (ad esempio stimolazione visiva, uditiva e di forza).

Per far ciò, occorre anche integrare le potenzialità innate nel soggetto quali la propriocezione, cioè la valutazione conscia e inconscia della posizione di un'articolazione nello spazio e rispetto al resto del corpo, e la cinestesia, che rappresenta il riconoscimento cosciente dei movimenti realizzati dal soggetto stesso [12]. La consapevolezza del movimento e della posizione di un'articolazione è fondamentale per il suo funzionamento nella vita di tutti i giorni, sia per un meccanismo di controllo sulla corretta esecuzione del movimento, sia per un meccanismo di eventuale correzione nel caso in cui imprevedibili fenomeni esterni vengano a turbare i progetti motori strategicamente programmati. Essendo il trauma un evento che esce dagli schemi fisiologici, la risposta del corpo a certi stimoli sarà sicuramente diversa da quella che si avverte in situazione di normalità.

Si può quindi dire che la propriocezione è controllata da circuiti a feedback negati-

vo: l'azione eseguita da un sistema viene confrontata con l'azione precedentemente programmata e qualsiasi differenza (errore) viene segnalato al sistema in modo che questo attivi le opportune correzioni; ed è proprio così che agisce il corpo a seguito di un evento inaspettato.

Da un punto di vista tecnico, una sfida importante sarà la creazione di dispositivi robotici in grado di allenare il paziente a compiere movimenti più naturali e funzionali possibili, ma anche la modulazione corretta del livello di assistenza, per evitare che il paziente riduca il proprio sforzo se non in presenza di affaticamento e per evitare inoltre che il soggetto si annoi usando un determinato strumento, ad esempio facendo in modo di implementare un esercizio che sia stimolante, con carico su misura e che promuova un ruolo attivo del paziente stesso nella riabilitazione.

## 1.2 Controllo e Apprendimento Motorio

Il *Motor Control* può essere inteso come l'insieme di processi neurali di avvio e di supervisione dell'esecuzione del movimento [13]. Questo è generalmente descritto nel contesto dell'esecuzione di una particolare azione, infatti quando si studia il controllo motorio, lo si fa in relazione ad azioni specifiche: cammino, corsa, manipolazione di oggetti, raggiungimento (reaching), controllo della stazione eretta. Nell'atto pratico si studia come viene controllato il movimento nell'ambito di una ben determinata attività, assumendo che questo ci fornisca informazioni sui principi generali di funzionamento. I movimenti oggetto dell'analisi sono quelli definiti come volontari, cioè diretti a uno scopo, appresi e che in genere migliorano con la pratica (sostanzialmente controllati dal sistema nervoso centrale), mentre invece si tralasciano i movimenti involontari, completamente indipendenti dalla capacità decisionale, e che sono controllati dal sistema nervoso autonomo, dunque non influenzati da lesioni al SNC.

Come già specificato, il movimento non può essere studiato senza tenere conto della percezione, che permette l'integrazione dei dati sensoriali elementari in informazioni fruibili cognitivamente. È fondamentale sottolineare che percezione e azione sono essenziali l'una all'altra: la percezione non è un meccanismo passivo,

ma è propriamente attivo, e mira ad integrare le informazioni sensoriali, sia sul mondo circostante che sullo stato attuale del corpo, per determinare l'insieme appropriato di forze muscolari e attivazioni articolari con lo scopo di generare qualche movimento o azione desiderata [14]. Questo processo richiede interazione e cooperazione tra il sistema nervoso centrale e il sistema muscolo-scheletrico, ed è quindi un problema di elaborazione delle informazioni, di comunicazione, di coordinamento, di meccanica e di fisica.

Controllare un movimento, per esempio il raggiungimento di un oggetto, è impegnativo perché richiede la coordinazione di un gran numero di muscoli, costituiti da migliaia di unità motorie, che può creare una considerevole ridondanza causata dalle azioni comuni ai diversi muscoli attivati. Il sistema nervoso centrale potrebbe semplificare il controllo mappando direttamente gli stati e gli obiettivi iniziali in attivazioni muscolari, attraverso la combinazione in sinergie muscolari (vedi Sez.1.4), cioè il reclutamento coordinato di gruppi di muscoli con profili di attivazione specifici. Questo concetto, visto come la possibilità che esistano entità (sinergie per l'appunto) in grado di attivare contemporaneamente più fasci muscolari in una determinata azione, può essere d'aiuto nell'ambito della riabilitazione post-ictus, in quanto si possono analizzare le diverse sinergie presenti (o meno) in soggetti sani e soggetti malati, così da valutare il loro comportamento in caso di presenza della patologia, cioè se subiscono modifiche, se spariscono o se ne appaiono di nuove, non corrette.

Un efficace controllo motorio è fondamentale per interagire con il mondo, non solo per determinare le capacità di azione, ma anche per regolare l'equilibrio e la stabilità al meglio. Shadmehr e Mussa-Ivaldi [15] sono stati i primi a studiare il modo in cui, in diverse condizioni dinamiche, il sistema nervoso centrale impara a controllare i movimenti e come questo comportamento appreso è rappresentato (modello interno). In particolare hanno considerato task con movimenti di reaching in presenza di forze esterne, imposte da un ambiente meccanico. Questa scelta è dovuta al fatto che il movimento è uno dei più semplici da eseguire, anche per l'assenza di forza di gravità nei movimenti, e per la relativa semplicità di organizzazione sperimentale. L'ambiente meccanico realizzato, divenuto tipico in queste attività, è prevalentemente libero e per la maggior parte dei casi pre-

senta anche un campo di forze prodotto generalmente da un robot manipolatore: i soggetti realizzano il task raggiungendo determinati obiettivi impugnando l'estremità dell'attuatore di tale manipolatore.

Durante l'esecuzione di questi tipi di studio, la forza applicata non è costante in valore e durata, ma si assiste generalmente a fasi alternate di movimenti liberi da vincoli, seguiti da imposizione di forze (che, come vedremo in Sez.1.3, possono variare in termini di ampiezza, durata, direzione e modalità di applicazione) e successiva rimozione, in modo da analizzare il comportamento dell'arto del soggetto rispetto a queste variazioni dell'ambiente in cui agisce. Qualsiasi sia l'entità della forze applicata, si può notare che il soggetto tende a compensare tale forza perturbante applicando un movimento in generale opposto in direzione e di ampiezza pari a quella del disturbo stesso, con lo scopo di riportarsi alla condizione in cui si trovava prima che venisse applicata la perturbazione. In ogni istante di esecuzione del task quindi, il soggetto attua un processo di controllo sul proprio movimento, cercando continuamente di adeguarsi della situazione corrente: questo suggerisce che il controllo motorio gradualmente compone un modello in presenza (o meno) del campo di forza, modello che il sistema nervoso utilizza poi per prevedere e compensare le forze imposte dall'ambiente [16].

### 1.2.1 Motor Adaptation

Il concetto di controllo motorio introduce quindi al vero e proprio *Motor Adaptation*, una forma di apprendimento che invece evolve nel corso di una serie di ripetizioni di un determinato movimento e che richiede una performance di un task in presenza di perturbazioni esterne. L'adattamento a campi di forza è considerato un processo in cui il sistema motorio predice le forze che si pensano basate sullo stato che un arto assumerà come risposta ai comandi motori, durante l'esecuzione di un movimento ripetuto nel tempo. Lo studio in [17] ha dimostrato per la prima volta che la finestra temporale della previsione, riguardante appunto le forze che vengono attuate dal soggetto per realizzare il movimento, non deve essere fissata, ma dipende da diversi fattori.

Come già detto, i soggetti ripetono movimenti planari di reaching del braccio e adattano il loro controllo motorio per contrastare la forza applicata dal robot

sulla mano, prova dopo prova. I movimenti dell'arto superiore realizzati in questo modo, in condizioni libere e prive di vincoli esterni di forza, sono tipicamente caratterizzati da una traiettoria rettilinea della mano. La dinamica del compito viene però significativamente cambiata dalla forza esterna applicata artificialmente, così che i movimenti iniziali dei soggetti nel campo di forza attivo risultano gravemente distorti e notevolmente lontani dal concetto di rettilinearità; tuttavia, con la pratica, la traiettoria della mano diventa via via convergente in un percorso molto simile a quello osservato nello spazio libero. Nello specifico, quando il campo di forza viene rimosso si osservano i cosiddetti *after-effects*, cioè le traiettorie che inizialmente il soggetto compie appaiono curvate in modo approssimativamente speculare alla direzione delle forze di perturbazione precedentemente imposte. La presenza di tale effetti secondari è la prova che il sistema nervoso è in grado di modificare i comandi motori diretti all'arto superiore in modo da rispondere alle sollecitazioni ambientali subite predicendone gli effetti, cioè modificando un modello interno [18].

L'uniformità del movimento è usata come misura della qualità del movimento stesso, e può essere d'interesse sia per i clinici che per i ricercatori nell'ambito del controllo motorio e della neuro-riabilitazione. Ciò è dovuto soprattutto perché movimenti uniformi e ben coordinati sono elementi caratteristici di un sano e allenato comportamento motorio, e se ne può evidenziare l'alterazione quando subiscono l'influenza di malattie neurologiche. Anche il modo in cui la memoria motoria è mantenuta può essere testata con movimenti, ad esempio con test che limitano all'esecuzione di un percorso rettilineo, dopo l'adattamento, usando un canale aptico prodotto dal robot [19]. Con la presenza di questo canale, i soggetti si muovevano in una guida meccanica molto rigida che vincolava il percorso lungo una linea retta, a partire dall'obiettivo iniziale fino al finale. L'effetto è quello di minimizzare la conseguenza cinematica di qualsiasi forza fuori direzione (perpendicolare) esercitata dal soggetto, quindi imponendogli di realizzare il percorso desiderato.

Si è visto che, in ogni caso, l'adattamento alle variazioni delle dinamiche del movimento è ottenuto mediante un modulo che impara a riprodurre la struttura del campo in cui si agisce, come associazione tra stati visitati e forze sperimentate,

indipendentemente dalla cinematica dei movimenti effettuati durante l'adattamento; quindi il SNC tende a imparare le dinamiche del campo e non come esso ha reagito, in termini di movimenti, al campo dinamico stesso.

Gli studi sull'adattamento a campi di forza permettono di studiare anche un'altra caratteristica: la generalizzazione. Una strategia di controllo motoria si può considerare appresa se può essere utilizzata efficacemente in una situazione diversa da quella in cui è stata appresa [13]. I modelli interni possono essere generalizzati spazialmente, permettendo ai soggetti di compensare campi di forze imposte in regioni di lavoro diverse da quelle in cui erano stati appresi (vedi Fig.1.1). Ad esempio, in [20], 4 gruppi di soggetti hanno compiuto movimenti di reaching in un campo di forza perturbato, con 2 diverse tipologie di feedback visivo; successivamente è stato chiesto loro di estrapolare (generalizzare) quello che hanno imparato in una nuova parte del campo di lavoro, in nuovo campo di forza. Indipendentemente dalla condizione di feedback visivo applicato, tutti hanno migliorato la loro capacità di generalizzare le competenze nella nuova area di lavoro. Quindi la generalizzazione si manifesta anche in movimenti diversi, cioè l'adattamento ad un campo di forze durante l'esecuzione di un movimento influisce anche sull'esecuzione di movimenti diversi. Un'altra forma di generalizzazione è quella che coinvolge le due mani: un adattamento realizzato con una mano determina una modifica del comportamento osservato anche in movimenti dell'altra mano [21].

Allo stato dell'arte è ampiamente confermato che l'adattamento motorio è una diretta conseguenza della fase di controllo motorio che il soggetto attua: ciò è stato verificato in [21], dove si afferma che quando il sistema motorio è in grado di cambiare flessibilmente tra differenti politiche di controllo, allora è in grado di adattarsi separatamente alle dinamiche di contesti ambientali, anche diversi da quello acquisito. Questo perchè le politiche di controllo sono in parte task-dipendenti (nell'articolo in questione si evidenzia nel passaggio da task ad uno o due cursori), ma parzialmente anche task-indipendente, rilevabile dal controllo indipendente per le due mani, a prescindere dal task.

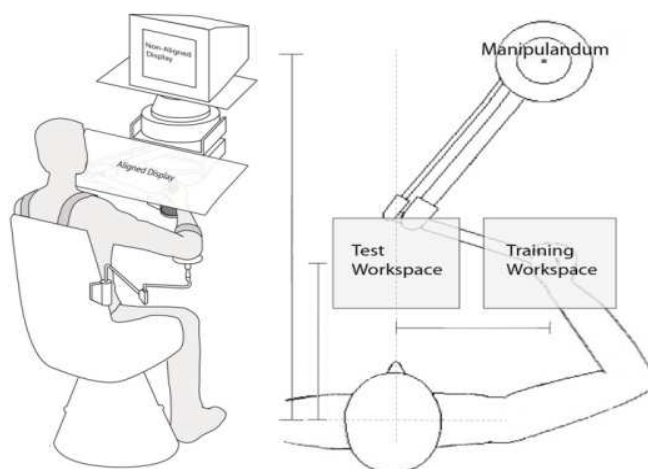


Figura 1.1: Generalizzazione apprendimento in regioni di lavoro diverse.

### 1.2.2 Motor Learning

Approcci basati sull'apprendimento motorio (*Motor Learning*) educano il paziente all'adattamento ad uno specifico contesto ambientale superando le difficoltà legate alla situazione patologica specifica, sfruttando i fenomeni fisiologici del recupero e mirando a riottenere un controllo nervoso sugli arti paralizzati al fine di permettere il ripristino di una funzionalità normale[18].

Il *Motor Learning*, conseguenza naturale di motor control e adaptation, può essere definito come un insieme di processi associati con l'esercizio o l'esperienza che portano a cambiamenti relativamente permanenti delle capacità di risposta di un soggetto. L'apprendimento motorio presenta in genere delle caratteristiche comuni e principali: è un processo di acquisizione della capacità, cioè è l'insieme dei cambiamenti che si verificano quando la pratica rende un soggetto capace di compiere una qualche azione; questo significa che esiste una sorta di 'memoria motoria', ossia una traccia rimasta dal momento in cui si è eseguito l'esercizio. Non è un effetto analizzabile direttamente, in quanto i processi che portano a questo cambiamento nel comportamento sono interni e può essere solo dedotto dai cambiamenti comportamentali esterni. I cambiamenti prodotti, inoltre, devono essere relativamente permanenti e stabilizzati, in quanto cambiamenti temporanei causati da fattori terzi non sono correlabili con il *Learning* [18].

L'apprendimento di nuove abilità motorie con un CNS intatto e il recupero di abilità precedentemente apprese, che sono state perse dopo un danno cerebrale, sembrano essere simili nei vari aspetti; in particolare, quando un'area cerebrale associata ad una particolare attività viene distrutta, altre aree dell'encefalo possono assumere gradualmente una parte o la totalità delle funzioni della regione danneggiata. Così, il Motor Learning è possibile anche quando la corteccia motoria è parzialmente danneggiata, e, seppur più lento, è efficace quanto quello di soggetti sani. Sfruttando questi meccanismi, esercizi post-stroke mirati possono rilanciare la plasticità neurale ed il recupero funzionale dell'arto lesa, evitando un'ulteriore perdita della rappresentazione della mano nella corteccia intatta e inducendo un'espansione del territorio della mano nella corteccia adiacente.

Un concetto teorico fondamentale nello studio di Motor Control e Motor Learning è quello di modello interno: è una mappatura senso-motoria che trasforma lo stato desiderato dell'arto (posizione, velocità, accelerazione) nelle forze muscolari necessarie a raggiungerlo [13]. Tale modello si basa su due differenti meccanismi di controllo:

- \* meccanismi di controllo feedforward: si basano sulla previsione delle forze che saranno necessarie per l'esecuzione di un determinato movimento, senza l'utilizzo di informazioni sensoriali. Tale meccanismo ha l'evidente inconveniente di non essere in grado di rispondere a perturbazioni inaspettate
- \* meccanismi di controllo feedback: quando un errore nell'esecuzione del movimento è disponibile tramite le informazioni sensoriali, queste possono essere utilizzate per effettuare correzioni immediate del movimento stesso, in modo che segua il piano desiderato. Tale correzione, tuttavia, ha l'inconveniente di essere disponibile solo dopo un certo ritardo sensoriale

Questi due meccanismi lavorano assieme: l'errore di retroazione nel controllare a feedback viene utilizzato come segnale di apprendimento di un modello feedforward.

Durante il movimento, il cervello mappa modelli interni dell'ambiente dinamico per prevedere le forze necessarie al movimento successivo e programmare le relative attivazioni muscolari. Quando le dinamiche ambientali cambiano e, più



in generale, quando la previsione di forza non è corretta, gli errori di movimento guidano l'adattamento del modello interno e quindi dei comandi motori. Proprio in [22], Thoroughman e Shadmehr hanno trovato correlazioni elettromiografiche di formazione di un modello interno. Essi hanno registrato EMG da quattro muscoli (bicipite, tricipite, deltoide anteriore, deltoide posteriore) mentre i soggetti realizzavano un task con un manipolatore, che creava un campo di forza. Come misura è stata scelta la componente dell'EMG di ciascun muscolo che ha contrastato il campo di forza: si è scoperto che, nelle prime fasi di formazione, l'appropriato campo EMG è stato guidato da un segnale feedback di errore. Man mano che però i soggetti acquisivano pratica con il manipolatore, il picco del campo EMG si è spostato temporalmente all'inizio del movimento, diventando un comando feedforward (vedi 1.3). Lo spostamento temporale graduale suggerisce, proprio come detto precedentemente, che il sistema nervoso centrale può utilizzare la risposta ritardata del feedback di errore, che probabilmente è stato generato attraverso i circuiti riflessi spinali, come modello per imparare una risposta feedforward predittiva.

Anche la fatica dovuta all'esecuzione dei movimenti influenza l'adattamento e l'apprendimento motorio. In [23] è stato studiato come l'affaticamento muscolare influisce sulla formazione del modello interno durante il movimento di un arto e come un modello acquisito mentre si era affaticati può essere richiamato accuratamente dopo il recupero. La fatica è una condizione determinata in seguito ad un intenso periodo di attività fisica e/o mentale ed è caratterizzata principalmente dalla diminuita capacità di esercitare forze muscolari; è dovuta a meccanismi che coinvolgono sia il muscolo, sia il sistema nervoso centrale e periferico, sia le giunzioni neuromuscolari. A 20 soggetti è stato chiesto di eseguire movimenti di reaching, in un campo di forza viscoso; sono stati poi vincolati con una banda elastica che contrasta il movimento, richiedendo un aumento della forza esercitata per raggiungere il target e determinando, quindi, uno stato affaticato. La banda elastica è stata poi rimossa, quindi i soggetti hanno dovuto adattare nuovamente il movimento al campo di forze esercitato dal robot. Dai risultati è emerso che i soggetti hanno mostrato resistenza alla fatica, adattandosi al campo di forza con una velocità e una precisione comparabili a quella ottenuta in assenza di affa-

ticamento. Inoltre hanno formato un modello interno simile, come quantificato dalla dimensione dell'after-effect dopo l'adattamento. Tuttavia, il recupero dallo stato affaticato influenza il richiamo del modello interno, questo perchè il sistema motorio lo rappresenta come una mappatura tra lo sforzo e il movimento, e si basa sulla pratica per ricalibrare questa mappatura. Un altro risultato di questo esperimento è che lo sforzo ha un'influenza maggiore nella qualità del movimento rispetto alla fatica. Infatti la qualità del movimento diminuisce quando il braccio è vincolato alla banda elastica e una sua successiva rimozione migliora il gesto motorio.

### 1.3 Influenze di feedback audio, visivo e di forza

Uno dei più importanti aspetti del processo di apprendimento, e soprattutto di affinamento, di un compito motorio è l'utilizzo del feedback. Con tale termine ci si riferisce a tutte quelle informazioni che il soggetto riceve durante e dopo l'esecuzione di un task.

Quando il sistema sensoriale non è in grado di fornire informazioni utili alla performance, il feedback estrinseco può rivelarsi risolutivo ai fini dell'apprendimento e dell'esecuzione di un determinato task motorio. Il feedback estrinseco è definibile come l'informazione che proviene da una sorgente esterna (che può essere il terapeuta o un dispositivo) e che può arrivare all'esecutore in vari modi (verbale e non-verbale) e in vari tempi (immediatamente dopo, simultaneo o dilazionato nel tempo), andando ad accrescere o in alcuni casi a sostituire l'informazione disponibile naturalmente, cioè il feedback intrinseco, che è relativo alle informazioni associate al movimento provenienti dal proprio sistema sensoriale. In particolare, il feedback estrinseco gioca due importanti ruoli: innanzitutto fornisce informazioni riguardo la performance, cioè valuta se l'esercizio ha avuto successo o meno e descrive gli errori che il soggetto dovrebbe correggere per una migliore esecuzione; inoltre aumenta l'attenzione e la motivazione del soggetto, portandolo ad incrementare i propri sforzi per raggiungere l'obiettivo, che è la chiave del recupero funzionale [24].

Da un punto di vista ingegneristico, avendo l'obiettivo di stimolare il processo

di apprendimento motorio del paziente, si dovrebbe conoscere il tipo e la quantità di stimoli a cui viene sottoposto il paziente durante questa fase. Per esempio, alcuni risultati sperimentali si basano sulla riduzione degli errori cinematici dovuti ad adattamento [25]. Per elaborare ciò è necessario utilizzare strategie di controllo che permettano all'utente di fare errori e nello stesso tempo di essere consapevole dei suoi errori. Di solito, questo tipo di informazioni è resa al paziente attraverso il feedback visivo, che viene utilizzato per riprodurre un compito virtuale come quello di far seguire ad un soggetto un target di riferimento che si muove all'interno di uno spazio virtuale [26].

La *vista* è sicuramente la più importante sorgente informativa sensoriale, che permette di definire la struttura fisica dell'ambiente e di fornirci le informazioni sul movimento di oggetti all'interno di tale ambiente. Inoltre, è una grande fonte di informazione che permette anche il riconoscimento dei nostri stessi movimenti nell'ambiente. Anche l'*udito* è tradizionalmente classificato come un'importante fonte informativa, ad esempio permette di ascoltare le indicazioni di un terapeuta o un suono che indica la performance o l'errore; ma può essere indicativa anche di un altro tipo di informazione utile, ad esempio quando eseguendo dei movimenti produciamo dei suoni e dei rumori, che possono essere utilizzati per supervisionare l'azione compiuta. Mentre la stimolazione visiva è un argomento molto studiato nel campo della riabilitazione post-stroke, ben poca attenzione è dedicata al feedback uditivo. Nonostante ciò, anche il suono può risultare un ottimo strumento ai fini del recupero: stimola, infatti, la corteccia uditiva, posta nel lobo temporale, la quale comunica con la corteccia motoria, integrando le afferenze somatosensoriali del lobo parietale; in tal modo contribuisce a favorire la plasticità del cervello, meccanismo fondamentale per il recupero di danni neurologici, in particolare dell'ictus.

In [27] si è studiato il modo in cui gli errori cinematici, che sono indicati con feedback sonoro, possono essere usati per controllare il reaching comparabilmente a quando è disponibile l'informazione visiva. 20 soggetti sani hanno effettuato movimenti di reaching impugnando un joystick, e nel mentre hanno ricevuto feedback visivo e/o sonoro del loro errore di percorrenza della traiettoria rispetto ad

una linea retta. Il feedback sonoro era un rumore spazializzato, la cui rumorosità e locazione rifletteva l'errore cinematico; dopo un periodo iniziale, le traiettorie sono state perturbate usando un campo di forza viscoso perpendicolare, applicato al joystick. È emerso che i soggetti si sono adattati al campo di forza anche col feedback sonoro, così come hanno fatto col visivo; inoltre hanno mostrato after-effects comparabili quando il campo di forza è stato eliminato (hanno formato modelli interni confrontabili). Conferma trovata anche quando la traiettoria di riferimento è diventata trapezoidale, in quanto i soggetti hanno spostato le loro traiettorie di circa la stessa quantità sia con il feedback sonoro che con il visivo. Un ulteriore approfondimento è stato realizzato in [28], dove si evince che l'aumento del feedback visivo con il sonoro può essere favorevole, anche in presenza di una trasformazione visuomotoria. Questa trasformazione si è attuata imponendo che il movimento del target visualizzato sullo schermo variasse in lunghezza in modo pseudo-casuale dal 20 al 90% della dimensione dello schermo e inoltre, la scala tra il video e il joystick cambiasse ad ogni iterazione in modo tale che l'ampiezza del movimento richiesta dal joystick rimanesse fissa. L'aggiunta di un secondo canale sensoriale, rappresentante l'informazione data dal canale visivo, aiuta gli utenti nell'avere una percezione più forte del task. Ma l'informazione visiva non può essere aumentata attraverso lo stesso canale: sostituire l'audio con la trasformazione del colore dello sfondo ha portato a risultati ancora peggiori che avere il solo feedback visivo originale. Così, anche in [29] si conferma che il miglioramento della performance usando spunti sonori, in unione all'aspetto visivo (cioè come feedback multimodale), può essere attribuito ad una ridotta richiesta di attenzione durante il task, che può essere attribuita ad un 'pop-out' visivo o un aumento dell'effetto.

È stata considerata anche la possibilità di ridurre l'approccio visivo: in [30] si presenta l'uso di feedback audio e tattile per ridurre il carico di questo canale. Per il feedback aptico si è creata, per ciascun bersaglio, una zona all'interno della quale l'obiettivo (target) attrae l'utente come un magnete virtuale. Questo studio ha confrontato diversi modi di identificazione e localizzazione di un target specificato tra tanti altri distrattori multipli e oscurati, per mezzo di un feedback audio, tattile, o entrambi resi contemporaneamente. L'analisi dei risultati indica

che l'aptico e la combinazione di condizioni tattili/audio offrono risultati migliori rispetto alla sola condizione audio; inoltre, l'associazione di feedback tattile e audio presenta un potenziale reale per il completamento del compito.

Alcuni studiosi hanno studiato anche il possibile effetto sui movimenti di un distrattore inserito durante l'esecuzione di task motorio. In [31] Scheidt ha proposto dei test in cui i soggetti dovevano rilevare la presenza della curvatura del movimento della mano, sia in una fase attiva (guidata dal soggetto) che in una fase passiva (movimento guidato dal robot). Ai soggetti inoltre ha fatto eseguire contemporaneamente un compito secondario di distrazione (premere un tasto con la mano controlaterale). Si è concluso che i fattori ambientali, intrinseci ed attenzionali influenzano la capacità di rilevare deviazioni da un percorso rettilineo della mano durante il movimento, diminuendo i contributi propriocettivi alla stima dello stato dell'arto; questo probabilmente è dovuto al fatto che l'esecuzione di una seconda attività contemporanea sposta l'attenzione dalla rilevazione della curvatura, distraendo così dal task principale e diminuendone la corretta esecuzione.

Stesso tipo di studio sui distrattori è stato seguito in [7], dove sono stati esaminati 14 soggetti con emiparesi sinistra da ictus, 5 con emiparesi destra e 14 soggetti sani. Sono state realizzate 4 condizioni di confronto: il tracking di base task alone, tracking con contemporaneo task di distrazione visiva, tracking con distrazione e feedback sonoro, tracking con feedback sonoro. Il compito distrattore consisteva nell'esposizione di simboli a caso negli angoli dello schermo del computer, con i partecipanti incaricati di fare clic su un pulsante del mouse alla comparsa del simbolo. I soggetti con ictus hanno dimezzato lo sforzo e raddoppiato l'errore di tracking quando hanno eseguito il task di distrazione visiva con il braccio emiparetico sinistro; tuttavia con il feedback sonoro essi hanno aumentato lo sforzo e diminuito l'errore di tracking fino ad avvicinarsi al livello di base, realizzando con successo anche il task di distrazione. Questo effetto era molto minore per chi ha usato il braccio non lesionato e nei soggetti sani. In conclusione, il distrattore visivo fa decrescere lo sforzo dei soggetti durante i movimenti standard di training task assistiti da robot; questo effetto è migliore per il braccio emiparetico, suggerendo che le crescenti richieste associate al controllo dell'arto colpito rende

il sistema motorio più incline alla lentezza quando distratto. Fornire un canale sensoriale alternativo per il feedback, per esempio feedback sonoro dell'errore di tracking, permette ai partecipanti di eseguire simultaneamente il tracking task e il task distrattore efficacemente.

Durante il processo di apprendimento, e soprattutto di affinamento, di un compito motorio, vengono introdotte nella maggior parte dei casi anche delle perturbazioni inaspettate. Se queste possono essere misurate, o se più in generale sono disponibili informazioni sensoriali sull'evoluzione del movimento, queste possono essere utilizzate per effettuare correzioni step by step del movimento stesso, in modo che questo segua il piano motorio pianificato e quindi desiderato.

Come detto finora, ciò corrisponde alla modalità di controllo a feedback; il problema è che l'informazione sensoriale è disponibile generalmente con un ritardo non trascurabile e questo potrebbe creare seri problemi per la stabilità del controllo. Alcuni ricercatori si sono dedicati allo studio dell'effetto e della gestione del ritardo tra forza e posizione: nell'articolo [17] è stata esplorata la capacità del cervello di adattarsi ad un campo di forza ritardato dipendente dalla velocità, durante un'esperimento standard di reaching; la forza era o immediatamente proporzionale alla velocità istantanea o ritardata di 50 ms. Era già noto che piccoli ritardi fino a 60msec influenzano la stima dei soggetti in modo sistematico (sovrastima), mentre i ritardi più elevati tendono a perturbare la capacità dei soggetti: con questo studio si è confermato che i soggetti si adattano con successo al campo ritardato, ma in modo significativamente diverso rispetto ad un campo non ritardato nel tempo.

Oltre al feedback di forza, si usa spesso introdurre anche un tipo di feedback definito vibrotattile: in [32] è realizzato con un display che produce una vibrazione di ampiezza esponenzialmente proporzionale alla forza di presa misurata. In questo studio i soggetti erano sani o anche con arti amputati, e dovevano afferrare e sollevare un oggetto (mediante l'utilizzo di una pinza controllata tramite segnali EMG), con 3 tipologie di retroazione fornite: no feedback, vibrotattile e di forza. I risultati indicano differenze tra normodotati e amputati; inoltre, sia feedback di forza che il feedback vibrotattile contribuiscono a prestazioni significativamente migliori (scivola meno) e un migliore adattamento a seguito di una variazione di

peso dell'oggetto imprevisto. Ciò suggerisce che lo sviluppo e l'utilizzo di modelli interni per il controllo predittivo è più intuitivo in presenza di feedback tattile. In realtà, incorporare feedback sensoriale con device protesici è possibile, ma il metodo ottimo per fornirle è ancora sconosciuto. Per questo motivo, l'utilità di paradigmi di stimolazione in ampiezza (aumento dell'ampiezza di stimolazione) o in 'treno di impulsi' modulati in frequenza (aumento di frequenza degli impulsi prodotti), è stata testata ad esempio in 10 soggetti [33]. Nonostante i potenziali vantaggi pragmatici associati alla stimolazione vibrotattile con treno di impulsi modulato, il confronto con l'approccio con modulazione in ampiezza indica che questa fornisce feedback superiore per la manipolazione di oggetti. Anche altri studi hanno preso in considerazione questo aspetto, come quello in cui Stepp e Matsuoka [34] è stato confrontata la combinazione del feedback vibrotattile remoto (aumento di ampiezza) e visivo con il feedback visivo da solo, e anche con il contemporaneo feedback visivo e aptico diretto (applicato sul dito) per rappresentare la prestazione ideale. Feedback visivo e vibrotattile hanno portato a un miglioramento della maggior parte delle variabili di performance, comprese valutazioni di difficoltà relative al feedback visivo da solo. Tuttavia l'aggiunta di stimoli sensoriali al feedback visivo ha aumentato i periodi di prova e l'incremento è stato più marcato per il vibrotattile che per il feedback aptico. In particolare, durante il feedback vibrotattile la velocità non è cambiata, ma la durata di esecuzione è aumentata a causa di miglioramento delle prestazioni, con conseguente aumento dei tempi di prova.

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

Prova della effettiva utilità (o meno) di KR è data in [26], dove vengono confrontati un feedback visivo continuo durante il movimento (CF) con una rappre-

sentazione statica del percorso della mano dopo il completamento di ogni trial (KR). I risultati hanno dimostrato che tutti hanno migliorato le prestazioni con la pratica, e che le correzioni di errori continue erano irrilevanti per il processo di adattamento. Tuttavia, a differenza dei gruppi CF, il gruppo KR ha mostrato relativamente piccole riduzioni in errore medio con la pratica, maggiore variabilità inter-trial durante l'esposizione di una rotazione come perturbazione, e una generalizzazione più limitata; inoltre, sebbene il gruppo KR ha mostrato migliori prestazioni con la pratica, gli after-effects erano minimi quando questa rotazione è stata rimossa. Questi risultati suggeriscono che informazioni visive e propriocettive simultanee sono critiche nel modificare le rappresentazioni neurali di mappe visuomotorie, anche se le informazioni di errore ritardato possono suscitare strategie compensative per controbilanciare le perturbazioni.

## 1.4 Moduli motori e sinergie

Il sistema muscolare è l'insieme di tessuti che permette, attraverso la contrazione muscolare, il movimento del soggetto e lo scorrimento di sostanze organiche interne come sangue e cibo. La contrazione avviene nel momento in cui le fibre di cui è costituito il muscolo, in seguito ad uno stimolo nervoso, scorrono le une sulle altre generando una forza che attraverso il tendine si trasmette all'osso, permettendo così il movimento del corpo o di una sua parte.

Sappiamo che i movimenti del corpo sono prodotti dalla contrazione delle fibre muscolari scheletriche in seguito ad un impulso nervoso, quindi per analizzare dettagliatamente il comportamento muscolare, occorre rilevare nello specifico i potenziali d'azioni generati durante il movimento. È per questo motivo che si introduce l'*Elettromiografia*, spesso abbreviata come EMG, uno strumento per misurare appunto l'attività elettrica delle fibre muscolari. Tra le altre cose, è un potente strumento per misurare la coordinazione muscolare, e per questo è importante capire come funziona prima di entrare nei dettagli di come i moduli motori possono essere estratti. Il segnale elettromiografico è acquisito applicando elettrodi in prossimità del muscolo di interesse e alimentando in un sistema di acquisizione dati. A seconda del tipo di analisi poi, varie tecniche di elaborazione



dei segnali possono essere applicati per estrarre le informazioni desiderate (vedi Sez.3.9).

Spostandoci in modo specifico nell'ambito di nostro interesse, la prima distinzione chiara, di natura biomeccanica, tra l'apparato motorio dell'uomo da una parte, e qualsiasi apparecchio artificiale dotato di un controllo dall'altra, viene dal numero considerevole di gradi di libertà (fino a parecchie centinaia) che i sistemi naturali possono avere. A causa di questo, non c'è una relazione diretta tra l'attività dei muscoli, la loro tensione, la loro lunghezza o la velocità di variazione di tale lunghezza.

Per eseguire i movimenti volontari, il sistema nervoso centrale deve trasformare la rappresentazione neurale di direzione, ampiezza e velocità dell'arto, rappresentati dall'attività dei neuroni dell'area corticale e sottocorticale, in segnali che attivano i muscoli in grado di muovere l'arto. Questo compito risulta complesso, poichè il numero di gradi di libertà dell'apparato muscoloscheletrico è molto maggiore rispetto a quello specificato nel piano d'azione.

Le centinaia di gradi di libertà che caratterizzano l'organizzazione anatomica e dinamica del nostro corpo avrebbero reso il controllo del movimento impossibile se, nel corso dell'evoluzione, non fossero emerse delle strategie per diminuire contemporaneamente il numero di gradi di libertà meccanici attraverso l'organizzazione geometrica dello scheletro, ma anche il numero di gradi di libertà che il cervello deve controllare. Dal momento che il sistema nervoso non può controllare tutti i gradi di libertà, col susseguirsi degli anni il processo evolutivo avrebbe selezionato un repertorio di movimenti semplici o complessi, che possiamo chiamare 'movimenti naturali', e che coinvolgono gruppi di muscoli e di segmenti corporei che lavorano insieme.

Iniziamo quindi a discutere del concetto di *sinergia*, parola che deriva dal greco *συνέργω*, ossia 'syn' (insieme) e 'ergos' (lavoro), che indica l'azione combinata e contemporanea di più elementi in una stessa attività o per il raggiungimento di uno stesso scopo, che comporta un rendimento maggiore di quello ottenuto dai vari elementi separati; concetto che spiega alla perfezione ciò che le sinergie motorie rappresentano effettivamente, ossia la collaborazione contemporanea di

più muscoli che permettono la realizzazione dei vari movimenti.

Le sinergie muscolari sono proposte come blocchi che potrebbero semplificare la costruzione di comportamenti motori. Per valutare questa ipotesi, a titolo di esempio, uno studio [35] ha sviluppato un metodo per estrarre le componenti spazio-temporali delle sinergie muscolari dalle registrazioni simultanee dell'attività di molti muscoli. Gli autori hanno usato questa tecnica per analizzare i modelli muscolari di 13 muscoli dell'arto posteriore di rane, lasciate libere di muoversi, durante l'esecuzione di alcuni loro calci, un naturale comportamento difensivo (studio poi ampliato anche a salti, nuoto e altre attività caratteristiche [36]). La generazione di pattern muscolari è stata modellata come combinazioni di sinergie muscolari variabili nel tempo, cioè come attivazioni coordinate di un gruppo di muscoli con un tempo specifico per ogni muscolo.

Per costruire un particolare modello muscolare, ogni sinergia può essere indipendentemente scalata in ampiezza e spostata nel tempo; ad esempio se si rappresenta l'attivazione di un insieme di muscoli come una sequenza temporale di vettori  $\mathbf{m}(t)$ , tale attivazione si può esprimere come combinazioni di  $N$  sinergie variabili nel tempo:

$$\mathbf{m}(t) = \sum_{i=1}^N c_i \mathbf{w}_i(t - t_i) \quad (1.1)$$

dove  $c_i$  indica il coefficiente di scala non negativo della  $i$ -esima sinergia e  $t_i$  è il ritardo temporale della sinergia.

Si è dimostrato che le combinazioni di tre sinergie muscolari che variano nel tempo sono alla base della varietà di modelli muscolari necessari a calciare in direzioni diverse, che il reclutamento di queste sinergie è legato alla cinematica del movimento, e anche che ci sono somiglianze tra le sinergie estratte da comportamenti diversi (un sorta di generalizzazione).

Quest'ultimo aspetto è emerso anche in un altro studio [37], in cui si è dimostrato che le afferenze sensoriali possono servire per ottimizzare i valori di adattamento motorio delle sinergie, nel senso evolutivo, cioè modulando la durata, l'ampiezza, e la tempistica delle loro attivazioni, in modo che le loro funzioni possano essere eseguite anche in un ambiente dinamico alterato e quindi diverso da quello in cui esse sono state formulate.

I risultati di un altro test [38] hanno inoltre evidenziato che le sinergie rientrano pienamente nelle fasi di motor control, adaptation e learning [39]: il sistema nervoso utilizza infatti le informazioni del carico muscolare durante l'apprendimento delle sinergie motorie e le informazioni memorizzate possono essere completamente recuperate quando le condizioni originali sono abbinate successivamente.

Probabilmente, molte delle sinergie che sono state individuate sperimentalmente sono profondamente radicate, in quanto sono la base per le attività motorie più comuni come l'equilibrio in posizione verticale o il reaching di oggetti; altre invece probabilmente derivano da competenze più specifiche [40].

In [41] si passano in rassegna i recenti risultati dall'analisi di pattern muscolari di reaching che sostengono una determinata strategia di controllo. Pattern muscolari per movimenti punto-punto possono essere ricostruiti come descritto precedentemente, cioè dalla combinazione di un piccolo numero di sinergie muscolari variabili nel tempo, modulate in ampiezza e temporizzate secondo direzioni e velocità di movimento. Inoltre, la modulazione e la sovrapposizione delle sinergie individuate da movimenti point to point cattura i pattern muscolari, sottolineando movimenti multifasici, quali il reaching attraverso punti di via o verso un bersaglio la cui posizione cambia dopo l'inizio del movimento. Così, la sequenza di sinergie muscolari che variano nel tempo potrebbe implementare un controllo intermittente che consentirebbe la costruzione di movimenti complessi da semplici blocchi.

Come detto, esistono procedure computazionali che portano ad estrarre le sinergie dai profili d'attivazione muscolare registrati. In generale, questi metodi cercano di decomporre il pattern muscolare osservato come combinazione simultanea di un numero di sinergie. Tale decomposizione è ottenuta usando algoritmi iterativi inizializzati con un set di sinergie arbitrarie. Vengono poi determinati, i coefficienti di attivazione non negativi di queste sinergie arbitrarie che predicano nel modo migliore ciascuna risposta. Le sinergie sono poi aggiornate minimizzando l'errore tra la risposta osservata e quella predetta. Questo processo viene quindi iterato fino a che l'algoritmo converge su un particolare set di sinergie. L'algoritmo infine, estrae sia un set di sinergie, sia i coefficienti di attivazione relativi, usati per ricostruire i tracciati EMG originali (vedi Sez.3.9). Come si vede in Fig. 1.2, l'andamento di un EMG è perfettamente ricostruibile dal prodotto di

moduli motori estratti (sinergie) per i rispettivi coefficienti di attivazione.

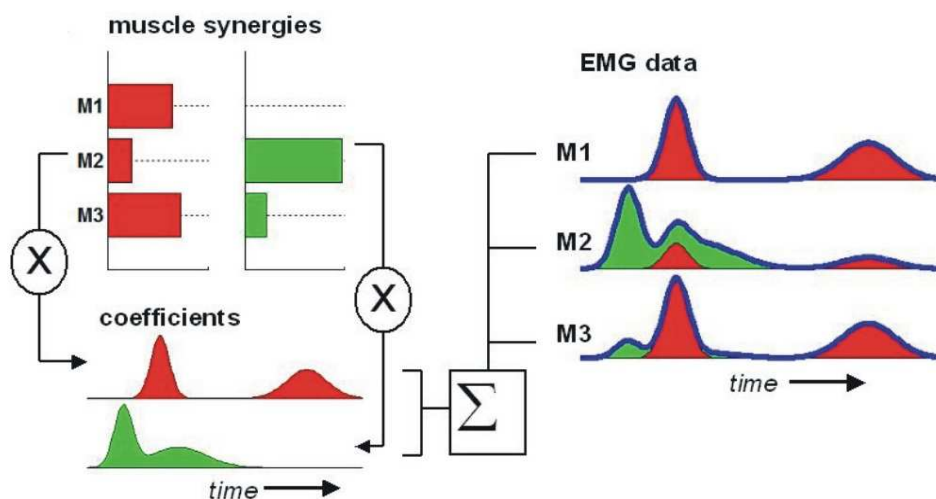


Figura 1.2: Ricostruzione EMG da sinergie.

Ulteriori informazioni sull'entità dei moduli motori ci arrivano da [42], in cui i risultati di esercizi di tracking manuale hanno mostrato sinergie motorie più deboli durante l'inseguimento di traiettorie familiari che durante il monitoraggio di traiettorie sconosciute ai soggetti. La diminuzione dell'indice sinergia, come rapporto tra varianza irrilevante (per il task in questione) e rilevante, è dovuto ad una diminuzione più forte nella varianza irrilevante rispetto della varianza rilevante per la posizione della penna utilizzata nei test come end-effector. Nel contesto della teoria del controllo motorio, questi risultati suggeriscono che i movimenti di inseguimento su traiettorie di destinazione note e non note differiscono non solo nella conoscenza disponibile sulla posizione di destinazione, ma anche sull'applicazione di diverse strategie per controllare lo spazio di lavoro.

Per quanto riguarda l'entità del task, alcune simulazioni [43] mostrano che il numero di sinergie incrementa con la dimensione del task: quando si passa dal puntamento (reaching) in due a quello in tre dimensioni, con lo stesso (arbitrario) sistema biomeccanico, sono richieste più sinergie per ben approssimare il modello muscolare ottimale e generare errori sufficientemente piccoli. Questo dimostra che la capacità delle sinergie di spiegare i comportamenti dipende in modo critico dallo scopo del task originale, dove un numero più elevato di comportamenti diversi richiederanno maggiori sinergie o produrranno fit più poveri. In altre parole,

l'apparentemente elevata capacità di spiegare la maggior parte delle attività dei numerosi muscoli con solo poche sinergie lineari potrebbe essere valido in contesti sperimentali limitati.

Particolarmente interessante per lo studio che verrà realizzato in questa tesi è un articolo molto recente [44] in cui si discute se la struttura delle sinergie muscolari è preservata durante l'adattamento ad una rotazione visuomotoria. Le forze applicate dai soggetti sulla barra d'acciaio che impugnavano sono state registrate e mappate in spostamenti orizzontali di una sfera virtuale visualizzata a schermo; il compito da eseguire consisteva nello spostare la sfera su un bersaglio posto in una delle otto direzioni equispaziali proposte. I soggetti hanno eseguito tre blocchi di base di 32 prove, seguite da sei blocchi con una rotazione di  $45^\circ$  in senso orario applicato alla forza planare, e infine tre blocchi senza la perturbazione. La posizione della sfera 100 ms dopo l'inizio del movimento ha rivelato un significativo errore di direzione all'inizio della rotazione (errore misurato come angolo tra la posizione dopo 100 ms e una retta che univa posizione di partenza con quella da raggiungere), un graduale learning nei blocchi seguenti e degli after-effects all'inizio del wash-out (eliminazione della perturbazione).

D'Avella ha anche dimostrato che sinergie muscolari, estratte dai modelli muscolari registrati durante i blocchi di base, potrebbero ricostruire i modelli muscolari degli altri blocchi con una precisione molto maggiore, che probabilmente può indicare una certa robustezza strutturale. Inoltre, le sinergie estratte da blocchi individuali rimangono simili alle sinergie basali durante l'esperimento.

Action Title	Type of Error	Device	Subjects	Age (yr)	Visual feedback	Force feedback	Audio feedback	Test Set up	Measures	Conclusions
2010 Eng-Bar, R in Sclafani	Reaching movements	Kinemove robot	25H + 11H	18-40	Visual channel (CHAN) cursor provided visual feedback of ongoing motion. No auditory feedback. Cursor received auditory	PASSIVE case: during robot-generated movements. ACTIVE case: when subjects generated movements, but robot constrained hand position in a direction.	-	Each subject performed 4 sequential sessions: pre-validation (30 trials), validation (102 trials), training (100 trials), and post-validation (30 trials). The 100 trials were divided into 10 blocks of 10 trials. The 10 blocks were randomly interspersed and post-validation (30 trials) was performed at the end.	EMG recordings of muscles involved in reaching movements. ANOVA	PRIMARY: hand trajectories were straight with low curvature values and increments to the curve when curvature was at its maximum value. Subjects less accurate in the V condition than in the V+FB condition. SECONDARY: subjects showed a significant difference in peak movement speed, speed of acceleration across the movement, and time to reach the target when comparing the two conditions. CONTROL: 2-Curvature detection influenced both V and V+FB conditions by visual type. No interaction between the two factors.
2010 EngBarShoob	Reaching movements	Flexion-Extension, Bionics, Technology	25H	18-28	Continuous cursor feedback or V+FB	-	-	Each subject performed 4 sequential sessions: pre-validation (30 trials), validation (102 trials), training (100 trials), and post-validation (30 trials). The 100 trials were divided into 10 blocks of 10 trials. The 10 blocks were randomly interspersed and post-validation (30 trials) was performed at the end.	EMG recordings of muscles involved in reaching movements. ANOVA	PRIMARY: hand trajectories were straight with low curvature values and increments to the curve when curvature was at its maximum value. Subjects less accurate in the V condition than in the V+FB condition. SECONDARY: subjects showed a significant difference in peak movement speed, speed of acceleration across the movement, and time to reach the target when comparing the two conditions. CONTROL: 2-Curvature detection influenced both V and V+FB conditions by visual type. No interaction between the two factors.
2010 EEE Miralles	Identifying and locating a target among others	HAPTICON	18H	23-35	Target (red) and distractor (blue) positions (lighters)	Haptic: sinusoidal vibration. Each target has a zone in the field of view. The zone is defined by the target position and the radius of the target. The radius is a visual magnitude. 4 haptic patterns.	-	Three experimental conditions: A (audio) only auditory feedback; H (haptic) only haptic feedback; AH (Multimodal) simultaneous haptic and auditory cues.	ANOVA with repeated measures (CF, V, V+FB, V+AH) ANOVA	80 groups showed reductions in mean detection error with practice, but detection error reduced to a greater extent for the CF than for the AH group. Significant differences between CF and AH during motion exposure, generalization and post-motion sessions. Simultaneous discrepancy in visual and proprioceptive information during movement may be crucial for visuomotor mapping.
2010 EEE Pinar	Reaching movements	Robot manipulandum	20H	21-40	Target and subject's hand position using 2 display screens, aligned and non-aligned. Follow to reach target color change.	Force velocity dependent. In some phases, different force field dependent upon the regular velocities of subjects (slow and faster goals).	-	Experiment consisted of baseline/unperturbed force environments, initial affected reach movements, alternative force field (reversed and final performance phases) in task workspace and with the force field.	ANOVA	Performance significantly better in post-exposed force fields but only if visual feedback was present. Significant differences in reaching time and learning results can be significantly influenced by feedback.
2010 EEE Steg, Decker	Finding frequency, dragging object	Phantom Premium 1.0	6H (8H)	19-24	Real time depiction of virtual mass, sensor force position	H force defined by interaction with virtual environment. T: increases in force translated to increases in displacement of vibratable stimulation.	Cognitive load (back-lead) task to random digit strings and response verbally.	Test 1: First natural frequency of systemized excite system at three different frequencies (1, 2, 3) Hz. (Preload or vibratable load), and cognitive load (ON, OFF). Test 2: 10 blocks test, randomized by cylinder (1, 2, 3), feedback (V, V+H), and cognitive load (ON, OFF).	ANOVA	Significantly higher specificity during V than V+H, significantly lower difficulty ratings during V+H than V. Participants gave significantly higher difficulty ratings during V+H condition (disregard results)
2010 EEE Steg, Malsbenden	Reaching, sliding a box	Phantom Premium 1.0	6H	19-28	Real time depiction of the finger and current position of the box	H force defined by interaction with virtual environment. T: increases in force translated to increases in displacement of vibratable stimulation.	Cognitive load (2-back test): listening random digit strings and response verbally.	10 blocks, randomized within box by bin (1, 2, 3), feedback (V, V+H), and cognitive load (ON, OFF). Additional second experiment with also V+T condition.	ANOVA	Additional V+T feedback resulted in increased box displacement and decreased difficulty ratings relative to V alone, and decreased displacements and increased difficulty ratings relative to V+H feedback. V+T decreased box velocity than V+H, no difference in box velocity with cognitive load.
2010 LIBER Jansink	Pointing	Intelligen	6H + 2H (14H)	18-35	Present or not. Two rectangles	Tactile: continuously vibration of the mouse pad when pointer is over a rectangle, and stop vibration when pointer is outside rectangle.	Application say 'K' or 'F' when pointer is over a rectangle, and stop when pointer is outside rectangle.	First test: comparison of differences of a simple 2-D pointing task with visual/auditory or audio feedback. Second test: similar 2-D pointing task with different levels of difficulty, and only auditory audio feedback. Third test: similar 2-D pointing task with visual/auditory or audio feedback.	Fitts' Law	Participants performed better with tactile displays than auditory displays, and were able to perform 10 pointing tasks with auditory and tactile displays nearly as well as with visual displays. However, pointing in 2-D is significantly slower and more error-prone with visual displays.
2010 Pao, One et al.	Reaching movements	Manipulandum	12H (8H)	16-33	New static targets, but dynamic feedback. Given increment only one is visible. Target changed color when a miss occurred.	Force also (measurably) increased. Target velocity (Control) or lagged it by 50 ms (Tactile). Proportional with a factor of 1/5.	Expanding target when target is reached. Short beep sound when a miss occurred.	NALL session: 1st possible movements with no external force. BASELINE session: 2nd possible movements usually with no force, a perturbation on some random sustained trials (15%). 100NALL sessions: 1-5 Short movements with no force, 6-10 Targeted movements with force (10N, 20N, 30N, 40N, 50N, 60N, 70N, 80N, 90N, 100N). TEST sessions (6-7): short movements performed and long movements (10N) are not performed.	Proprietary software. Discrete. Duration Start point, Fitts of data with exponential function	Modulation in the affected force is significantly different than the adaptation to the non-affected force field. Duration of short task significantly larger in the test group compared to control group. Average maximum speed for each group, is not significantly different between groups. Duration of short task is significantly different between groups. Duration of short task is significantly different between groups. Duration of short task is significantly different between groups.
2011 Jan Succi, Roudot	Tracking	Pho-WIREX	14M	56.2 ± 5.5 (right) 42.3 ± 4.01 (left)	Visual distractors shown for 2 sec	Force in Z axis	Sound about tracking error (broad beeps), produced using left or right audio channels according to direction of error.	In random order, Task A (baseline) without visual distractor and without auditory feedback. Task B (with visual distractor and without auditory feedback). Task C (with visual distractor and with auditory feedback). Task D (with visual distractor and with auditory feedback). Task E (same as task A, but with the affected upper extremity completely released).	Shapiro-Wilk test, Wilcoxon signed-rank test, Wilcoxon normality test, Wilcoxon 1 test	Sound feedback of tracking error during the visual distraction task significantly decreased tracking error in the affected hand when compared to the non-affected hand when no visual distractor was present. Introduction of a visual distractor task reduced the effect of participating in a standard robot-assisted therapy tracking task.
2012 EngBarShoob, Chuan, Sacco	Reaching movements	Immersion robot	20H	Mean: 27.4 ± 4.01	1 group with visual feedback (reaching with, with haptics) 1 group without (reaching without a distraction, 1 group without).	Velocity force field Fx computed as a function of the velocity of the hand along Z axis.	1 group with audio like a vibrating wrist, with haptics (reaching with, with haptics) 1 group without (reaching without a distraction, 1 group without).	Stage 1 (Baseline): 20 repetitions; in this stage only, auditory feedback was used. Stage 2 (with visual feedback): 140 reaches with either visual or auditory feedback; in this stage, no auditory feedback was used. Stage 3 (with visual feedback): 140 reaches with either visual or auditory feedback; in this stage, no auditory feedback was used. Stage 4 (without): 30 reaches in force field, followed by 30 without force field.	Average weighted +1 and -1 errors. Average weighted +1 and -1 errors. Average weighted +1 and -1 errors.	Auditory feedback allowed smaller error reduction compared to visual feedback, and individuals in both groups exhibited similar after effects, indicating they formed comparable internal models. Larger direct effects were measured in the AF group compared to the V group. Auditory feedback was significantly more effective than visual feedback in reducing consistent selection errors when compared to both feedback conditions. Subjects adapted to force field as well with auditory feedback as they did with visual feedback.

Figura 1.3: Tabella ricerca bibliografica effettuata sui feedback.

2012 IEEE Sleep	Cognitive and motor task	PHANOM Premium 1.0	10H	mean: 21.9 s.d. 4.1	Color difference in 2 boxes (position of the finger and current position of the box)	Different types of grasp mapped to different types of random 16 digit strings and motor frequency variability any numbers repeated.	Auditory two-back test: listening to random 16 digit strings and motor frequency variability any numbers repeated.	2 VIBROTACTILE types: Amplitude increase in the vibrotactile stimulation; Pulse train frequency; increased pulse train frequency; increased movement amplitude.	Two blocks of 80 trials, each block utilized one of the two stimulation order of paradigm was varied and trials were randomized within segment by box and cognitive load (ON, OFF).	Box displacement, average box velocity, error rate, ANOVA	Subjects achieve greater box displacements and velocities Amplitude to Pulse train. One possible weakness of pulse train is the loss of precise timing information. The timing of the vibrotactile stimulation is not as precise as the vibrotactile stimulation itself, but not show a significant effect on box displacements.
2012 Jher Gonzalez	Grasping a bottle.	Force sensor hand with a Data Glove	10H	22 - 30	Complexity visual feedback or not visual (subject's eyes covered).	Different types of grasp mapped to different types of random 16 digit strings and motor frequency variability any numbers repeated.	Auditory two-back test: listening to random 16 digit strings and motor frequency variability any numbers repeated.	2 VIBROTACTILE types: Amplitude increase in the vibrotactile stimulation; Pulse train frequency; increased pulse train frequency; increased movement amplitude.	Choosing robot hand with the bottle is accuracy greater and then opening it with the different modalities: Auditory Feedback only (AF), Visual Feedback only (VF), and Audiovisual Feedback (AVF).	EEG, ECG, EMG, respiratory rate.	Higher mental effort is needed when subjects rely only on their vision, and this effort seems to be reduced when auditory feedback is added to the human-machine interaction (multimodal feedback). Furthermore, better temporal performance and better grasping performance was observed in the audiovisual modality. (see table in paper)
2012 Jher Gonzalez et al.	Reaching and grasping movements	Wacom pen / 2 Dof passive joystick	20H / 22H / 47H	21 - 29	2 visual: reach-length profile (position error, movement time, color modality, substituting position error for color modality); First presentation error of movement transformation test (scale changed)	2 types: task-related audio (locking ball) or error-related audio (synthesis of voice) / other types: motor-error-related, video-task-related, joystick-task-related (locking bar mapping target velocity to joystick velocity)	task-A (fixed-length no sound), B (random-length, no sound), C (fixed-length + task-related sound), D (random-length, task-related sound), E (fixed-length + error-related sound), F (random-length, error-related sound), G (fixed-length + audio no color), H (position-error-related color), C (velocity-error-related color), D (task-related color), E (position-error-related audio), F (velocity-error-related audio), G (video-task-related sound), H (audio-task-related sound) (TR-2).	task-A (fixed-length no sound), B (random-length, no sound), C (fixed-length + task-related sound), D (random-length, task-related sound), E (fixed-length + error-related sound), F (random-length, error-related sound), G (fixed-length + audio no color), H (position-error-related color), C (velocity-error-related color), D (task-related color), E (position-error-related audio), F (velocity-error-related audio), G (video-task-related sound), H (audio-task-related sound) (TR-2).	Auditory augmentation of visual feedback can be beneficial, even in the presence of an error correction mechanism. Addition of a secondary error-related information provided by visual channel helps the user in having a stronger perception of the task. Visual information cannot be augmented through same channel repeatedly as the auditory channel. Results are limited to results were users learn during the original visual feedback alone.	Percent s/d by condition overall percent slip by weight transition.	Both force feedback and kinesthetic feedback contribute to significantly better task performance than visual feedback alone. Kinesthetic feedback is more effective than force feedback in the presence of haptic feedback.
2013 IEEE Brown	Reaching and grasping	Alcatraz Mega One / Black, Brink, a mechanical gripper	11 (8H + 3 impairs)	mean: 53.3	-	-	Vibrotactile, force and no feedback.	Three types: 1) force field of vibrotactile, 2) force field of vibrotactile and force, 3) force field of vibrotactile and force with feedback.	141 trials includes hits, 1 blocks of 30 trials each, subject and condition randomized. There were 12 trials of each condition and 18 presentations of each weight placed randomly throughout.	Percent s/d by condition overall percent slip by weight transition.	Both force feedback and kinesthetic feedback contribute to significantly better task performance than visual feedback alone. Kinesthetic feedback is more effective than force feedback in the presence of haptic feedback.
2013 IEEE Provenzi, M Grassano	Hitting	Shinco 6 Force	6 subjects	30 - 72	With VF (view of arm/robot and monitor with video-feedback) or without (view of arm and screen occluded by a blackbox)	Different speed associated with each target type	Three types: 1) force field of vibrotactile, 2) force field of vibrotactile and force, 3) force field of vibrotactile and force with feedback.	Blocks of trials in which subjects had to reach each of 7 targets on the horizontal plane, in order to reach the target, 2) video-feedback, 3) video-feedback and force, 4) video-feedback and force with feedback. Each block consisted of 21 reaches and 42 submovements.	Performance improvements produced by visually sensitive robot testing are associated with decreased velocity and stiffness in stroke survivors' paretic arm and that these mechanical impedance components are partially modulated by visual feedback. (Precision of vision during therapy is associated with a general decrease in the stiffness of the subject's arm)	ANOVA with 3 factors: training (sessions), visual feedback (with/without, position on C layer).	Performance improvements produced by visually sensitive robot testing are associated with decreased velocity and stiffness in stroke survivors' paretic arm and that these mechanical impedance components are partially modulated by visual feedback. (Precision of vision during therapy is associated with a general decrease in the stiffness of the subject's arm)
2013 Prox_One White	Reaching movements	Phantom 3.0	10H / 20H	15-44	One or two cursors). Displayed during movement (disappeared at reappearance of movement effect).	-	Force in horizontal direction proportional to the forward velocity of the hand	Three experiments: 1) or 2) Torque or 2) torque, visual change in trials, in least 1 force was applied to one hand, in either the left or the right direction. 3) Force in both hands and parallel or antiparallel to the direction of movement. In task-requiring group, always had 2) torque, but a visual cue indicated force field direction, control group had a force field in the same direction in all trials.	TEST 7: participants switched between different feedback control policies without the visual cue. The visual cue is sufficient to allow participants to optimally distribute the connection across hands, even when the task switched randomly on a trial-by-trial basis. TEST 3: participants fully learned to compensate for opposing forward and backward forces. TEST 4: participants learned to adapt to a new force field when the controlled object and a different feedback control policy before learning commenced.	ANOVA	TEST 7: participants switched between different feedback control policies without the visual cue. The visual cue is sufficient to allow participants to optimally distribute the connection across hands, even when the task switched randomly on a trial-by-trial basis. TEST 3: participants fully learned to compensate for opposing forward and backward forces. TEST 4: participants learned to adapt to a new force field when the controlled object and a different feedback control policy before learning commenced.

Figura 1.4: Tabella ricerca bibliografica effettuata sui feedback.



Article Title	Type of Exercise	Subjects	Visual Feedback	Audio Feedback	Force Feedback	Set Up Test	Module or EMG	Muscles of EMG	Adaptation or others	Conclusions
1999 JNeuro Shadmehr	Reaching Movements	24H right-handed	Changing color of boxes.	-	2 or 3 force proportional to instantaneous speed of hand.	Sets of 192 movements: movements in four directions (0, 45, 90, 135°) away from center and four directions (180, 225, 270, 315°) back to center.	EMG	4 muscles: biceps, triceps lateralis/longus, anterior and posterior deltoid.	Adaptation	Results suggest that rotations in motor cortical tuning functions could underlie representation of internal models in the CNS.
2013 CSHPress Fernández Ruz	Throw balls to a target	50H right-handed	Prism glasses (30-diopter Fresnel 3M Press-on plastic lenses)	-	Weights on wrists	Subjects threw clay balls to a large sheet of paper, where they saw the target. Baseline: throw 26 balls to the cross (PRE). Then volunteers viewed the target binocularly and throw the same way (PRI). Prisms then removed, and throw 26 balls (POS).	Muscular load	-	Adaptation (aftereffect)	Internal representation of a motor memory incorporates information about load conditions and the memory stored under a specific weight condition can be fully retrieved only when the original training condition is restored.
2003 Npg D_Avelia	Frogs freely move in a large cage.	4 adult bullfrogs	-	-	-	Kicking, jumping, walking: swimming recorded in a specially tank.	EMG	13 muscles: rectus int. major, add. magnus, semimembr., vastus int., vastus ext., rectus ant., peroneus, gastrocn., ventral head of semitendin., sartorius, b.c., iliopect., tibialis ant.	Motor behaviour	Combinations of 3 time-varying muscle synergies underlie the variety of muscle patterns required to kick in different directions; the recruitment of these synergies is related to movement kinematics, and there are similarities among synergies extracted from different behaviours.
2005 Prais D_Avelia-Bizzi	Freely moving	3 adult bullfrogs	-	-	-	Jumping, swimming, and walking in naturalistic conditions.	EMG	13 hindlimb muscles: RI, AD, SM, VI, VE, PE, GA, RA, ST, SA, BI, IP, TA.	Motor behaviour	Results support the hypothesis that the motor controller has a modular organization.
2009 Jneurophysiol Cheung-D_Avelia	Freely moving	4 adult bullfrogs	-	-	-	Kicking (unilateral limb extension followed by flexion without body displacement), jumping, stepping, swimming. Before, during, and after, the same limb was loaded by a weight attached to the calf	EMG	13 right-hindlimb muscles falling into five functional groups	Motor pattern	Muscle synergies are robust across different dynamic conditions and immediate motor adjustments can be accomplished by modulating synergy activations.

Figura 1.5: Tabella ricerca bibliografica effettuata su moduli motori e sinergie.



2012 Elsevier G_James	Sit on a carpeted floor in 2 different positions	24H	-	Researcher instruction	-	Sat with right or left ischium on a marker on floor which angles were measured, they focus on the wall and turn to see as far as they comfortably could to the left and the right, pausing 3s at the end of each move.	Range of motion	-	Learning, retention	Instructions regarding body movement would better facilitate performance than instructions to maximize external task performance.
2012 Pinas Chung-Turola	Reaching task	31 stroke survivors	-	-	-	Ballistic movements from an initial position to 1 of 12 possible targets in 3D space, then from target back to initial position.	EMG	Activities of 10-16 shoulder, upper-arm, and forearm muscles of each arm	Synergies	Analysis revealed three distinct patterns of muscle coordination, including preservation, merging, and fractionation of muscle synergies that reflect the multiple neural responses that occur after cortical damage.
2013 Frontiersin de_Rugy	Reaching task	6H right-handed	-	High-pitched tone target acquired; if not acquired, low-pitched tone when trial end. 2nd tone if movement time was correct or not.	Real-time of either real or reconstructed wrist forces presented on visual display. Bar graph provided info of movement time.	Targets presented at 16 radial positions around center; a block of 32 maximal voluntary contraction trials first conducted; for each, subjects raise their force rapidly to the maximal extent.	EMG	5 muscles: extensor carpi radialis longus, extensor carpi radialis brevis, flexor carpi radialis, flexor carpi ulnaris, and extensor carpi ulnaris.	Muscle pattern	Number of synergies required to approximate the optimal muscle pattern for an arbitrary biomechanical system increases with task-space dimensionality, which indicates that the capacity of synergy decomposition to explain behavior depends critically on the scope of the original database.
2013 Frontiersin Gentner	Reaching task	8H right-handed	-	-	View of hand occluded. Virtual desktop-spherical cursor-position of palm and spherical targets are shown.	At each trial subjects moved the sphere along a virtual line in one of 8 directions applying horizontal forces until they reached their maximum force production capability. 3 blocks followed by 6 blocks with 45° clockwise visuomotor rotation.	EMG	13 muscles acting on the shoulder and elbow muscles	Adaptation	Muscle synergy structure is robust during visuomotor adaptation and the required changes in muscle patterns are obtained by rotating the directional tuning of synergy recruitment. Visuomotor adaptation may occur by remapping desired end effector movement into synergy coefficients.

Figura 1.6: Tabella ricerca bibliografica effettuata su moduli motori e sinergie.

2013 Frontiers De Marchis	Pedaling	11H	Real time feedback of instantaneous mechanical effectiveness (EI) drawn on a polar plot.	-	-	1st:pedaling exercise with strategy freely chosen by subjects.2nd: constrains the gesture by means of a real time visual feedback of mechanical effectiveness.	EMG, motor modules	8 muscles: Gluteus Maximus, Bic Femoris long head, Gastrocnemius Medialis, Soleus, Rectus Femoris, Vastus Medialis, Vastus Lateralis Tibialis Anterior.	Adaptation	Motor system might rely on the combination of a reduced number of motor modules for the control of movement. A small number of synchronous muscle synergies, scaled in amplitude and adjusted in time, are able to account for most of the variance of the EMG data.
2013 J Neurosci Berger	Reaching task	16H right-handed	View of hand was occluded	-	Force approximately a linear function of activation of muscles acting on shoulder and elbow.	Movements along eight directions in the horizontal plane. Two blocks of trials in force control and rest of experiment in EMG control (targets positioned at force magnitudes corresponding to 10, 20, and 30% of MVF).	EMG	13 muscles: brachioradial, brachii short head and long head, tric brachii lateral head, tric brachii long head, infraspinatus, ant delt, middle delt, poster delt, pectoralis, teres major, latissimus dorsi, middle trapezius.	Adaptation	As predicted by modularity, we found strikingly faster adaptation after compatible synergies than after incompatible ones. Muscle synergies are key elements of a modular architecture underlying motor control and adaptation.
2007 ExpBrainRes Yang_Lata Sh	Reaching task	12H right-handed	Starting and target positions represented by individual circular cursors on a monitor.	-	Force dependent on damping matrix and current hand velocity.	After 'go' signal, reach directly to target on a subsequent metronome beat of the choosing while keeping elbow horizontal. 4 groups of trials: 1st and 4th adaptation phases without application of additional force field. Other 2 phases termed the early force field (EFF) and late force field (LFF).	Arm motions (4 camera VICON system)	7 markers: sternal notch, below acromion process of shoulder, lateral epicondyle of elbow, distal end of radius, distal end of third metacarpal bone, each side of manipulatorium handle.	Re-adaptation	Adaptation in the force field. Results suggest that central nervous system makes use of kinematic redundancy, or flexibility of motor patterns, to adapt reaching performance to unusual force fields, a fact that has implications for hypothesis that motor adaptation requires learning of formal models of limb and environmental dynamics.

Figura 1.7: Tabella ricerca bibliografica effettuata su moduli motori e sinergie.

## Capitolo 2

# Setup e Protocollo Sperimentale

Lo studio qui sviluppato fa parte di un progetto che il gruppo di robotica del Dipartimento di Tecnica e Gestione dei sistemi industriali dell'Università di Padova porta avanti da alcuni anni: inizialmente si è cercato di approfondire il ruolo che il feedback audio gioca nel motor learning e di comprendere quali vantaggi una stimolazione sonora porti nell'esecuzione di task motori, in vista di un suo utilizzo in un dispositivo di riabilitazione. In particolare, finora sono stati condotti esercizi di target tracking o reaching, durante l'esecuzione dei quali venivano forniti diversi tipi di feedback audio per capire quali effetti essi portassero nell'esecuzione di alcuni movimenti riabilitativi.

Si è poi passati, molto più recentemente, alla realizzazione e successivo studio di test sperimentali molto simili agli appena citati, ma questa volta con l'aggiunta di rilevazioni elettromiografiche sui muscoli, in contemporanea con l'esecuzione dei movimenti richiesti. Questo ulteriore step permette di analizzare quale sia il comportamento muscolare tenuto dal soggetto durante i vari movimenti fatti, ma anche rilevare la presenza di moduli motori specifici nelle varie fasi dei task eseguiti e l'eventuale correlazione con il comportamento motorio del soggetto (controllo, adattamento, learning).

## 2.1 Setup sperimentale

Per l'esecuzione dei test sperimentali è stata utilizzata un'apposita postazione di lavoro, già esistente in quanto è servita per alcuni trials precedenti e che è stata appositamente modificata per adattarla alle esigenze della situazione corrente. Il soggetto, seduto alla scrivania, ha di fronte lo schermo del computer sul quale deve eseguire l'esercizio di reaching. Per comandare il movimento si agisce su di un joystick a due gradi di libertà, posto sulla destra in quanto il task viene eseguito proprio con il braccio destro (i mancini sono stati esclusi dalla popolazione dei soggetti).

L'operatore, invece, siede di fronte ad un secondo schermo collegato a quello di visualizzazione del task, e gestisce le varie fasi dell'esercizio attraverso un'interfaccia GUI, realizzata sempre in Matlab: questa permette la comunicazione tra il modello Simulink, le funzioni che consentono di creare eventuali traiettorie, gli oggetti mobili e il software PureData, deputato alla generazione dei suoni; il feedback video, invece, viene gestito all'interno di Matlab. In figura 2.2 vengono evidenziati i collegamenti logici tra le varie parti del sistema sviluppato.

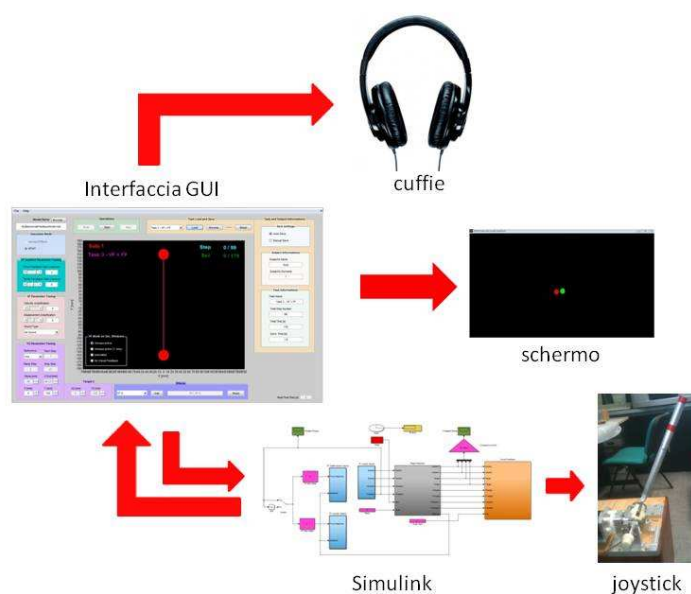


Figura 2.1: Struttura logica del sistema implementato.

### 2.1.1 Device utilizzato

Nello specifico, il **joystick** utilizzato nei test è una struttura a 2 gradi di libertà, realizzata presso i laboratori del Dipartimento di Tecnica e Gestione dei sistemi industriali; essa comprende un g.d.l. attivo, comandato da un motore elettrico in corrente continua e un g.d.l. passivo, qui lasciato folle.

La leva di comando è costituito da un manico che può ruotare attorno a due assi diversi: un giunto attivo, azionato da un motore a corrente continua, e un attuatore elastico passivo, realizzato con un elemento elastico di torsione collegato ad una estremità al manico e all'estremità opposta ad un freno elettromagnetico on/off. Un encoder fissato sull'albero del motore a corrente continua e un potenziometro nell'altro DOF vengono utilizzati per acquisire l'orientamento del joystick.

Il primo DOF è direttamente collegato ad un motore MAE DC di tipo M543, che può generare una coppia continuativa di 0.40 Nm e una coppia massima di 1.44 Nm. Il potenziometro invece è collegato al supporto rotante attraverso un giunto elastico. Quest'ultimo è stato impiegato per prolungare la durata del potenziometro, dato che ha una elevata rigidità torsionale e assorbe disallineamenti paralleli e angolari. Il supporto rotante e il freno, a loro volta, sono collegati tramite un elemento elastico [45].

Il movimento di beccheggio della leva è limitato dai finecorsa, mentre il movimento di rollio dai bordi della cava realizzata sul supporto; il range di movimento per entrambi gli assi è limitato a circa  $\pm 30^\circ$ . Inoltre, rispetto alla struttura utilizzata nei test precedenti, la leva è stata allungata: cioè da una dimensione di 160 mm è stata portata a 435 mm, questo per permettere di avere un ampiezza di movimento più elevata. Con ciò l'arco di circonferenza (cioè lo spazio percorso dalla leva) è pari a:

$$\left(\frac{\pi}{3}\right) l = 455,53mm$$

mentre la corda da esso sottesa risulta pari a

$$2l \sin\left(\frac{\pi}{6}\right) = l = 435mm$$

Questa modifica ha comportato anche un cambio a livello di attuazione. È aumentata infatti la distanza dell'impugnatura dal perno, che ora ha un valore pari a 0.4 metri. Il fattore di guadagno in lettura del Driver utilizzato è pari a

4.4 e la costante di coppia del motore è pari a  $0.13 \frac{Nm}{A}$ .

Il campo di forza pianificato è di tipo viscoso, con un coefficiente pari a  $10-10.5 \frac{N}{m \cdot s}$ :

$$F = \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 10 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Il picco massimo di velocità disponibile è pari a 10, ma noi andiamo sempre a raggiungere un valore massimo pari a 3-3.5 N, che effettivamente non rappresenta il valore massimo assoluto, ma è un massimo che abbiamo deciso di limitare noi stessi. Il limite è dato in realtà pure dall'alimentatore che non permette al Driver di dare la coppia massima al motore, a cui si aggiunge la nostra scelta di imporre una saturazione a  $\pm 5$  Volt sul picco massimo di velocità, che è stata raggiunta da quasi tutti i soggetti.

Durante l'esecuzione dei test il device non è stato utilizzato passivamente, in quanto in una fase del test (vedi Sez.2.2.3) è previsto un campo di forza applicato alla mano del soggetto; in ogni caso nelle altre fasi del test è garantita la più completa libertà di movimento in ogni direzione e verso dello spazio di lavoro, senza grosse resistenze o attriti rilevanti.

Il controllo del joystick, tramite l'ambiente di sviluppo Simulink, è operato da una scheda multifunzione I/O Sensoray modello 626, la quale permette di acquisire le informazioni fornite dai trasduttori (encoder e potenziometro) del joystick; in particolare, questo controllo è effettuato attraverso l'implementazione di un modello in Simulink con Real-Time Windows Target, in modo da poter eseguire una simulazione in tempo reale.

### 2.1.2 Interfaccia Test

La struttura del modello Simulink è preesistente a questo progetto, in quanto è stata realizzata per l'esecuzione di altre tipologie di test precedenti: si è provveduto quindi ad ampliarla, apportare modifiche e ottimizzarla, per meglio adattarla ai test qui ideati e sviluppati. In particolare è stata gestita la forza da applicare al joystick per realizzare il *force-field* durante il moto dell'arto del soggetto: è stata



Figura 2.2: Struttura fisica utilizzata per il test (Joystick).

studiata e modificata in termini di momento di applicazione (istante di inizio all'interno del test e in quale tipo di movimento, se avanti o indietro), ampiezza (un valore abbastanza elevato da provocare degli effetti rilevabili a livello muscolare e cinematico, ma non troppo per evitare di portare a saturazione il meccanismo appena descritto), direzione della forza (sempre dipendente dalla direzione del movimento e ad esso ortogonale) e altre particolarità (vedi Sez.2.2.3).

Le posizioni del soggetto lungo i due assi, in ogni istante, vengono misurate dai sensori del joystick e convertite in Simulink. Esiste un'apposita funzione che da MatLab preleva il valore di Simulink, interrogando un 'ascoltatore di eventi', ed è chiamata *eventListener*; è direttamente implementata nell'interfaccia GUI poichè la rilevazione del soggetto (identificata dal joystick) è automaticamente gestita in essa.

Le istruzioni relative alla memorizzazione dei dati e alla generazione del tempo della simulazione sono riportate nelle seguenti righe di codice:

```
sTime = block.CurrentTime;  
data = block.InputPort(1).Data;
```

La funzione `eventListener` viene eseguita automaticamente dal modello Simulink ad ogni ciclo di simulazione, grazie alle numerose impostazioni generate dalle funzioni `localLoadModel` e `localAddEventListener` (che qui tralasciamo di elencare). Quindi è facilmente comprensibile come tutto l'insieme delle procedure che si creano con l'esecuzione dei test sperimentali, dal punto di vista della pianificazione della struttura e del movimento, sia meglio gestita dall'utente (cioè da chi sottopone i test) attraverso un'opportuna interfaccia GUI: in questo modo infatti egli non deve obbligatoriamente conoscere il modo in cui è implementato l'intera architettura dell'esperimento, nè scrivere righe di codice specifico che può indurre a errori più frequenti e magari anche portare a tempi di preparazione più lunghi.

GUI è l'acronimo di Graphical User Interface (in italiano Interfaccia Grafica Utente) e può essere definita come la 'via' attraverso la quale un programma interagisce in maniera grafica con l'utente. Dal punto di vista informatico viene definito come un paradigma di sviluppo che mira a consentire all'utente di interagire con il computer manipolando graficamente degli oggetti, svincolandolo dall'obbligo di imparare una serie di comandi da impartire da tastiera sulla riga di comando, come avviene invece nelle più tradizionali interfacce testuali. Nella Sez. 2.2 viene studiato nel dettaglio la pianificazione del test sviluppato, analizzando le diverse tipologie specifiche di esercizi definiti; qui invece ci limitiamo a spiegare l'utilizzo dell'interfaccia per impostare il test subito prima dell'esecuzione.

Questa interfaccia fornisce un appropriato ambiente di lavoro per l'utente che deve gestire le varie fasi della routine dei test (creazione di un nuovo tipo di test o caricamento di uno precedentemente creato, avvio e memorizzazione dell'esercizio) e per il soggetto che svolge l'esercizio; inoltre gestisce la comunicazione con il software di generazione del feedback audio (PureData) e con il software di gestione del Joystick utilizzato durante gli esercizi di inseguimento.

In particolare, l'interfaccia grafica deve:

- consentire la creazione da parte dell'operatore, di un esercizio riabilitativo,



con l'eventuale scelta di tutti i parametri che caratterizzano il task (tipo di traiettoria, velocità del target, posizione del target, tipo di feedback sonoro e specifiche varie, tipo di feedback di forza e/o cutaneo con relative ampiezze, effetti vari)

- fornire un'ambiente di 'realtà virtuale', dotato di feedback visivo e uditivo, al soggetto che sta eseguendo l'esercizio
- consentire all'operatore di avviare e interrompere l'esecuzione dell'esercizio
- consentire la memorizzazione dei dati relativi ad un esercizio eseguito
- gestire l'invio di informazioni al Joystick deputato alla generazione del feedback di forza (nel nostro caso)

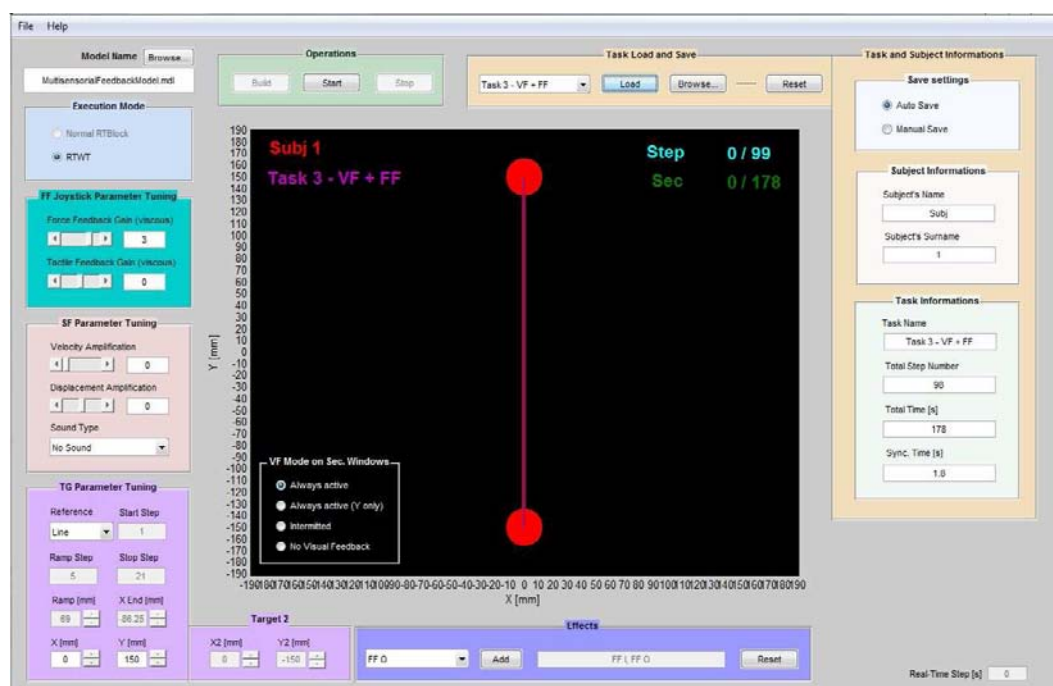


Figura 2.3: Interfaccia grafica per l'esecuzione dei test.

La GUI sviluppata permette un facile approccio tra la macchina e l'operatore, e si è scelto di guidare quest'ultimo passo passo in ciascuna fase di selezione del task motorio; ognuna delle 3 parti in cui è suddiviso l'intero test è infatti stata precedentemente pianificata, in modo tale che l'operatore di volta in volta si limiti

semplicemente a caricare il task prescelto (evitando anche errori di pianificazione intersoggetto). La creazione di un esercizio, mediante l'impostazione dei parametri fondamentali detti prima, viene fatta tramite file *Excel*: tale file, in forma tabellare appunto, definisce il nome, le caratteristiche principali che l'esercizio dovrà contenere in termini di dimensioni, feedback (quali tipi, quando applicarli e per quanto tempo) e durata.

Nello specifico del file *Excel*: le prime due colonne contengono rispettivamente la proprietà che andiamo a definire e il nome che essa assume una volta caricata all'interno della GUI dell'esperimento; ognuna delle successive colonne definisce ogni task che sarà caricato dell'interfaccia per la selezione da parte dell'operatore. Nel nostro caso (Fig.2.4), avremo 3 tipi di task (Random - Learning - Retention).

Property	Object Tag	Value/Values	Value/Values	Value/Values
Task Name	taskNameEdit	Task 2 - VF + TG Random Centered	Task 3 - VF + FF	Task 4 - VF
Total Step Number	stepNEdit	49	98	14
Total Time [s]	totTimeEdit	90	180	28
Sync. Time [s]	syncTimeEdit	1.5	1.8	1.8
Force Feedback Gain	tuneFGainEdit	0	3	0
Tactile Feedback Gain	tuneTGainEdit	0	0	0
Velocity Amplification	tuneVAmpEdit	0	0	0
Position Amplification	tunePAmpEdit	0	0	0
Sound Type	tuneSFTypePopup	1	1	1
TG Reference	tuneTGMModePopup	1	2	2
X [mm]	tuneTGxTEdit	0	0	0
Y [mm]	tuneTGyTEdit	150	150	150
X2 [mm]	tuneTGxT2Edit	0	0	0
Y2 [mm]	tuneTGyT2Edit	-150	-150	-150
VF Mode Always	VFAAlwaysRadio	1	1	1
Effect 4 (FF I):	effectAddButton		4	
Type	type		1	
Start	start		15	
Effect 5 (FF O):	effectAddButton		5	
Type	type		0	
Stop	stop		57	

Figura 2.4: File Excel per la creazione di test da caricare.

Alcuni dei parametri che vediamo definiti sono: il nome del task (*taskNameEdit*), la durata in termini di numero di step-movimenti (*stepNEdit*) e di tempo effettivo in secondi (*totTimeEdit*), il passo di sincronizzazione (*syncTimeEdit*), il metronomo sonoro (*tuneSFTypePopup*), informazioni sulle posizioni dei target, il guadagno del feedback di forza (*tuneFGainEdit*) e informazioni specifiche relative alla sua comparsa nel task, quali il tipo e il momento di comparsa/scomparsa (come numero di movimento). Una volta considerati i valori dei parametri prefis-

sati, l'utente può sottoporre il soggetto ad ognuna delle diverse fasi previste per l'esercizio sviluppato.

Per caricare un esercizio particolare l'operatore ha eseguito le seguenti procedure: cliccando sul tasto *Browser* appare la schermata per la scelta del file Excel, creato precedentemente, da caricare nell'interfaccia; una volta caricato il file, nel menù a tendina subito a sinistra è possibile scegliere uno dei diversi task impostati per l'esperimento chiamati 'Task 2 - VF + TG Random Centered', 'Task 3 - VF + FF' e 'Task 4 - VF'. Una volta scelto il task specifico, cliccando sul pulsante *Load* l'interfaccia imposta i parametri pianificati per quel determinato task e imposta anche i dati visualizzati sulla GUI stessa. Infine, quando il soggetto e l'operatore sono pronti, cliccando il tasto *Start* si dà l'avvio al vero e proprio esercizio di reaching.

La posizione di partenza del joystick è obbligatoriamente fissata in basso a destra: la visualizzazione a schermo dei target viene pianificata all'avvio dell'esercizio e, per ognuno, si imposta l'origine cartesiana ( $x = 0$ ,  $y = 0$ ) con joystick in posizione sud-est nella sua postazione. Per questo motivo è importante che ad ogni inizio test il joystick sia in quella posizione, in modo tale che lo schermo sia scalato nel modo giusto: se ciò non accadesse, infatti, la visualizzazione a schermo per il soggetto potrebbe non risultare corretta e quindi bisognerebbe bloccare l'esecuzione del task.

Durante la fase di esercizio, i target vengono disegnati a schermo grazie ad apposite istruzioni contenute nella funzione *updateTargetLines*, e ciò avviene ogni qualvolta essa viene rieseguita; in particolare, per la schermata dell'operatore si utilizza un aggiornamento tramite grafica di Matlab, mentre per la schermata relativa al soggetto che esegue il test si utilizza la grafica di Direct X. In questo modo si ha un continuo aggiornamento a video dei target, in modo da poter visualizzare al meglio il loro movimento (che appare continuo); esistono delle istruzioni apposite sia per il target rosso che il soggetto deve raggiungere, sia per il target verde che corrisponde proprio al paziente, e vengono gestite separatamente. Aspetto fondamentale da tenere in considerazione è la velocità che possiede il soggetto durante il test: questa variabile non è disponibile a partire dalla GUI, in quanto non è generata a priori qui, ma viene gestita a livello di joystick, che la rileva.

Il suo valore numerico viene calcolato attraverso la derivata numerica delle posizioni, in particolare nell'ambiente Simulink, all'interno del blocco *FF Joystick Inputs*. Il Joystick infatti invia continuamente pacchetti con le indicazioni in x e y della propria posizione, quindi si è pensato di inserire un blocco derivativo in x per calcolare la velocità  $VX_{patient}$ , e un blocco derivativo seguito da un blocco per filtraggio passa-basso in y, per ottenere così anche la velocità  $VX_{patient}$ .

Aspetto fondamentale di questo test è il campo di forza implementato e applicato in una ben determinata parte del test. Il campo in questione si crea attivando il motore del joystick tramite comandi provenienti dal modello Simulink, il quale imposta l'ampiezza del guadagno, la durata e la direzione della forza applicata alla mano del soggetto che sta realizzando il task. Unitamente alla conoscenza proveniente dalla letteratura e dai test precedentemente realizzati presso il Dipartimento, diverse prove sperimentali sono state effettuate per poter arrivare a scegliere l'entità di forza applicabile per riuscire ad ottenere risultati scientificamente interessanti e realistici.

Il movimento che il soggetto effettua nella fase in cui viene applicato il campo di forza è di tipo 'avanti-indietro', quindi si è deciso di applicare una forza che in ogni momento è ortogonale alla direzione del movimento, quindi destra/sinistra o sinistra/destra (Fig. 2.5) a seconda di che movimento si sta effettuando: la direzione della forza applicata infatti è diversa a seconda del verso del movimento che il soggetto sta realizzando, ossia diretta verso destra quando il soggetto con il joystick si sposta in avanti, ossia si allontana dal corpo (movimento di *Reach*), mentre diretta verso sinistra nel movimento di riavvicinamento del braccio al torace (movimento di *Return*).

Il valore del guadagno è stato impostato a 3 e mantenuto costante in tutta la fase sottoposta al force-field. Per quanto riguarda la definizione della durata temporale del campo applicato, ne parleremo in modo più approfondito nella descrizione dell'unica fase del test in cui si è deciso di attuarlo (vedi Sez. 2.2.3).

Questo set sperimentale non è stato realizzato con la possibilità aggiuntiva di confrontare diversi e caratteristici feedback audio, come è stato invece fatto

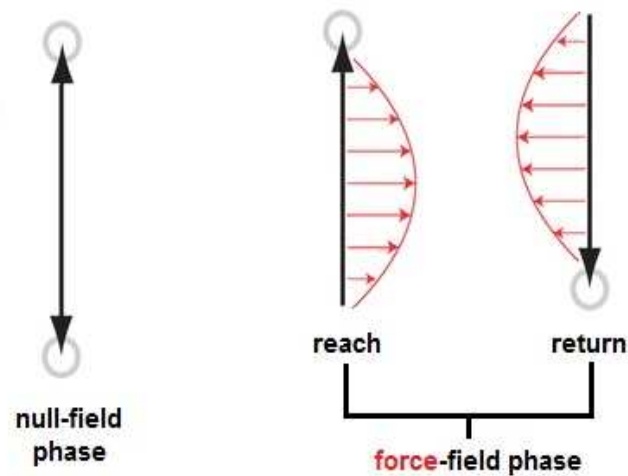


Figura 2.5: Campo di forza applicato nel test.

in precedenza [24], ma l'attenzione è stata invece focalizzata sul campo di forza e attività muscolari. Si è però deciso di fornire ugualmente un feedback sonoro standard, uguale per tutti i soggetti, attraverso un paio di cuffie che quest'ultimi hanno indossato per eseguire il test, in modo da fornire un piccolo aiuto ma soprattutto un'indicazione sulla tempistica di effettuazione dei movimenti. L'effetto sonoro è consistito infatti in un piccolo 'beep' emesso a intervalli di tempo regolari (1.5 - 1.8 - 1.8 secondi per i 3 task rispettivamente): questo segnale indicava al soggetto il momento in cui egli doveva partire con il movimento di reaching successivo, dopo essersi fermato del movimento precedente. In questo modo i movimenti erano scanditi in modo regolare: ovviamente poteva capitare che, soprattutto nelle prime prove, il soggetto faticasse a rispettare i tempi imposti dall'audio fornito, ma questo non ha influito assolutamente sulla corretta esecuzione dei task.

Al soggetto è stato chiesto di realizzare un movimento rapido, quasi impulsivo: quindi una volta giunto sul target obiettivo, egli aspettava la comparsa del target successivo più il nuovo segnale sonoro per poter ripartire con uno scatto per raggiungere il nuovo obiettivo; questo è stato fatto per evitare movimenti troppo ripetitivi e tali da non stimolare efficacemente i muscoli oggetto dello studio.

### 2.1.3 Elettromiografo - Pocket EMG

Per quanto riguarda invece il rilevamento dei segnali elettromiografici, si è provveduto ad utilizzare un dispositivo medico (93/42/CE) fornito dalla BTS Bioengineering, il **PocketEMG**, un elettromiografo per l'analisi dinamica dell'attività muscolare. Con PocketEMG, la selezione dei muscoli, la durata e la frequenza dell'acquisizione, i guadagni di amplificazione e il corretto posizionamento degli elettrodi diventano un'operazione facile e veloce. I dati acquisiti vengono raccolti ed elaborati grazie ad un'unità ricevente (detta anche Patient Unit) costituita da un Pocket PC che, con circa 300 grammi di peso e un ingombro ridotto, è ideale anche per un utilizzo con pazienti particolari, ad esempio con neonati.



Figura 2.6: Pocket EMG.

Lo strumento offre la possibilità di sfruttare fino a 16 canali elettromiografici, suddivisi quattro per ognuno dei quattro ingressi presenti sul dispositivo; ad ogni ingresso è possibile collegare una sonda a uno, due o quattro canali a seconda di quanti muscoli si vogliono analizzare. Sulla scheda analogica sono alloggiati 16 convertitori A/D che lavorano in parallelo senza utilizzo di multiplexer. Il segnale viene sovracampionato ad elevata frequenza (10 kHz) e filtrato digitalmente; gli amplificatori di segnale a bordo sono a guadagno variabile a 256 step selezionabili. Ogni sonda parte dall'unità di acquisizione con un unico cavo fino a raggiungere

un nodo, da cui si dipartono le derivazioni, sulle quali si trova il preamplificatore e le due clip, da posizionare sul singolo muscolo. È bene notare che il segnale elettromiografico è un segnale di piccola ampiezza (100.000 volte più piccolo della tensione elettrica di una normale batteria) e quindi l'amplificazione è di fondamentale importanza per portarlo ad un'intensità adeguata per le successive elaborazioni.

PocketEMG viene fornito con il software Myolab, che viene utilizzato per tutte le procedure in acquisizione in quanto si è scelto per praticità di lavorare in Remoto piuttosto che sul dispositivo locale; esso permette la visualizzazione, l'elaborazione e la refertazione dei segnali elettromiografici. Esso comprende anche un oscilloscopio software per la visualizzazione in tempo reale dei segnali e un database per l'organizzazione dei dati.

## 2.2 Protocollo Sperimentale

Come detto a inizio capitolo, il punto di partenza di questo lavoro è un progetto precedentemente pianificato e realizzato, che si è deciso di ampliare per analizzare in modo più approfondito alcuni aspetti di particolare interesse e molto trattati in letteratura negli ultimi anni.

Sulla base dei risultati ottenuti dai test sperimentali, questa tesi si propone di rilevare (o meno) la presenza di moduli motori specifici e ripetuti, applicati a diversi ambienti creati. Essi forniranno informazioni sull'attività muscolare specifica dell'arto superiore (destro in questo caso), con lo scopo di capire in quale modo possano dare un contributo all'accuratezza nel raggiungimento del target.

La seduta sperimentale a cui ogni soggetto è stato sottoposto è suddivisibile in due parti principali: la prima di 'test muscolare', la seconda di vero e proprio esercizio di reaching nel piano.

Per la sessione di test in questione, le persone a disposizione sono state sottoposte tutte all'intera procedura. Ogni soggetto che ha partecipato all'esercizio è stato sottoposto a 4 fasi distinte del test (1 di esercizio muscolare + 3 di reaching). Nel dettaglio:



1. MVC elettromiografico
2. Task Random
3. Task Learning
4. Task Retention

Prima del test è stata prevista una brevissima sessione di test dei segnali elettromiografici, definita ‘Prova di verifica del corretto posizionamento degli elettrodi’, con lo scopo di verificare appunto il corretto posizionamento e l’esatta rilevazione dei muscoli desiderati.

Per quanto riguarda la seconda parte del test, l’esperimento consiste in un esercizio di raggiungimento di un target, con feedback visivo fornito al soggetto. Lo scopo di quest’ultimo sarà raggiungere un target circolare rosso (obiettivo) in ogni suo spostamento su di uno sfondo nero. La posizione del soggetto è rappresentata tramite un pallino circolare verde e, quando il soggetto va a sovrapporsi al target obiettivo, questo sparisce per riapparire in un altro punto dello schermo. Nello specifico, la dimensione del raggio degli indicatori (pallino rosso e pallino verde) è stata fissata a 30 pixel.

Prima della fase di esercizio vero e proprio, per ognuno dei diversi task vi è tempo sufficiente per permettere al soggetto di posizionarsi con il pallino nella posizione di partenza (centro schermo per il *Random*, centro-sud per gli altri due task). L’avvio dell’esercizio è preceduto da un segnale sonoro, un ‘beep’ dopo la comparsa del primo obiettivo da raggiungere.

L’ordine di esecuzione di tutto il test è scandito seguendo *obbligatoriamente* la successione delle fasi, proprio come sono state elencate. Prima dell’inizio del vero e proprio esercizio di reaching (quindi subito dopo la prova MVC), si è scelto di considerare una cosiddetta ‘Fase 0’ nella quale veniva chiesto al soggetto di impugnare il joystick, ed eseguire qualche movimento come spiegato dall’operatore, cioè andando a centrare il target di riferimento che si muoveva nel display. Questa fase è risultata fondamentale ai fini pratici dell’esercizio, perchè è stata data la possibilità al soggetto di prendere dimestichezza con il joystick valutandone la



sensibilità agli spostamenti, la velocità di risposta a video, la fluidità nella rappresentazione ed altre proprietà simili, per permettergli di intraprendere il test vero e proprio con almeno una minima conoscenza dello strumento di lavoro.

All'arrivo, ogni soggetto è stato fatto spogliare solo nella parte superiore del tronco, in modo tale che le zone interessate dal posizionamento degli elettrodi fossero completamente libere da ingombri. Successivamente è stato fatto sedere sulla postazione adibita per il test e l'operatore si è preoccupato di regolare la seduta in altezza (tale per cui il soggetto aveva il braccio libero da impedimenti) e in vicinanza al joystick, in quanto ogni persona che ha affrontato il test doveva essere nelle stesse condizioni di lavoro: polso e gomito alla stessa quota da terra, angolo tra braccio e tronco di circa  $45^\circ$  e angolo tra braccio e avambraccio di circa  $90^\circ$ .

Il test di reaching ha una durata effettiva pari a circa 300 secondi (5 minuti), a cui però bisogna aggiungere i tempi ben più lunghi per la preparazione del soggetto (applicazione elettrodi), il test muscolare e quello di MVC, oltre che la pausa di 5 minuti tra la fase di Learning Task e Retention Task, che spiegheremo più in là (vedi Sez. 2.2.4); ecco perchè è stata stilata una tabella per la convocazione dei soggetti in modo tale da poterne testare 2/3 al giorno.

I test sono iniziati il 25 Febbraio 2014 e si sono conclusi il 4 Marzo 2014, per un totale di 12 partecipanti; sono state testate rispettivamente 2 persone il 25/02, 3 persone il 26/02, 3 persone il 27/02, 2 persone il 03/03 e 2 persone il 04/02.

I test si sono svolti presso il Dipartimento di Tecnica e Gestione dei sistemi industriali (ufficio Robotica) sito in Via Venezia 1, Padova. È stata messa a disposizione una stanza nella quale si è cercato di limitare al minimo tutte le possibili fonti di distrazione per i soggetti. Inoltre è stata regolata l'illuminazione sul display per evitare i riflessi della luce del sole e durante l'esecuzione dei test non era permesso a nessuno di entrare. Nelle diverse fasi dell'esercizio i soggetti sono stati minuziosamente monitorati per cercare di rilevare se grossolani errori nel target tracking fossero condizionati da particolari agenti esterni, magari non considerati a priori (come ad esempio un rumore esterno, un cambio di impugnatura, ecc.), se la posizione mantenuta dal soggetto fosse stabile e se gli elettrodi rimanessero fissati in modo corretto.

Progressivamente all'esecuzione dei test, è stata compilata una tabella riassuntiva contenente tutte le informazioni riguardanti ogni soggetto, come eventuali situazioni singolari verificatesi nell'esecuzione del test, specificando il task e, se possibile, l'istante di tempo nel quale tale irregolarità si è verificata.

## **PROBLEMI RISCONTRATI**

Ancor prima di sottoporre i soggetti al test sviluppato nel seguente progetto, si è provato ad ipotizzare un possibile insieme di problematiche che nel corso dei test potesse compromettere la corretta valutazione degli esercizi.

Nel caricare il programma elaborato, i problemi principali riscontrati erano legati alla visualizzazione dei target a video, che qualche volta all'avvio di uno qualsiasi dei task non comparivano nella schermata dedicata al soggetto, oppure legati a Matlab che risultava un pò lento nel momento del caricamento (anche se ciò non influenzava in alcun modo l'esecuzione dell'esercizio).

Errori più rilevanti sono stati causati dal PocketEMG utilizzato, in modo particolare dalla connessione Wifi esistente tra Pocket e Pc: è capitato che durante l'esecuzione di alcune prove la connessione cadesse e creasse problemi nel salvataggio dei dati. Per ovviare quindi a questo problema, in questi casi si è proceduto al salvataggio dei dati in locale e al download su pc in un momento successivo al termine dell'intero esperimento.

## **POPOLAZIONE**

È stata presa in considerazione una popolazione di 12 soggetti (età media di 26.14 anni, 6 uomini e 6 donne), privi di alcun tipo di disabilità motoria e gravi difetti agli apparati visivo e uditivo. Lo studio su soggetti sani è stato imposto da ragioni di comodità e di tempistica, e i risultati ottenuti possono essere utilizzati per caratterizzare, anche a livello muscolare, la normale risposta di un soggetto sano ad una determinata tipologia di feedback di forza; questi possono rappresentare la base per confronti futuri con altre tipologie di soggetti ed, in particolare, possono essere anche estesi allo studio di pazienti colpiti da ictus. Prima dell'ese-

cuzione del test ad ogni soggetto sono stati chiesti alcuni dettagli, per capire se fosse o meno idoneo a svolgere l'esercizio e per interpretare al meglio i risultati ottenuti. Sono state prese informazioni riguardanti: eventuali deficit della vista e/o dell'udito per avere la certezza che i feedback venissero colti appieno, eventuali problemi di mobilità dell'arto impiegato nel test per non dover attribuire una cattiva performance a problemi preesistenti, se si pratica uno sport e con che frequenza, per capire se il soggetto poteva aver sviluppato una sensibilità particolare dell'arto in questione.

Non è emerso alcun caso particolare e le persone contattate sono state tutte selezionate per il test; in particolare, sapendo quali persone possedevano difetti alla vista, in fase di test si è prestata attenzione che queste utilizzassero gli occhiali o le lenti per non avere una prova falsata.

### **VERIFICA CORRETTO POSIZIONAMENTO ELETTRODI**

Prima di passare a descrivere questa part introduttiva al test, occorre soffermarsi sulla scelta dei muscoli operata. Le informazioni raccolte in letteratura 1.5, 1.6, 1.7 riguardo tipologie e numero di muscoli usati solitamente nel rilevamento elettromiografico durante i task di reaching, hanno portato il gruppo di lavoro a scegliere i 10 muscoli seguenti [46]:

- AD - *Anterior Deltoid*: è un muscolo che ricopre l'articolazione della spalla nella parte clavicolare, e prende parte ad azioni quali flessione (o elevazione) fino a 180°, flessione (o adduzione) in orizzontale, abduzione (soprattutto a braccio extrarotato) fino a 180°, inoltre partecipa debolmente all'intrarotazione del braccio;
- TP - *Trapezius*: è un muscolo che si origina nella nuca e ha inserzione nel margine posteriore della clavicola, margine mediale dell'acromion e spina della scapola. Le azioni in cui si attiva sono: elevazione, abbassamento, adduzione, rotazione esterna della scapola; estende la testa ruotandola verso il lato opposto, estende, ruota, inclina lateralmente la testa e la colonna cervicale, inoltre partecipa indirettamente alla flessione e abduzione del braccio elevando la scapola da circa 60° in poi.

- IS - *Infraspinatus*: entra in rapporto con trapezio e deltoide (muscoli di nostro interesse) mediante la faccia superiore, parzialmente ricoperta dai due muscoli; ha forma triangolare appiattita e, con la sua contrazione, ruota esternamente il braccio, completa l'abduzione e stabilizza l'articolazione scapolomeroale quando l'arto è completamente abdotto.
- PM - *Pectoralis Major*: muscolo superficiale del torace che assume una forma quadrangolare quando il braccio è pendente ed una forma triangolare quando il braccio è completamente flesso; esso permette molte funzioni del braccio, come la flessione (o adduzione) in orizzontale, flessione (elevazione), estensione (abbassamento), adduzione, anteposizione e rotazione interna (intrarotazione) dell'omero; prendendo invece punto fisso sull'omero solleva il tronco, e inoltre è un muscolo inspiratorio accessorio.
- TR - *Triceps*: è il più importante muscolo posizionato nella regione posteriore del braccio; favorisce l'estensione dell'avambraccio sul braccio e, inoltre, ha anche il compito di addurre, estendere, estendere in orizzontale, e retroporre il braccio, oltre che un ruolo importante nella stabilizzazione della spalla.
- BI - *Biceps*: è il più grande muscolo anteriore del braccio ed è l'antagonista del muscolo tricipite; l'azione generale è quella di flettere l'avambraccio sul braccio, flettere il braccio sulla spalla, supinare il palmo della mano durante la flessione dell'avambraccio grazie al ruolo di extrarotatore di tale segmento; partecipa debolmente all'extrarotazione del braccio.
- EC - *Extensor Carpi ulnaris*: è un muscolo della loggia posteriore e superficiale dell'avambraccio; il suo compito è quello di estendere la mano sull'avambraccio e inclinarla dal lato ulnare.
- FC - *Flexor Carpi radialis*: è uno dei muscoli dello strato superficiale anteriore dell'avambraccio; con la sua azione esso flette la mano e l'avambraccio, ruotandoli all'interno (pronazione), inoltre ha anche una componente di adduzione sulla mano.

- MD - *Medial Deltoid*: anch'egli ricopre l'articolazione della spalla, ma a livello acromiale. È un muscolo che abduce e flette (soprattutto a braccio intrarotato) fino a 180°, partecipa debolmente all'extrarotazione e all'estensione orizzontale del braccio.
- PD - *Posterior Deltoid*: come Mediale e Anteriore ricopre la spalla, ma in questo caso a livello spinale; si occupa di estensione (o abbassamento), estensione (o abduzione) in orizzontale, adduzione, retroposizione, inoltre partecipa all'extrarotazione del braccio.

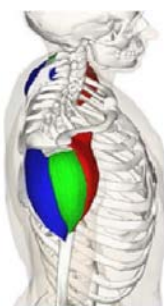


Figura 2.7: AD-  
MD-PD

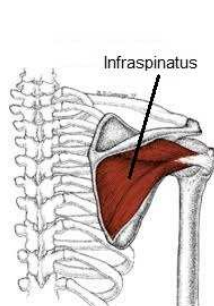


Figura 2.8: IS



Figura 2.9: BI

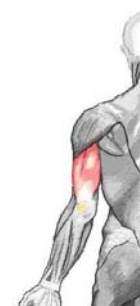


Figura 2.10: TR

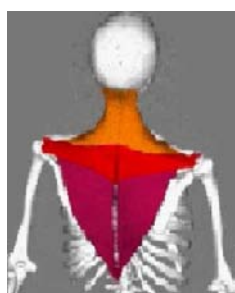


Figura 2.11: TP



Figura 2.12: EC



Figura 2.13: FC

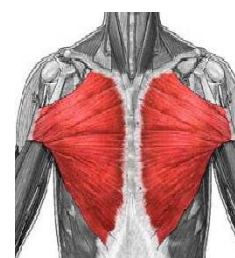


Figura 2.14: PM

Nel caso di studio sono stati utilizzati elettrodi di superficie circolari in foam, di dimensioni ridotte (diametro 26 mm), pregellati con gel solido dotato di captatore in Ag/AgCl; questa scelta ha reso la sperimentazione indolore e non invasiva per i soggetti che si sono resi disponibili. Per questa modalità di rilevamento del

segnale sono stati applicati due elettrodi bipolari nella zona centrale di ogni muscolo da analizzare, con una distanza tra il centro degli elettrodi di circa 26 mm, così da rendere possibile l'osservazione - durante la contrazione muscolare - di una variazione della distribuzione di potenziale.

Per una corretta effettuazione delle prove è necessario che la zona in cui vengono applicati gli elettrodi sia priva di lesioni e opportunamente pulita al fine di ridurre la resistenza data dalla pelle, considerata la piccola entità del segnale elettrico da rilevare; per questo motivo si è provveduto a pulire la cute con delle salviette monouso disinfettanti, in modo tale da esser certi della buona riuscita della rilevazione, e anche per evitare eventuali distacchi dalla cute in un istante qualsiasi dell'esecuzione dell'esperimento, che porterebbe a errate rilevazioni sul segnale.

Oltre alle 10 coppie di elettrodi, una per ogni muscolo scelto, un altro elettrodo è stato posizionato in corrispondenza del gomito sinistro o di una sporgenza ossea della spalla sinistra: questo è stato collegato con un cavo al Pocket ed ha avuto la funzione di ground del segnale, necessario in queste forme di acquisizioni. Per la corretta applicazione degli elettrodi sui muscoli voluti, l'operatore ha chiesto al soggetto di realizzare alcuni piccoli movimenti mirati all'attivazione del particolare muscolo interessato (ad esempio adduzioni, abduzioni, resistenze a forze impresse ecc). Una volta che tutti gli elettrodi sono stati posizionati, si è proceduto con il test ad elettromiografo attivo: utilizzando il Pocket, e successivamente anche salvando i dati, l'operatore ha fatto ripetere al soggetto gli esercizi fatti durante il posizionamento, in modo da visionare il segnale effettivo proveniente da ogni elettrodo.

Nel dettaglio, i passaggi compiuti con l'utilizzo del Pocket sono stati i seguenti:

- si è scelto di ottenere i dati direttamente a pc, quindi al momento di impostare il Pocket si è scelto di utilizzare la modalità di acquisizione *Remota*, così che a fine acquisizione la rilevazione elettromiografica venisse salvata su Pocket ma soprattutto sul pc in cui era installato il software Myolab, così da poter essere immediatamente visionati. Prima di accedere a questa modalità, occorre sempre controllare che il collegamento wifi fosse attivo, così da evitare errori al termine di una rilevazione e possibili perdite di dati;

- una volta entrati in modalità Remota, appare la schermata *Selezione Protocollo*, che permette di selezionare un protocollo tra quelli precedentemente creati dall'utente o, se non è stato creato ancora nessun protocollo, sarà possibile utilizzare il protocollo di default. Ovviamente nel nostro caso è stato predisposto un protocollo utilizzabile in tutte le fasi del test, impostando i vari parametri tra cui la frequenza di acquisizione, scelta pari a 2 kHz;
- nella successiva schermata *Setup Sonde* vengono visualizzate le voci del protocollo (muscoli, articolazioni) con associate il canale che acquisisce fisicamente il dato. Quindi ad ogni segnale è stato associato un nome specifico, che rifletteva anche il nome del muscolo di riferimento, la relativa porta d'ingresso, il tipo di sonda (per noi 'di superficie'), e lo stato della sonda, ossia se nel canale è inserito o meno un dispositivo di acquisizione;
- step successivo riguarda la schermata *Impostazione Guadagni*, che permette di stabilire il guadagno corretto in base all'intensità della contrazione muscolare, che può variare a seconda del muscolo prescelto, del soggetto, del tipo di esercizio ecc. Pertanto, una volta posizionati gli elettrodi ed effettuate tutte le connessioni, prima di acquisire si è sempre proceduto alla prova di monitoraggio dell'attività muscolare per qualche secondo, in modo da verificare se l'intensità del segnale fosse troppo bassa o se, al contrario, fosse così elevata da saturare. La scelta del range è stata effettuata con molta attenzione perché ha effetto non solo sulla visualizzazione ma anche e soprattutto sul segnale acquisito;
- ultima fase effettuata sul Pocket è la predisposizione all'*Acquisizione*: per far ciò è necessario 'armarlo', ed è possibile solo se non ci sono dati memorizzati localmente sul PocketEMG (in tal caso sono stati cancellati). Una volta armato il sistema, è stato possibile controllare l'acquisizione solo da pc remoto

Il PocketEMG rimaneva su questa schermata fino alla fine della sessione di acquisizione; a livello remoto era possibile interrompere l'acquisizione e procedere

con le successive, e al termine di ogni acquisizione veniva effettuato il download automatico dei dati.

### 2.2.1 MVC Elettromiografico

Una volta controllata la corretta applicazione degli elettrodi in corrispondenza dei 10 muscoli prescelti, si è passati alla seconda parte preliminare dei test muscolari. Come verrà poi spiegato nel cap. 3, durante la fase di analisi dei risultati le rilevazioni muscolari acquisite verranno confrontate tra le diverse fasi dell'esercizio di uno stesso soggetto e anche tra soggetti diversi. Occorre però ricordare che i partecipanti differiscono per sesso, età, capacità muscolare (intesa come tipo di sport praticato o meno, o in ogni caso il livello di utilizzo quotidiano dell'arto che porta ad una diversa entità muscolare) e altre particolarità: quindi per poter confrontare i risultati tra soggetti diversi occorre normalizzare i dati, in modo da giungere ad una base comune per l'analisi. Per questo motivo si è deciso di registrare le massime attività muscolari di ogni soggetto e, come fatto anche in molti altri studi precedenti [44] [47], utilizzare questi valori per la successiva normalizzazione dei dati.

Questa fase è denominata MVC proprio per il riferimento alla **Maximum Voluntary Contraction**, che definiamo come la massima forza che un soggetto può produrre in uno specifico esercizio isometrico, cioè la massima quantità di stress muscolare che si può generare e mantenere, però nel breve periodo (quasi istantaneo). Il soggetto ha dovuto realizzare una contrazione muscolare massima per ogni muscolo interessato e, per facilitare l'operazione, l'operatore ha proposto gli stessi semplici esercizi utilizzati nella fase precedente per l'applicazione degli elettrodi, così da esser certi della corretta stimolazione muscolare e per evitare movimenti ambigui per il soggetto stesso.

Un esempio della contrazione muscolare del Deltoide Anteriore di un soggetto è visualizzato in figura 2.15, dove si può vedere che attorno all'istante temporale di 5 secondi l'ampiezza (in mV) del segnale muscolare assume valore massimo e si può quindi concludere che in corrispondenza di quell'istante il soggetto ha realizzato un corretto movimento per stimolare principalmente il deltoide.



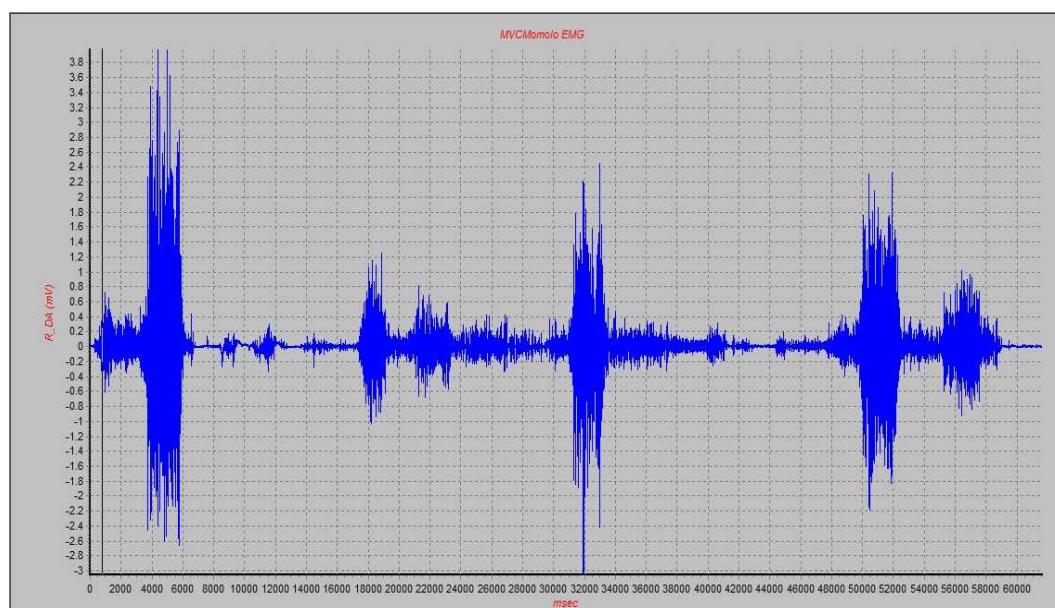


Figura 2.15: Esempio di una massima contrazione.

In realtà si può vedere che il muscolo assume valori abbastanza elevati anche in altri momenti della rilevazione, che però non corrispondono a momenti di massima contrazione volontaria: molto probabilmente il deltoide anteriore si è attivato nella stimolazione volontaria di uno degli altri 9 muscoli, con cui collabora, e quindi sono state rilevate anche queste variazioni di ampiezza del segnale.

Anche in questo caso i dati sono stati registrati tramite software MyoLab, in modo da poter essere usati per la successiva normalizzazione, ma anche per controllare la bontà dei risultati e per evitare che la massima contrazione potesse superare il range di ampiezza impostato per ogni muscolo, portando alla perdita del massimo valore e quindi poi ad un'errata normalizzazione.

### 2.2.2 Task Random

Con questa fase inizia il vero e proprio test d'interesse scientifico.

L'obiettivo richiesto è semplicemente quello di raggiungere, al meglio delle possibilità, l'indicatore circolare di colore rosso rappresentato a video. Il soggetto è stato istruito su postura e comportamenti corretti da tenere durante la fase di test; è stato inoltre informato della modalità (audio) e della tipologia del feedback che gli sarebbe stato fornito. Come detto, prima dell'inizio di questa fase del

test, al soggetto è stato presentato un training di prova, necessario per prendere confidenza con il joystick.

Il joystick deve essere impugnato tra le due fasce evidenziate in rosso, la mano deve chiudersi completamente attorno ad esso, senza però caricarlo con il peso del braccio e il polso non deve mai torcersi ma rimanere sempre il più dritto possibile, in modo da tenere sempre i muscoli attivi ed evitando di perdere qualche importante rilevazione.

Dopo aver ricordato gli aspetti fondamentali e fatto indossare le cuffie per il feedback sonoro, l'operatore ha impostato i dati del soggetto sul software Myo-Lab e sulla GUI dell'esperimento: dopo aver caricato i parametri prescelti su quest'ultima, il task è stato avviato.

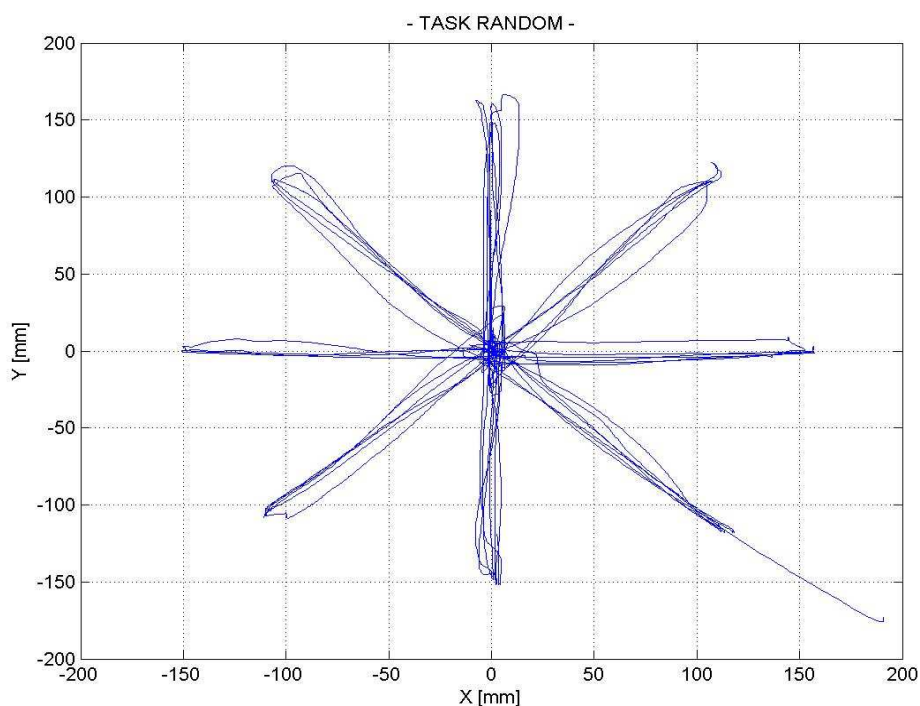


Figura 2.16: Movimenti di un soggetto nel task Random.

Il primo Task è stato definito **Random** per la disposizione casuale dei target obiettivi sullo schermo del soggetto; in questa fase sono state create 8 posizioni possibili disposte su di una circonferenza di raggio 150 mm, più la posizione a centro schermo che veniva proposta al soggetto dopo ognuno degli altri target.

Le posizioni sulla circonferenza sono state ripetute per 3 volte ciascuna: all'atto pratico, i target delocalizzati erano intervallati dal target a centro schermo, quindi dopo ogni raggiungimento il soggetto tornava sempre nell'origine posta al centro (quindi in realtà i soggetti, rispetto alle fasi di Learnign e Retention, non hanno compiuto dei movimenti completi, ma in genere a metà distanza). La figura 2.19 spiega in modo più chiaro ciò che è stato appena enunciato, mostrando i movimenti tenuti da un soggetto durante la sua esecuzione del Random Task.

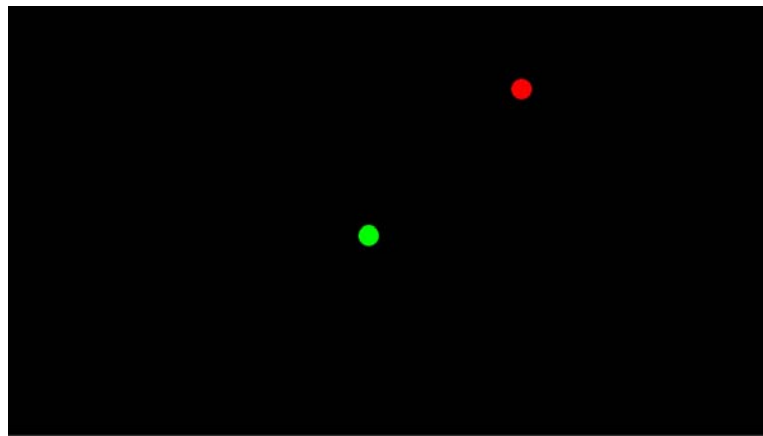


Figura 2.17: Schermata - Random Task.

Specificatamente, le coordinate di comparsa sono state il punto centrale ( $x = 0, y = 0$ ), i 4 punti cardinali Nord ( $x = 0, y = 150$ ), Sud ( $x = 0, y = -150$ ), Est ( $x = 150, y = 0$ ), Ovest ( $x = -150, y = 0$ ), più gli altri 4 punti intermedi, ossia Nord-Est ( $x = 106.07, y = 106.07$ ), Nord-Ovest ( $x = -106.07, y = 106.07$ ), Sud-Est ( $x = 106.07, y = -106.07$ ) e Sud-Ovest ( $x = -106.07, y = -106.07$ ).

La durata temporale totale del task è di circa 90 secondi, per un totale di 49 movimenti completi (oltre il primo movimento per raggiungere il centro schermo).

### 2.2.3 Task Learning

L'inizio di questo task si è attuato dopo una pausa di circa 60 secondi, cioè il tempo di verificare il corretto salvataggio dei dati acquisiti nel task precedente e impostare l'interfaccia GUI dell'esercizio e il software MyoLab per la nuova acquisizione. A differenza del primo task realizzato, che proponeva movimenti in varie direzioni e quindi anche una particolare stimolazione dei diversi muscoli,

questa fase prevede un semplice movimento di tipo ‘avanti/indietro’, quindi ci si aspetta anche un cambiamento a livello di attivazione muscolare (Fig. 2.18 che poi andremo a studiare).

Questa fase è la più lunga dell’intero esperimento, con una durata di circa 180 secondi in cui effettuano in totale 98 movimenti (Fig. 2.18), 49 definiti movimenti di *Reach*, cioè che si realizza con un allungamento verso avanti del braccio e a schermo si visualizza come uno spostamento da sud a nord ( $x = 0$  e  $y$  che varia da -150 a +150); gli altri 49 movimenti sono definiti di *Return*, e presentano medesima direzione ma verso opposto, quindi un riavvicinamento del braccio al tronco e uno spostamento a video da nord a sud ( $x = 0$ ,  $y$  da +150 a -150).

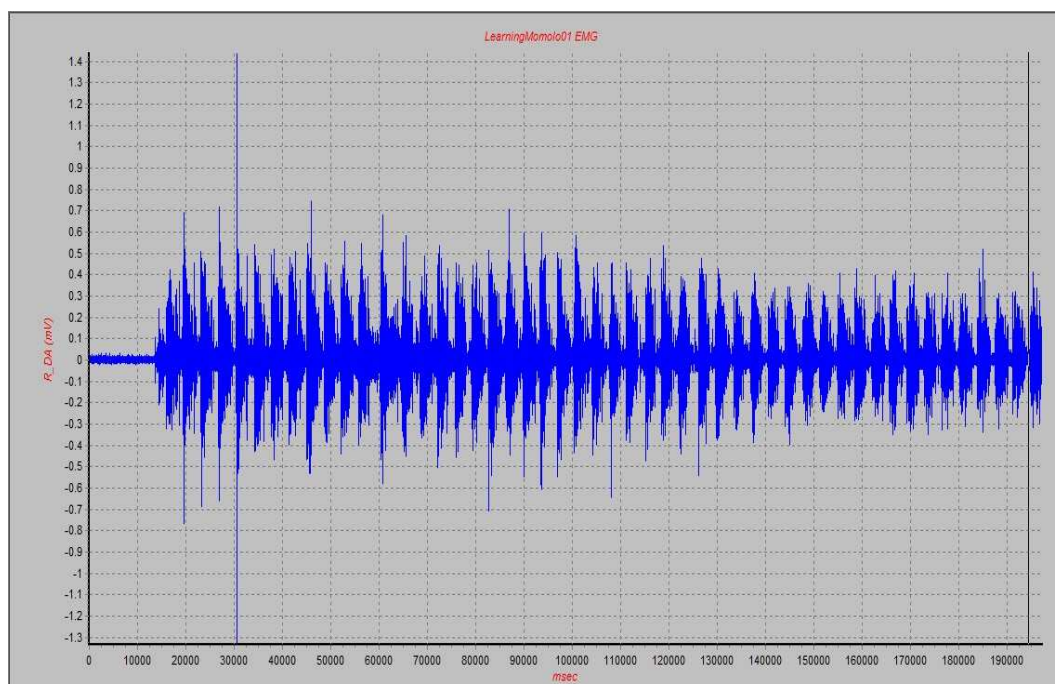


Figura 2.18: Attivazione del Deltoide Anteriore di un soggetto nel Learning Task.

Le caratteristica fondamentale di questa fase, che è quella più importante perchè ci permette di studiare dei comportamenti particolari dei soggetti, è l’inserimento del feedback di forza sul joystick comandato del soggetto, obbligando quest’ultimo a vincere la resistenza al moto e quindi a tenere un comportamento diverso rispetto alle altre parti del task.

Questa sezione del test è denominata **Learning** a causa delle diverse parti in cui è stata ideata e divisa per la successiva analisi. Le diverse parti individuabili sono:

1. BASELINE - cicli 1:14 - è la parte iniziale del task, in cui il soggetto effettua i primi movimenti e prende confidenza con il procedimento ripetitivo di avanti/indietro
2. ADAPTATION EARLY - cicli 15:28 - questa fase, formata da 14 cicli(movimenti) come le altre, rappresenta il primo approccio del soggetto con il nuovo ambiente di lavoro proposto, in cui compare il campo di forza; il primo step in cui viene inserito il campo di forza sul joystick è il quindicesimo ciclo, ed è un movimento di Reach(in avanti), quindi con forza perpendicolare che spinge verso la destra del soggetto
3. ADAPTATION MEDIUM - cicli 29:42 - questi 14 cicli rappresentano la seconda fase in cui il soggetto si muove nel campo di forza
4. ADAPTATION LATE - cicli 43:56 - ultimi 14 cicli in cui il soggetto si muove con il campo di forza attivo; questa e le due fasi precedenti sono chiamate 'adaptation' poichè si suppone che il soggetto sottoposto al campo di forza si stia adattando a tale situazione
5. RE-ADAPTATION EARLY - cicli 57:70 - questa fase di 14 cicli rappresenta il primo approccio del soggetto con l'ambiente di lavoro ripristinato, ossia il ritorno alla situazione di inizio test senza force-field; il cinquantasettesimo ciclo è di nuovo un movimento di Reach ed è il primo in cui viene tolto il campo di forza sul joystick (è stato scelto un movimento di Reach per uniformarsi con il primo movimento di cambio nella fase di Adaptation Early)
6. RE-ADAPTATION MEDIUM - cicli 71:84 - questi 14 cicli rappresentano la seconda fase in cui il soggetto si muove nell'ambiente riportato alla condizione iniziale; la fase precedente, la presente e la successiva sono denominate 're-adaptation' poichè si suppone che il soggetto si stia appunto riadattando all'ambiente privo di forza già sperimentato ad inizio task

7. RE-ADAPTATION LATE - cicli 85:98 - ultimi 14 cicli dell'intero task Learning, sempre senza feedback di forza; al raggiungimento del 98° ciclo il soggetto è stato stoppato e il task si è concluso (con un movimento di Return a completare e avere un numero equivalente di Reach e Return)

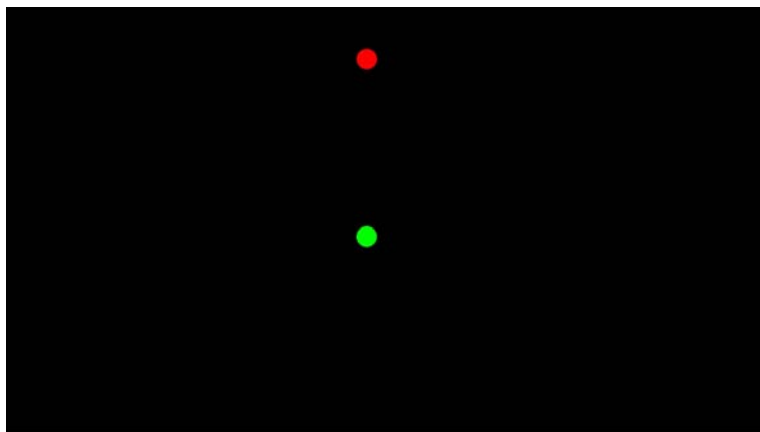


Figura 2.19: Schermata - Learning Task.

Il soggetto era già a conoscenza dal task precedente del tipo di feedback sonoro fornito e non è stato informato sulla presenza di un feedback aggiuntivo inserito in questa fase, ossia del campo di forza; lo scopo è stato quello di non creare nel soggetto un comportamento particolare nell'attesa di questa comparsa, di evitare una preparazione a livello psicologico del soggetto e di sfruttare l'effetto di imprevisto che sarebbe apparso, sia a livello di movimento del target (come poi si vedrà nell'analisi, Cap. 4) che di comportamento muscolare.

#### 2.2.4 Task Retention

Quest'ultima fase è stata creata per studiare un eventuale fenomeno di Retention (da cui viene appunto il nome della fase stessa), cioè per analizzare se il soggetto ha mantenuto o meno una certa conoscenza dell'ambiente di lavoro a cui è stato sottoposto, in questo caso riferito ai moduli motori e non al campo di forze imposto.

Dopo la fase di Learning, al soggetto è stato chiesto di riporre il joystick nella sua

posizione di inizio task (in basso a destra), di appoggiare il braccio destro usato nel test sulla gamba o comunque in una posizione stabile, e di mantenerlo fermo per 5 minuti, senza effettuare altri movimenti particolari.

Dopo l'attesa, al soggetto è stato sottoposto questo ultimo task, che corrisponde nella pratica alla fase *Baseline* del task Learning, ossia 14 cicli di movimenti avanti-indietro senza alcun feedback di forza, quindi in un campo libero. Anche in questa fase è stato fornito il solito feedback sonoro, che è servito al soggetto per mantenere una certa regolarità nei tempi del movimento.

Come già specificato, al termine di ogni esecuzione è stato possibile salvare i dati relativi all'esercizio svolto. Premendo il tasto 'Stop' sul software MyoLab viene salvato un file in estensione .tdf che contiene i tracciati dei 10 diversi muscoli rilevati nel determinato task realizzato.

Mediante il tasto 'Stop' dell'interfaccia GUI dell'esperimento, invece, nella cartella di riferimento è stato salvato un file.mat del relativo task, con al suo interno:

- la struttura *joystick*, che contiene le informazioni relative al dispositivo utilizzato nel test (il joystick appunto), quali ad esempio il nome, il range, il guadagno unitario, la tolleranza
- la struttura *mdl*, che rappresenta il modello Simulink utilizzato nel test, con dati specifici riguardanti ad esempio il `targetLineHandles`, il `targetMarkerHandles`, il tuning e altri
- la struttura *obj*, che contiene i valori delle variabili utilizzati nella GUI, e che rappresentano i parametri definiti nel file Excel di pianificazione e caricato al momento di esecuzione (ad esempio gli effetti, i tempi, gli step ecc)
- la struttura *task*, in cui vengono memorizzati tutti i dati relativi allo specifico task, quali il nome (ad es. "Task 2 - VF + TG Random Centered"), il numero di step previsti, tempo totale in secondi, tempo di sincronizzazione, informazioni sui feedback (visivo, forza, tattile) e sul target
- la struttura *ref* in cui vengono memorizzate tutte le informazioni legate al target di riferimento, quali ad esempio la posizione nel piano visualizzato a schermo, il numero di step, le velocità in x e y



- la struttura *subj* che contiene i dati relativi alla prova sostenuta, in particolare: nome e cognome del soggetto in questione, numero di step effettivamente sostenuti e durata effettiva del task in secondi, tempi di sincronizzazione (che utilizzeremo poi per sincronizzare i dati cinematici con quelli rilevati dall'elettromiografo), numero di step rapportati ai tempi di sincronizzazione (quindi per ogni istante è precisato il relativo step di movimento), giorno e ora di esecuzione, effetti applicati, posizione istantanea in x e y del target verde (corrispondente al soggetto), velocità istantanea calcolata in x e y.

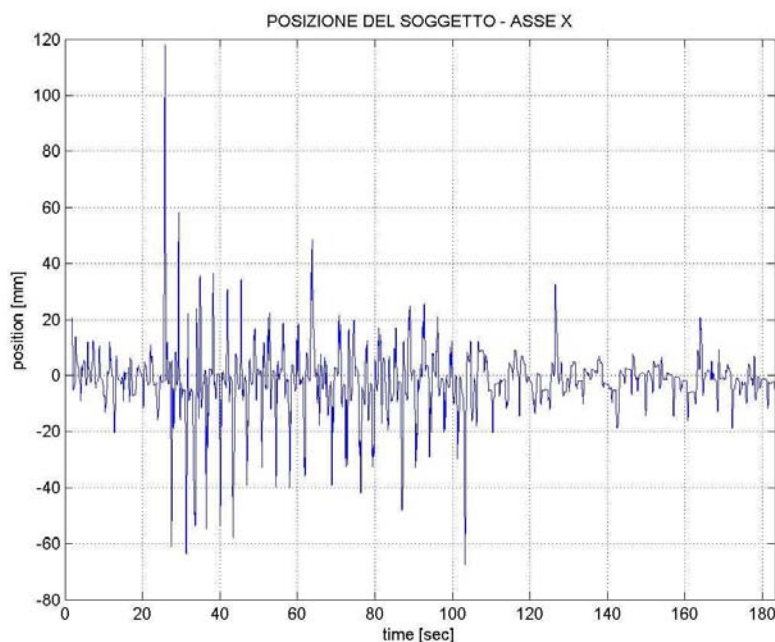


Figura 2.20: Posizione del soggetto durante.

Posizione e velocità saranno di fondamentale importanza nell'analisi cinematica post test, in particolare nel *LearningTask* per rilevare se c'è stato o meno adattamento all'ambiente sperimentale. Vediamo in Fig. 2.20 l'andamento della posizione in x del soggetto proprio durante il task con il campo di forza: esso sarà fondamentale per studiare le differenti fasi, in quanto rileva la perturbazione sul movimento data dalla forza applicata al joystick (come ben si può notare in figura dall'istante 25 in poi).



Progressivamente all'esecuzione dei test, è stata compilata una tabella riassuntiva 2.21 contenente tutte le informazioni raccolte precedentemente riguardanti ogni soggetto (ossia i dati relativi alle domande personali fatte al momento del reclutamento e/o subito prima del test), la cronologia dei task, e eventuali situazioni singolari verificatesi nell'esecuzione del test, specificando il task e, se possibile, l'istante di tempo nel quale tale irregolarità è avvenuta (in modo da poter risalire a tale imprevisto anche nei dati registrati).

Possiamo già anticipare che l'analisi dei risultati sarà realizzata solo su 10 soggetti dei totali 12 poichè, come vedremo in modo specifico nel cap. 3, sono sorti dei problemi nell'acquisizione col Pocket per un soggetto e nella sincronizzazione dei dati elettromiografici con i cinematici in un secondo soggetto: si è preferito quindi toglierli dall'analisi complessiva, in quanto avrebbero portato soluzioni non omogenee e corrette dal punto di vista scientifico.

PIANIFICAZIONE TASK MOTORI - Analisi moduli motori											
DATA TEST	ORA TEST	SOGGETTO	SESSO	DATA DI NASCITA	ETA'	PROBLEMI UDITO	PROBLEMI ARTO DX	OCCHIALI O LENTI	IRREGOLARITA' TEST		
									DISTRAZIONE ENTITA'	ISTANTE	INTERRUZIONE TASK
27/02/14	14.00	Subj 1	F	11/6/88	26	No	No	Occchiali	No	-	No
26/02/14	14.00	Subj 2	F	14/9/84	30	No	2010 - Frattura scafoide polso	No	No	-	No
27/02/14	9.00	Subj 3	F	4/6/88	26	No	No	Occchiali	No	-	No
04/03/14	10.30	Subj 4	M	9/11/89	24	No	No	Occchiali	No	-	No
25/02/14	15.00	Subj 5	M	24/12/88	25	No	No	No	No	-	No
03/03/14	16.00	Subj 6	M	17/5/88	26	No	No	Occchiali	No	-	No
27/02/14	15.45	Subj 7	F	7/1/88	26	No	No	No	No	-	EMG-Learning non completo
26/02/14	9.00	Subj 8	F	11/4/88	26	No	No	No	No	-	No
26/02/14	11.00	Subj 9	M	10/5/88	26	No	No	No	No	-	Retention ripetuta per problemi Pocket
04/03/14	16.45	Subj 10	M	2/10/87	26	No	No	No	No	-	No
25/02/14	13.00	Subj 11	F	4/3/88	26	No	No	No	No	-	Problemi Rete Pocket (salvataggio)
03/03/14	13.00	Subj 12	M	17/9/87	27	No	No	No	No	-	Random 2 volte

Figura 2.21: Tabella con indicazioni sui soggetti e sul test.

## Capitolo 3

# Interfaccia di Analisi e Riconoscimento Moduli Motori

In questo capitolo viene presentata la parte di tesi dedicata all'elaborazione dei dati prima della vera e propria analisi statistica dei risultati. A questo scopo, è stata impiegata un'interfaccia preesistente adattata per questo studio.

Questa GUI fornisce un appropriato ambiente di lavoro per l'operatore che si appresta ad analizzare i dati rilevati: i risultati salvati dal test sperimentale sono infatti 'grezzi' (Raw Data) e, attraverso l'utilizzo di metodi appropriati, occorre associare i dati elettromiografici con quelli relativi alla performance del task (dati cinematici), trasformarli in strutture più facilmente trattabili ed estrarre i parametri d'interesse per il nostro studio.

Le tecniche di trasformazione applicate nello studio dei pattern di attivazione muscolare dipendono dal tipo di analisi che si intende effettuare, ed è possibile estrarre diverse informazioni dal segnale grezzo. In uno studio come questo, dove il principale interesse è la coordinazione muscolare, molti autori estraggono il cosiddetto involuppo lineare dai segnali EMG, quindi il nostro scopo sarà quello di ricavare informazioni quali: i moduli motori di ogni fase del test, i relativi coefficienti di attivazione muscolare, i coefficienti di correlazione tra i diversi moduli ricavati, la comparazione tra moduli ecc.

Essendo questo procedimento composto da vari step fondamentali e applicabile a tutti i soggetti indistintamente, si è deciso quindi di operare sui dati direttamente

con la GUI che ora andremo a presentare, grazie alla quale si sono ridotti i tempi di elaborazione e inoltre si è reso più omogeneo lo studio tra i vari soggetti in quanto, essendo fissati i vari passaggi, c'è la certezza che ogni blocco di dati ha subito tutte le varie operazioni di miglioramento/modifica in modo equivalente agli altri blocchi.

In Fig. 3.1 è presentata la schermata dell'interfaccia grafica attraverso cui l'operatore è andato ad agire sui dati.

É bene ricordare che alla fine del test, per ogni soggetto abbiamo ottenuto un file *.mat* per la performance dal punto di vista cinematico e un file *.tdf* per i segnali elettromiografici: ora, per poter rilevare i parametri d'interesse al nostro studio, occorre combinare questi due insiemi di dati e andare ad agire attraverso processi di miglioramento di segnali ed estrazione di loro parti specifiche per la nostra categoria di studi.

### 3.1 Procedura

Passiamo ora ad analizzare le varie azioni che chi scrive ha compiuto per la fase di elaborazione dei dati, spiegando da prima la struttura della GUI implementata, e passando poi alla spiegazione approfondita delle varie parti di calcolo. Va subito puntualizzato come l'ordine verticale dei bottoni presenti nell'interfaccia non sia casuale, ma indica proprio l'ordine con cui l'operatore dovrà procedere nell'elaborazione, poichè i dati utilizzati in una certa fase provengono dall'esecuzione della fase subito prima. Se quindi per un qualsivoglia motivo l'operatore salta un certo step, apparirà un errore che precisa l'impossibilità a procedere a causa della mancata presenza dei dati, derivante dalla mancata esecuzione di uno (o più) dei passaggi precedenti. In questo modo ci si assicura anche che tutti i soggetti abbiano ricevuto lo stesso trattamento e quindi i dati finali siano confrontabili in modo corretto.

Innanzitutto il file *.mat* e il file *.tdf* sono stati salvati in una cartella apposita, che porta il nome del soggetto a cui i dati stessi fanno riferimento; in questo modo alla fine ci siamo ritrovati ad avere una cartella per ogni partecipante alla

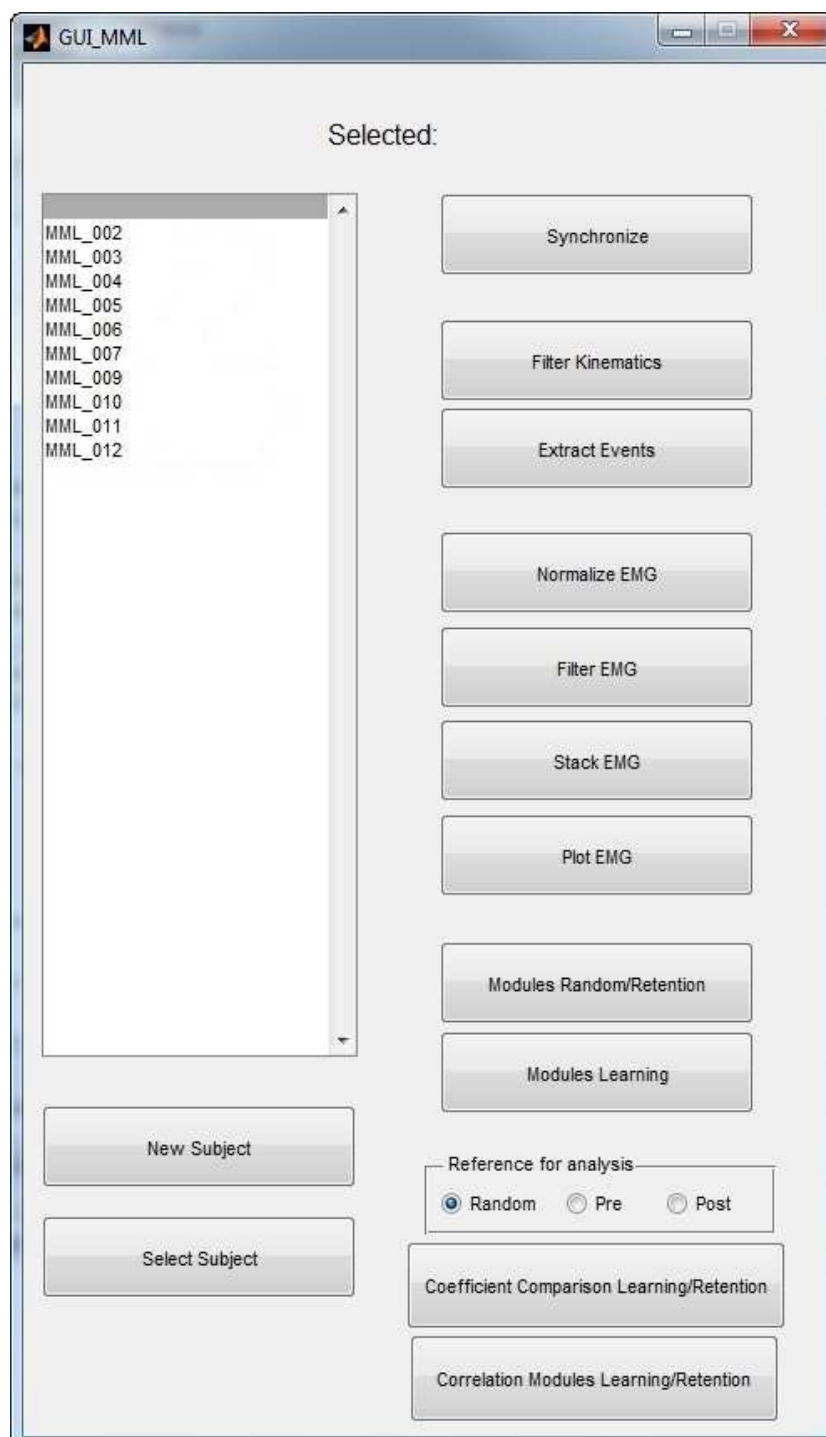


Figura 3.1: Pocket EMG.

sperimentazione, in cui sono stati poi memorizzati anche tutti i risultati dei vari processi matematici applicati.

- Primo passo da fare è il caricamento dei dati di un nuovo soggetto nell'ambiente di lavoro, per poterli poi elaborare; per far ciò, l'operatore clicca sul bottone *New Subject* che apre la finestra relativa alla cartella dei risultati globali, in cui è possibile scegliere la cartella specifica del soggetto che deve ancora essere trattato. Una volta scelto il soggetto, la GUI, tramite la funzione *importTrialData2*, preleva i file *.mat* e *.tdf* e li trasforma in unico file *rawData.mat*, contenente i dati cinematici, quelli elettromiografici e, con la function *getTrialInfo*, ricava ulteriori informazioni comuni, rendendo così il tutto elaborabile tramite il solo software Matlab.

Dopo aver creato l'unico file di dati, il nuovo soggetto inserito apparirà nella Listbox posta a sinistra nella GUI, assieme agli altri soggetti già caricati, in ordine alfabetico.

- Ora che i dati del particolare soggetto da elaborare sono caricati nel formato voluto, l'operatore può selezionarlo tra la lista dei presenti e cliccare il bottone *Select Subject*, in modo che l'interfaccia carichi il relativo file *rawData.mat* e si possa procedere con i passi successivi. A conferma della corretta scelta nella Listbox, in alto a destra apparirà il nome del soggetto selezionato in una casella di testo.
- Con i dati del soggetto a disposizione, si passa dunque alla prima fase di elaborazione dei dati (Sez. 3.2). Questa fase consiste nel sincronizzare le due scale temporali delle due diverse rilevazioni (cinematiche ed elettromiografiche), poichè provengono da 2 diversi dispositivi di acquisizione; per far ciò, l'operatore clicca semplicemente sul bottone *Synchronize*.
- Secondo passo consiste nella sola manipolazione dei dati cinematici (Sez. 3.3), in quanto essendo dati 'grezzi' devono essere trattati in modo da togliere rumori e disturbi rilevati durante l'acquisizione. Essendo questo step successivo alla sincronizzazione, l'operatore dovrà premere il bottone chiamato esattamente *Filter Kinematics*.

- A livello cinematico non ci interessa studiare tutta la rilevazione fatta, ma solo quella in cui il soggetto si stava muovendo; per questo motivo si passa a estrarre da tutti i movimenti solo il vero e proprio evento cinematico, che definiremo in modo dettagliato più in là (Sez. 3.4). Il bottone che attiva questa precisa function è l'*Extract Events*, ovviamente subito sotto al filtraggio.
- Si passa poi al trattamento dei segnali elettromiografici: come puntualizzato in precedenza, andremo a normalizzare, premendo il successivo bottone *Normalize EMG* (Sez. 3.5), i valori rispetto alla massima ampiezza di segnale rilevabile per ogni soggetto, per rendere omogenei i dati da confrontare.
- Anche i segnali EMG sono ‘grezzi’, in quanto contengono rumori e disturbi che si sommano al segnale puro al momento dell’acquisizione; tramite il successivo pulsante *Filter EMG* (Sez. 3.6), quindi, si procede alla trasformazione in dati più facilmente trattabili
- L’ulteriore passo da compiere con i dati EMG consiste nella creazione di una matrice che contiene tutti i segnali relativi ai movimenti di reach e di return, un dopo l’altro, organizzandoli in una sorta di pila, da cui il nome del pulsante *Stack EMG* che richiama l’apposita function (Sez. 3.7); ciò servirà per il successivo calcolo dei moduli motori
- Il successivo pulsante *Plot EMG* è una parte di pura visualizzazione dei segnali elettromiografici, divisi per ogni muscolo rilevato (Sez. 3.8)
- Dopo i vari processi di miglioramento dei dati, si giunge alla parte fondamentale dell’elaborazione, cioè il calcolo dei moduli motori dei task Random e Retention (tramite il pulsante *Modules Random/Retention*), e anche del più importante Learning task, tramite il separato bottone *Modules Learning* (Sez. 3.9)

Tutto ciò che abbiamo visto finora è servito ad estrarre i moduli motori e i relativi coefficienti di attivazione muscolare, ossia per raggiungere lo scopo per cui il nostro setup sperimentale è stato creato. In questa GUI si è deciso poi di

fare un ulteriore passo avanti, implementando altre 2 parti di elaborazione che permettono il confronto diretto tra i moduli appena calcolati, e quindi per la vera e propria analisi dei risultati.

- Col pulsante *Coefficient Comparison Learning/Retention*, si ottiene la correlazione esistente tra i moduli dei vari task. Grazie poi alla presenza del bottom group ‘Reference for analysis’, è possibile scegliere quale fasi confrontare, ma di ciò ne parleremo in modo approfondito successivamente (Sez. 3.10)
- Il secondo passo, che corrisponde al bottone *Correlation Modules Learning/Retention*, permette invece di vedere come i moduli di una fase agiscono in altre fasi di un task (Sez. 3.11), cioè di rilevare la loro attivazione in altri punti del test eseguito; anche qui, tramite il bottom group ‘Reference for analysis’, è possibile scegliere quale fasi del test confrontare

Dopo questa introduzione alla procedura di elaborazione dei dati acquisiti, passiamo nelle prossime sezioni alla discussione approfondita dei vari passaggi, ampliando alla spiegazione dei metodi matematici e ingegneristici utilizzati.

## 3.2 Sincronizzazione dati EMG e Joystick

Come detto precedentemente, per un’analisi completa è fondamentale far corrispondere i dati cinematici rilevati tramite l’interfaccia GUI dell’esperimento con i segnali elettromiografici acquisiti durante i test tramite il PocketEMG.

Le due componenti sono salvate nel medesimo file *rawData.mat*, ma occorre notare che non esiste una perfetta sovrapposizione istantanea tra le due scale temporali: le 2 rilevazioni infatti sono realizzate con due dispositivi diversi, e inoltre l’inizio della memorizzazione cinematica non avviene in perfetta concomitanza con l’inizio di quella elettromiografica, in quanto lo start viene dato dall’operatore, che ovviamente non riuscirà mai a dare un perfetto avvio simultaneo e ci ritroveremo ad avere sempre una sfasatura nella scala dei tempi dei due insieme di dati.



È bene anche specificare che, per quanto riguarda il rilevamento del segnale elettromiografico, il segnale di sincronizzazione assume valore 1 ad ogni raggiungimento, in modo da stabilire fine del movimento/inizio del successivo.

Per questo motivo il primo approccio alla rifinitura dei segnali si sviluppa con la sincronizzazione dei dati su una scala dei tempi comuni. Innanzitutto viene caricato il file di dati grezzi *rawData.mat* e i vettori dei tempi e delle ampiezze dei segnali di sincronizzazione *emg* e *joy* vengono memorizzati in delle nuove variabili; il processo di sincronizzazione avviene ad opera della function *syncData2*, che riceve in ingresso le nuove variabili create e fornisce le nuove scale temporali calcolate, le quali saranno salvate assieme ai dati raw in un'apposita cartella denominata *syncedData* e presente in ogni task di ogni soggetto.

```
timeEMG = rawData.emg.time;
syncEMG = rawData.emg.sync;
timeJOY = rawData.joy.time;
syncJOY = rawData.joy.sync;

[syncedData.emg.time, syncedData.joy.time] = syncData2(timeEMG, syncEMG, timeJOY,
syncJOY, rawData);
```

La funzione *syncData2* opera i seguenti passi: innanzitutto normalizza i valori delle ampiezze delle sincronizzazioni rispetto ai loro valori massimi e sottrae ai vettori dei tempi il loro valore iniziale, in modo da farli partire entrambi dal tempo 0. Secondo passo consiste poi nell'applicare una soglia (il cui valore è stato scelto pari a 0.5) ai valori di sincronizzazione dell'EMG, in modo da eliminare i falsi picchi rilevati e, contestualmente, vengono aggiustati i vettori dei tempi, cioè viene rilevata la lunghezza maggiore tra *emg* e *joy* e i due vettori vengono adeguati a tale valore.

Aspetto importante da considerare è la differenza nella frequenza di acquisizione utilizzata: si deve perciò uniformare anche questa variabile e si procede quindi trovando prima la frequenza di campionamento tramite l'inversa del massimo valore di differenza tra 2 istanti temporali, poi si crea un vettore di tempi con tale frequenza e si interpolano i vettori delle sincronizzazioni su questa nuova scala temporale, in modo da avere un pari numero di valori. Si va poi ad agire con successivi calcoli sui vettori temporali, trovando la complessiva differenza nel

vettore dei tempi e andando definitivamente a scalare e sincronizzare i due vettori dei tempi EMG e JOY.

Terminata questa procedura, si è deciso di far visualizzare all'operatore il risultato della sincronizzazione per ogni task sostenuto (Fig. 3.2, 3.3, 3.4), in modo da verificare la bontà del risultato.

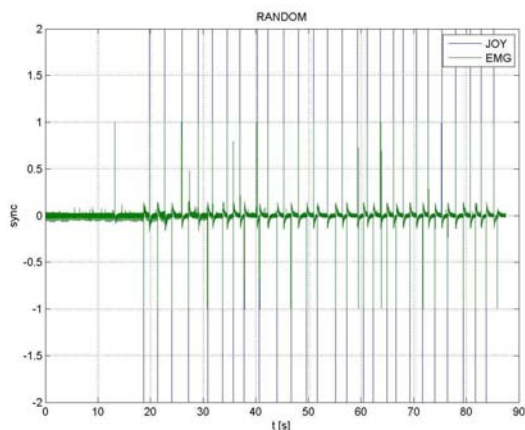


Figura 3.2: Sincronizzazione Random.

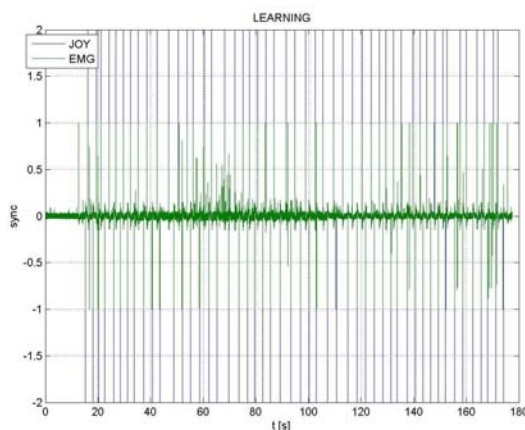


Figura 3.3: Sincronizzazione Learning.

La possibilità di valutare se effettivamente il processo è andato a buon fine è fondamentale in quanto, dopo aver analizzato graficamente l'andamento ottenuto, si è potuto scegliere se salvare il risultato (quando era effettivamente corretto)

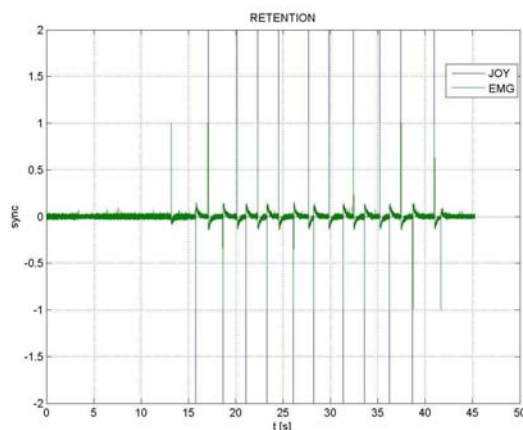


Figura 3.4: Sincronizzazione Retention.

oppure, in caso di errata sincronizzazione, di procedere con l'approccio manuale. Per scegliere quest'ultima opzione, l'operatore doveva semplicemente cliccare sul pulsante di scelta manuale dei picchi, il quale apriva automaticamente una nuova interfaccia grafica di elaborazione diretta.

In Fig. 3.5 è visualizzato un esempio del processo di sincronizzazione manuale: nella parte superiore vengono mostrati sovrapposti gli andamenti dei segnali di sincronizzazione, rispettivamente in rosso il *syncEMG* e il blu in segnale *syncJOY*, mentre in quella inferiore viene visualizzato in rosso l'andamento del segnale EMG di un muscolo con sovrapposta, in blu, la velocità in y del soggetto. Lo scopo è quello di trovare la migliore sincronizzazione a livello visivo, e le due finestre appena descritte vengono mostrate in modo da poter avere una più ampia capacità di trovare la soluzione.

In particolare, viene mantenuto fisso il riferimento rosso mentre l'operatore può andare ad agire su quello blu: è possibile traslarlo nell'asse x (asse dei tempi) premendo i bottoni sottostanti che riportano una freccia destra o sinistra a seconda del verso in cui si desidera procedere; è possibile anche impostare l'ampiezza del passo di traslazione, che di default è stato scelto pari a 0.1 secondi, agendo sull'*Edit - test* presente in basso a sinistra. Oltre alla semplice traslazione, tramite lo *Slider* presente è possibile anche variare il fattore di scala del segnale blu, in modo da cercare la migliore sincronizzazione con il segnale rosso. Una volta trovata la soluzione ottimale, l'operatore premendo il tasto *Ok* faceva tornare al

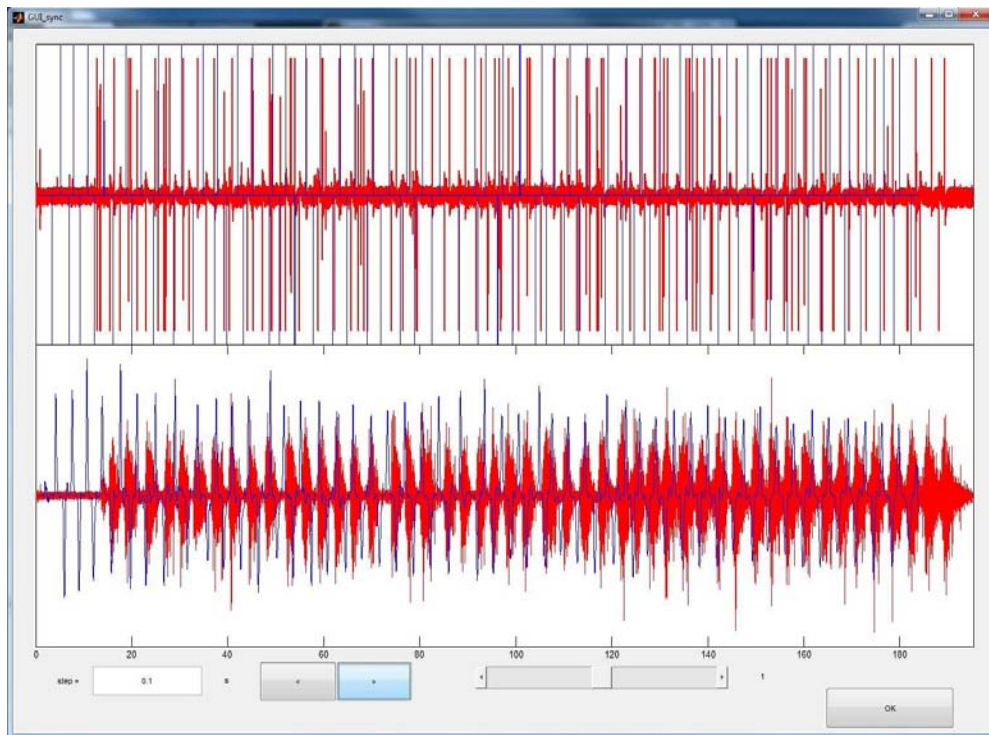


Figura 3.5: Interfaccia GUI per la sincronizzazione.

processo di sincronizzazione automatica, passando i nuovi valori di traslazione temporale e di fattore di scala e permettendo il salvataggio dei corretti valori temporali modificati.

### 3.3 Filtraggio dati cinematici del Joystick

Dopo aver correttamente sincronizzato i dati provenienti dalle 2 diverse fonti di acquisizione, è ora possibile manipolare e aggiornare i dati per i nostri scopi. Per prima cosa andiamo ad agire sui dati relativi alla performance cinematica del soggetto, ossia i dati rilevati tramite Simulink dal Joystick utilizzato come manipolatore; sicuramente è presente del rumore, e quindi si è deciso di filtrare i dati relativi alle posizioni del riferimento e del soggetto, utilizzando un filtro di Butterworth passa basso del primo ordine (che garantisce no delay), con frequenza di taglio pari a 20 Hz, rapportata poi alla frequenza di campionamento per il design del filtro.

```

filterOrder = 1;
cutoffFrequency = 20;
samplingFrequency = joy.samplingFrequency;
[b,a] = butter(filterOrder,cutoffFrequency/(samplingFrequency/2),'low');
subj_position_filtered = filtfilt(b,a,joy.subj_position);
ref_position_filtered = filtfilt(b,a,joy.ref_position);

```

Oltre alle posizioni dei target, però, abbiamo acquisito anche i valori istantanei delle relative velocità; quindi se abbiamo manipolato le posizioni, occorre agire anche sulle loro derivate. Per far ciò si è deciso di calcolarle ex novo, utilizzando proprio la definizione matematica di velocità, ossia come rapporto tra variazione di spazio (differenza tra posizione finale e iniziale) e relativa variazione di tempo. Nelle righe seguenti si mostrano i passaggi nel codice Matlab di quanto appena descritto per i dati del soggetto. Tale processo è valido sia per il Task Random, in cui essendo i movimenti casuali andiamo a valutare il modulo del vettore di velocità, sia per i Task Learning e Retention, in cui i movimenti sono semplici avanti-indietro.

```

p1 = subj_position_filtered(1:end-2,:);
t1 = repmat(joy.time(1:end-2),1,2);
p2 = subj_position_filtered(3:end,:);
t2 = repmat(joy.time(3:end),1,2);
subj_velocity = (p2-p1)./(t2-t1);
subj_velocity = [subj_velocity(1,:); subj_velocity; subj_velocity(end,:)];

p1 = ref_position_filtered(1:end-2,:);
p2 = ref_position_filtered(3:end,:);
ref_velocity = (p2-p1)./(t2-t1);
ref_velocity = [ref_velocity(1,:); ref_velocity; ref_velocity(end,:)];

```

Con questo si conclude la parte di elaborazione sui dati cinematici e i risultati ottenuti vengono salvati in una cartella dedicata, chiamata *Filteredkinematics* e presente in ogni task di ogni soggetto.

### 3.4 Estrazione degli Eventi

Il nostro scopo è quello di analizzare il comportamento cinematico tenuto del soggetto, cioè durante le sue fasi di movimento. Nella sperimentazione realizzata,

però, il soggetto alterna le fasi di movimento con delle piccolissime pause, che avvengono nel momento in cui esso raggiunge col suo target verde il target obiettivo rosso e attende la comparsa del successivo target per ripartire con un nuovo movimento impulsivo. Per i nostri scopi queste piccole parti, che rappresentano cosa fa il soggetto da fermo e che intercorrono tra le zone di effettivo movimento, non ci interessano, quindi il prossimo passo da compiere per l'elaborazione dei dati cinematici è l'estrazione dai dati totali delle sole parti in cui il soggetto era effettivamente in una fase di movimento cinematico.

Ciò che dobbiamo fare in pratica è definire in modo automatico quando parte e quando finisce un determinato movimento, in particolare trovare i valori temporali che corrispondono a questi due momenti ripetuti. La velocità è la variabile che discrimina il movimento o meno, quindi andiamo ad agire su di essa, imponendo una soglia del 5%, ossia: la mano del soggetto è considerata essere in movimento quando la velocità del polso è superiore al 5% del valore di picco osservato durante tutto il processo, mentre si definisce terminato il movimento nell'istante temporale in cui la velocità scende al di sotto di tale soglia.

Per questi calcoli sono state definite due apposite function Matlab, denominate *defineEvents\_random* e *defineEvents\_learning2*, che agiscono nello stesso modo ma vengono applicate rispettivamente al task Random e al Learning, in quanti possiedono delle differenze strutturali. Ognuna di queste funzioni richiede in ingresso la struttura dati del Joystick e la soglia scelta per l'individuazione del movimento, e dà in uscita una struttura *eventTimes* contenente, per ogni tipo di movimento (tutti, solo reach, solo return), l'indice relativo al numero di movimento sulla prima colonna, il tempo di inizio sulla seconda e il tempo di fine movimento sulla terza colonna.

Nelle Fig. 3.6, 3.7, 3.8 vediamo la rappresentazione dei risultati ottenuti dalla selezione di eventi, in particolare: in verde i movimenti di reach, in nero i movimenti di return e in rosso vengono evidenziate quelle parti in cui non è stato rilevato un vero e proprio evento e quindi si è deciso di non considerare (faulty event).

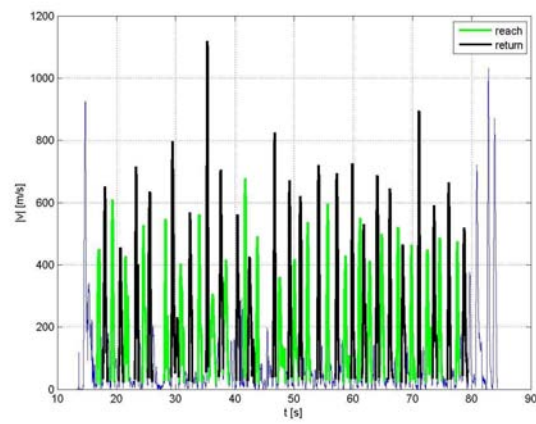


Figura 3.6: Eventi rilevati - Random

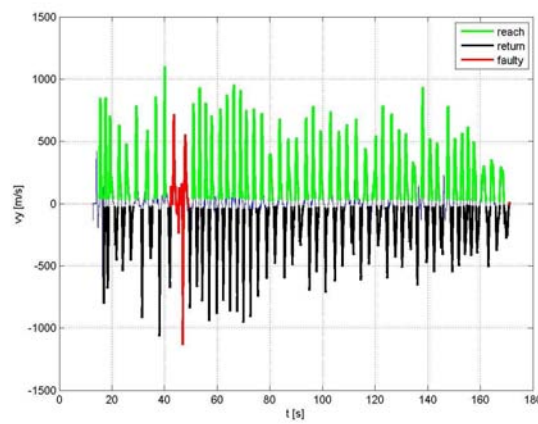


Figura 3.7: Eventi rilevati - Learning

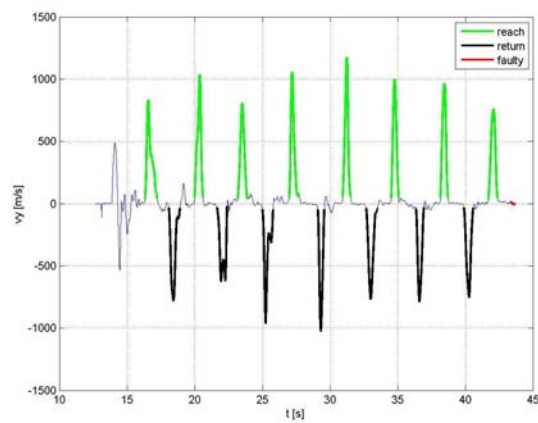


Figura 3.8: Eventi rilevati - Retention

Oltre però ai tempi di movimento, a noi interessano anche gli indici di posizione sul vettore corrispondenti a tali valori di tempo, in quanto, per ricavare i valori di velocità in quegli intervalli, dobbiamo accedere al vettore delle velocità tramite questi indici e non tramite i valori di tempo.

Come vediamo nel seguente estratto di codice Matlab, il processo viene applicato sia ai dati Joystick che a quelli elettromiografici, in quanto bisogna ricordare che stiamo portando avanti un studio parallelo dei due segnali.

```
for j = 1:size(eventTimes.all,1)
    \% joy
    i_start = find(timeJOY>=eventTimes.all(j,2),1,'first');
    i_end = find(timeJOY<=eventTimes.all(j,3),1,'last');
    eventIndices.joy.all(j,2:3) = [i_start i_end];

    \% emg
    i_start = find(timeEMG>=eventTimes.all(j,2),1,'first');
    i_end = find(timeEMG<=eventTimes.all(j,3),1,'last');
    eventIndices.emg.all(j,2:3) = [i_start i_end];
end
```

Il ciclo qui visualizzato si definisce a tutti i movimenti indistintamente, ma in realtà questo procedimento è stato iterato anche per i soli movimenti di reach (andate) e per i soli movimenti di return (ritorni) separatamente. Al termine di questa parte, la cartella *Events* creata per ogni task di ogni soggetto conterrà sia la struttura con i tempi relativi ai movimenti, sia la struttura costruita successivamente, con gli indici di posizione di tali eventi rilevati.

## 3.5 Normalizzazione dei dati EMG

Si crede generalmente che la forza generata da un muscolo è in qualche modo proporzionale all'ampiezza del segnale EMG. Tuttavia, anche se si può osservare che l'ampiezza dell'EMG aumenti con la forza muscolare o con la velocità di contrazione, una semplice equazione che descrive questo rapporto ancora non è stata trovata.

Un primo fattore che influenza il rapporto tra l'ampiezza EMG e la forza è la qualità del segnale prelevato dagli elettrodi. A seconda di dove questi elettrodi sono posizionati rispetto al muscolo misurato, delle proprietà del muscolo, dalla



conducibilità del tessuto tra muscolo e elettrodo e dalla qualità dell'interfaccia elettrodo-pelle, l'ampiezza del segnale EMG può variare anche se la forza muscolare è la stessa .

Questo problema può essere notevolmente ridotto normalizzando correttamente il segnale EMG, cioè rapportandolo a un valore di riferimento invece di guardare la lettura esatta della tensione. Tale valore di riferimento è di solito una misurazione raccolta con lo stesso setup e con lo stesso posizionamento degli elettrodi. La scelta della corretta procedura di normalizzazione è un argomento molto ampio e dibattuto, e permette non solo di ottenere una migliore interpretazione della forza applicata, ma anche di confrontare i risultati tra soggetti e tra i diversi studi.

La maggior parte degli autori concordano che il miglior valore di normalizzazione è il segnale EMG registrato durante una massima contrazione volontaria isometrica [44],[43], chiamata anche MVC, che rappresenta la forza massima che il soggetto può applicare in una data direzione e in una certa posizione/configurazione.

A volte però non è possibile acquisire una MVC (ad esempio molti pazienti con ictus non possono esprimere una massima contrazione di un muscolo), e quindi alcuni autori utilizzano metodi alternativi, come il valore massimo rilevato durante tutte le registrazioni di un certo soggetto in un singola sessione di raccolta dei dati [35].

Essendo la popolazione del nostro set sperimentale formata da soli soggetti sani, si è deciso quindi di introdurre la sessione MVC (Sez. 2.2.1) per rilevare le massime contrazioni e poi normalizzare i segnali delle fasi successive con questi dati (i pazienti colpiti da ictus invece non sono purtroppo in grado di esprimere una Massima Contrazione Volontaria); vedremo poi nella fase di analisi statistica (Cap. 4) come questa normalizzazione sia stata in realtà modificata. In ogni caso, in questa parte dell'elaborazione dei segnali elettromiografici, vengono calcolati i coefficienti di normalizzazione che verranno poi applicati negli step successivi, in particolare nel momento dell'estrazione dei moduli motori.

Innanzitutto vengono caricati i dati elettromiografici 'grezzi' contenuti nel file *rawData.mat* e che non sono ancora stati modificati, assieme ai tempi di

acquisizione e alla frequenza di acquisizione.

```
load(fullfile(subjectPath,'TRIAL 1 - MVC','Raw data','rawData.mat'),'emg');
EMG = emg.emgData;
time = emg.time;
samplingFrequency = emg.samplingFrequency;
```

Un primo passo importante per ottenere una buona lettura dei tempi di attivazione è di rimuovere le componenti di segnale che non sono state generate dal muscolo testato. Cross-talk tra diversi muscoli (vicini e /o cooperanti) e rumore ECG possono rendere l'interpretazione dei segnali EMG abbastanza impegnativa e devono quindi essere rimossi. Mentre il cross-talk può essere molto difficile da rimuovere nella fase di post-processing, e dovrebbe quindi essere eliminato durante la configurazione del sistema, il rumore ECG è abbastanza facile da filtrare. Una tecnica comune è quella di applicare un filtro passa alto con una frequenza di taglio nell'intervallo di circa 20-60 Hz. Ciò garantisce che le ampiezze nell'intervallo di frequenza ECG siano notevolmente ridotte, mentre la maggior parte della potenza EMG, che si trova nella gamma 50-150 Hz, è conservata. Si è scelto di utilizzare un filtro di Butterworth di ordine 4 (non elevato, che quindi approssima bene un filtro gaussiano), con frequenza di taglio calcolata sulla frequenza di acquisizione (pari a 2kHz) e risultata pari a 0,03.

Il passo successivo è quello di togliere al segnale EMG la sua media, in modo da essere centrata intorno allo zero. Questo si occupa di eliminare qualsiasi polarizzazione DC, che non avrebbe un significato fisiologico. Questa fase è seguita da un rettifica ad onda piena, cioè prendendo il valore assoluto del segnale registrato; i valori negativi, infatti, non rappresentano un processo fisiologico e sono solo il risultato della configurazione dell'elettrodo bipolare.

Inoltre, rettificare il segnale rende più facile l'applicazione delle successive fasi di lavorazione, che mirano ad ottenere un segnale che rappresenta la contrazione muscolare (che non può cambiare di segno così come i muscoli non possono espandersi).

```
filterOrder = 4;
highFreq = 30;
[b,a] = butter(filterOrder,highFreq/(samplingFrequency/2),'high');
EMG = filtfilt(b,a,EMG);

EMG = abs(EMG-repmat(mean(EMG),size(EMG,1),1));
```

È ora possibile calcolare le massime attivazioni: per far ciò si è deciso di non operare sull'intero set di dati così come sono strutturati, ma di agire sul segnale dopo averlo filtrato con un filtro a media mobile, utilizzando una finestra di 90 ms; l'ampiezza della finestra è stata scelta in 90 ms in quanto rappresenta un valore biomeccanicamente significativo. Per ottenere la massima attivazione media si è poi semplicemente calcolato il massimo del vettore ottenuto dai passaggi precedenti.

```
windowSize = 0.09;
averageEMG = movingAverage(EMG,time>windowSize);
normCoeff = max(averageEMG,[],1);
```

Con questi semplici passaggi abbiamo ottenuto il massimo valore di attivazione per ognuno dei 10 muscoli scelti, che sono stati memorizzati in un apposita cartella denominata *Normalizationcoefficients* e che si trova all'interno di ogni task dell'intero esperimento. Nei passaggi successivi, il segnale EMG verrà diviso per questi valori appena calcolati e otterremo le attivazioni come % sul massimo valore possibile rilevato.

## 3.6 Filtraggio dei dati EMG

Questo passaggio sembrerebbe superfluo in quanto, nella parte relativa alla normalizzazione, i dati elettromiografici hanno già subito operazioni di filtraggio e di manipolazione; in quella fase, però, le operazioni sono servite semplicemente per ottenere i coefficienti di normalizzazione da dati puri e i risultati di tali passaggi in realtà non sono stati memorizzati. Si è deciso di procedere come visto nella sezione già citata, ossia caricando i dati EMG sincronizzati, il relativo vettore dei tempi e il valore della frequenza di acquisizione; per agire sui dati, è stata creata un'apposita function denominata *processEMG* (di cui vediamo la chiamata nel

frammento di codice che segue), che richiede in ingresso i dati appena caricati unitamente ad altre variabili necessarie per il filtraggio, quali la frequenza di taglio e l'ordine del filtro.

```
time = emg.time;
emgData = emg.emgData;
samplingFrequency = emg.samplingFrequency;

emgData_filtered = processEMG(emgData, filterOrder, samplingFrequency,
    cutoffFrequency);
```

Questa parte di elaborazione consiste nel calcolo dell'involuppo lineare, il cui scopo è quello di rappresentare i tempi e l'ampiezza della contrazione muscolare in modo semplificato (in pratica per mostrare quanto è attivo il muscolo). Varie tecniche sono state proposte per calcolare gli involuppi, alcuni suggeriscono di integrare o mediare il segnale rettificato in un periodo di tempo biomeccanicamente significativo, altri basandosi su filtri passa-basso. L'uso di filtri passa-basso è diventato molto popolare negli studi sulla coordinazione muscolare e sui moduli motori, ed è stata adottato anche in questo progetto.

Prima di arrivare a questo punto, però, il segnale EMG è stato preventivamente trattato: innanzitutto è stato applicato un filtro di Butterworth passa alto, di ordine 4 e frequenza di taglio corrispondente a 30 Hz, per eliminare le ampiezze relative alla fascia di frequenze tipiche del segnale ECG, che in questo tipo di rilevazioni sono fonte di rumore. Successivamente è stato tolto al segnale EMG la sua media, in modo da essere centrata intorno allo zero, con lo scopo di eliminare qualsiasi polarizzazione DC, che non avrebbe un significato fisiologico. Questa fase è seguita poi da un rettifica ad onda piena, cioè prendendo il valore assoluto del segnale registrato, in quanto i valori negativi non rappresentano un processo fisiologico.

Per giungere all'involuppo applichiamo quindi il filtro di Butterworth passa basso, di ordine 4 e frequenza di taglio scelta con un valore pari a 4 Hz. Abbiamo infine posto a 0 i valori negativi ottenuti dai filtraggio, in quanto con queste operazioni si potrebbero ottenere dei valori  $< 0$  non desiderati.

## 3.7 Fase di Stack dei dati EMG

Con questa fase di elaborazione iniziamo ad entrare nella vera e propria parte di preparazione all'estrazione dei moduli. Primo step che andiamo a completare è la suddivisione del segnale elettromiografico di ogni muscolo i pacchetti omogenei per numero di campioni contenuti: per ogni task andiamo infatti a sottocampionare l'intera matrice di valori EMG, in blocchetti contenenti 100 campioni equidistanti per ogni ripetizione del movimento. Questi pacchetti sono stati poi impilati in una matrice NxM, in cui N indica il numero di righe che corrispondono al numero di campioni (numero di movimenti  $\times$  numero di ripetizioni  $\times$  100 campioni) e M è il numero di muscoli rilevati (nel nostro caso 10). Nel codice vediamo la parte principale del processo:

```

for iDir = 1:length(directions)
    direction = directions{iDir};
    indices = events.(direction)(:,2:3);
    steps = events.(direction)(:,1);
    for nStep = 1:length(steps)
        % get step indices
        i_start = indices(nStep,1);
        i_end = indices(nStep,2);
        % extract step data
        stepTime = time(i_start:i_end);
        stepEMG = emgData(i_start:i_end,:);
        % subsample
        ssTime = linspace(time(i_start),time(i_end),Nss)';
        ssEMG = interp1(stepTime,stepEMG,ssTime);
        % stack
        stackedEMG.(direction).EMG = [stackedEMG.(direction).EMG; ssEMG];
        stackedEMG.(direction).time = [stackedEMG.(direction).time; ssTime];
        stackedEMG.(direction).step = [stackedEMG.(direction).step; steps(
            nStep)*ones(Nss,1)];
    end
end
end

```

Gli indici del blocco di dati EMG nella matrice `stackedEMG.EMG` relativi ad ogni movimento sono stati salvati in una struttura separata, usata per esempio per verificare quanto bene la decomposizione in moduli può descrivere un unico movimento (vedere una delle sezioni successive Sez. 3.9); lo stesso discorso vale per i valori temporali, salvati anch'essi in una struttura separata. La macrostruttura *stackedEMG*, contenente tutte le strutture appena definite, viene poi salvata

nella cartella *StackedEMG* di ogni task di ogni soggetto, da cui verranno poi prelevati per l'effettiva estrazione dei moduli.

### 3.8 Plottaggio EMG

Prima della parte fondamentale di calcolo dei moduli motori e dei relativi coefficienti di attivazione, è stato creato anche un pulsante di semplice visualizzazione dei dati EMG. Questa esposizione visiva è organizzata secondo un certo schema: ogni finestra di visualizzazione contiene i movimenti di una certa direzione (reach o return) di un certo task (random, learning o retention), con i vari muscoli divisi in 10 sottofinestre. In Fig. 3.9 ne vediamo un esempio, relativo ai segnali elettromiografici dei movimenti di Reach del task Random dei 10 muscoli.

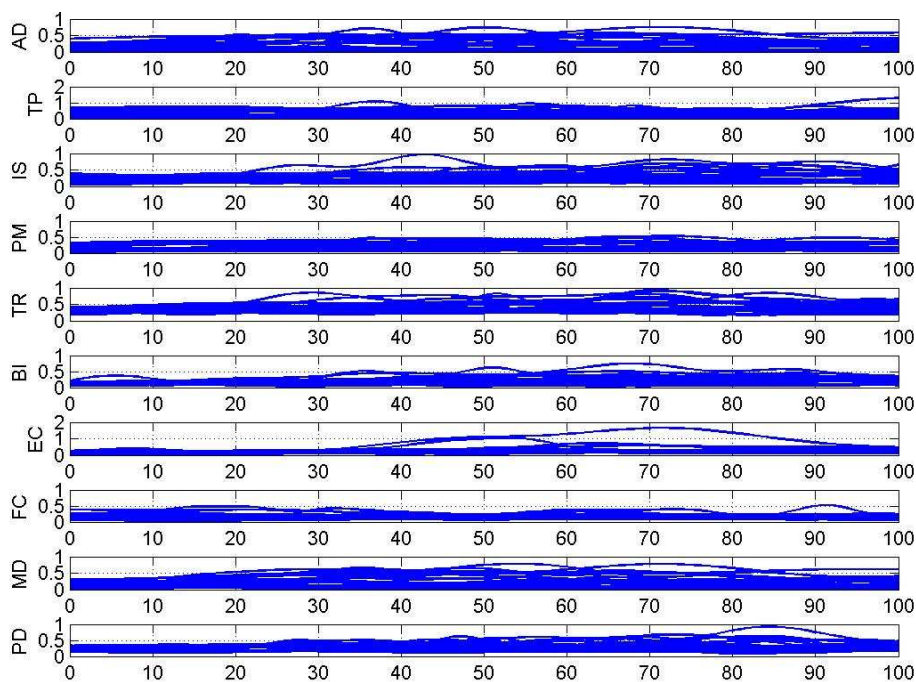


Figura 3.9: Segnali elettromiografici.

È stata poi creata un altro tipo di visualizzazione, che permette di analizzare in modo più diretto la differenza dei segnali elettromiografici nelle diverse fasi

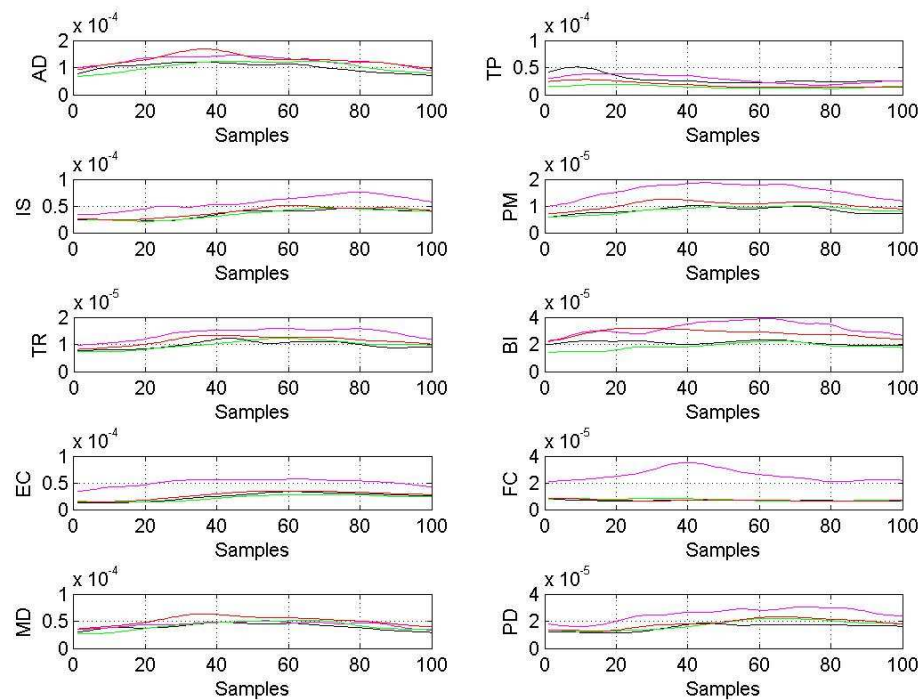


Figura 3.10: Confronto medie dei segnali elettromiografici.

dei task. Per ogni muscolo, infatti, si prende l'andamento del suo segnale nei task principali e, per ognuno di questi, si calcola l'andamento medio su tutta la durata temporale. Otteniamo così, sempre per ogni muscolo, quattro segnali mediati: la media della fase BASELINE, media della fase di ADAPTATION, media della fase di RE-ADAPTATION e infine la media della fase RETENTION. Questi quattro segnali vengono sovrapposti nella figura relativa al muscolo di riferimento, in modo che l'operatore può vedere grossolanamente come l'attivazione del segnale muscolare varia in queste fasi fondamentali (Fig. 3.10).

### 3.9 Calcolo dei Moduli Motori

Entriamo ora nella parte fondamentale di elaborazione dei dati, che ci porterà ad ottenere i valori che vogliamo analizzare. Prima di passare alla descrizione degli step di calcolo eseguiti, ci soffermiamo in modo più approfondito sull'ambito di ricerca in cui si colloca questa tesi, argomento in parte trattato anche nel primo capitolo (Cap. 1.4).

I segnali EMG ci forniscono una quantità enorme di informazioni; ad esempio si potrebbe analizzare l'ampiezza del segnale per ottenere una stima della forza muscolare, oppure il contenuto in frequenza del segnale per dedurre l'affaticamento muscolare, o il momento di attivazione muscolare durante il movimento per identificare funzioni biomeccaniche. Un'altra possibilità è quella di utilizzare i segnali elettromiografici per studiare la coordinazione muscolare. I metodi applicati a ciascun tipo di analisi variano notevolmente, così come le tecniche di elaborazione applicate sui segnali EMG grezzi.

In uno studio di coordinazione muscolare, categoria che comprende l'analisi dei moduli motori, si è principalmente interessati ai tempi di attivazione muscolare e a come questi siano interconnessi. Prima di addentrarci nei dettagli di come queste informazioni possano essere estratte dai pattern di attivazione muscolare, è importante sottolineare come l'analisi può essere notevolmente semplificata scartando tutte le informazioni irrilevanti contenute nei segnali EMG, proprio come abbiamo fatto nei passaggi precedenti.

La coordinazione muscolare è fortemente legato alla tempistica della forza muscolare, e la forza muscolare è alla base della dinamica del movimento; ciò significa che nello studio di coordinazione muscolare noi stiamo cercando le variazioni dell'attività muscolare che avvengono approssimativamente alla stessa frequenza dei movimenti cinematici. È stato dimostrato che la cinematica del movimento hanno un contenuto in frequenza che è generalmente inferiore ai 10-15 Hz, ed è per questo motivo che abbiamo trascurato una grande porzione dello spettro di frequenze EMG, in particolare abbiamo filtrato l'EMG ad una frequenza legata alla biomeccanica del compito osservato. Per questo motivo, le tecniche



statistiche e computazionali utilizzate anche in questo studio per l'analisi della coordinazione muscolare non sono applicate ai segnali EMG grezzi, ma agli involuppi elettromiografici fortemente filtrati.

La prima scelta da fare quando si cercano variabili latenti nei segnali EMG osservati è il tipo di modello da applicare. Anche se alcuni autori hanno sviluppato modelli più complessi, è molto più frequente l'utilizzo di un modello lineare. Tale modello richiede la definizione di una matrice contenente tutti i segnali EMG, che per l'appunto chiameremo in quel modo. Ciascuna colonna della matrice EMG contiene i dati relativi ad un canale EMG (quindi avremo 10 colonne essendo 10 i muscoli rilevati), mentre ciascuna riga rappresenta un'osservazione, cioè un campione. Possiamo ora fattorizzare la matrice EMG in due matrici, generalmente chiamate  $W$  e  $H$ . Anche se il prodotto tra  $W$  e  $H$  può riprodurre esattamente la matrice di partenza EMG, cosa che accade sia se la matrice EMG può essere completamente descritta dalle variabili latenti che nel caso banale dove  $H$  è unitaria e  $W$  è uguale a EMG, questo non sempre si verifica. In generale, dobbiamo formulare il modello lineare prendendo in considerazione l'inesattezza della fattorizzazione:

$$EMG = WH + \epsilon \quad (3.1)$$

Qui  $\epsilon$  è la matrice di residui, e sarà compito dell'algoritmo di fattorizzazione trovare la soluzione che minimizza gli elementi di  $\epsilon$ , andando a definire un'approssimazione che spiega EMG con un numero di gdl minore.

Questo modello può essere applicato a molti problemi diversi, e l'interpretazione delle informazioni contenute nelle due matrici  $W$  e  $H$  varia da caso a caso. Tuttavia, nell'analisi di moduli motori, molti autori concordano che la matrice  $H$  descrive i moduli e la matrice  $W$  la temporizzazione di ciascun modulo (ossia il suo andamento nel tempo).

Se  $n_m$  è il numero di moduli estratti dalla matrice EMG, allora la matrice  $H$  ha  $n_m$  righe e una colonna per ogni canale EMG. Ogni riga può essere vista come un vettore che rappresenta un modulo, in cui ogni elemento è un indice di quanto un muscolo partecipa al modulo. D'altra parte, la matrice  $W$  ha lo stesso numero di righe della matrice EMG, una per ciascun campione, e  $n_m$  colonne. Ogni colonna

moltiplica una corrispondente fila di  $H$ , cioè un modulo, e quindi la ridimensiona nel tempo. Quindi riassumendo le dimensioni delle matrici sono:

$$W = n^{\circ} \text{campioni} \times n^{\circ} \text{moduli} \quad (3.2)$$

$$H = n^{\circ} \text{moduli} \times n^{\circ} \text{muscoli} \quad (3.3)$$

In altre parole, ogni colonna di  $W$  rappresenta quanto un modulo è attivo ai diversi istanti temporali.

Vari algoritmi sono stati sviluppati per risolvere la fattorizzazione di equazione 3.1. Questi algoritmi possono differire significativamente l'uno dall'altro, e queste differenze si trovano principalmente nei vincoli imposti sulla matrici  $W$  e  $H$  e dal tipo di approccio, che può essere sia statistico o computazionale (cioè l'ottimizzazione di una funzione obiettivo).

*Non-negative matrix factorization* (NMF), comprese le sue varianti, è probabilmente l'algoritmo più comunemente trovato in letteratura sui moduli motori, anche se alcuni autori preferiscono approcci diversi. Tuttavia, un interessante studio di d'Avella [48], ha mostrato che i risultati ottenuti con algoritmi diversi possono essere paragonabili. Poiché non esiste ancora un accordo completo su un algoritmo specifico da applicare per l'estrazione dei moduli motori, in questo progetto sperimentale si è scelto di applicare proprio l'algoritmo 'Nmf'.

### NON-NEGATIVE MATRIX FACTORIZATION (NMF)

NMF è stato introdotto da Paatero e Tapper nel 1994, e successivamente da Lee e Seung nel loro articolo del 1999 *Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization* [49], dove hanno spiegato come NMF sia in grado di riconoscere le caratteristiche degli oggetti. Seung e Lee hanno poi ulteriormente spiegato il loro metodo, mostrando come si potrebbe facilmente implementare l'algoritmo attraverso regole di aggiornamento moltiplicativo. Queste regole di aggiornamento moltiplicativo sono state rapidamente adottate da numerosi ricercatori, che fanno dell'algoritmo di Lee e Seung una delle varianti più popolari di NMF.

Tutti questi algoritmi risolvono l'equazione 3.1, descrivendo i segnali EMG come sovrapposizione di attività di un certo numero di moduli motori. Ogni

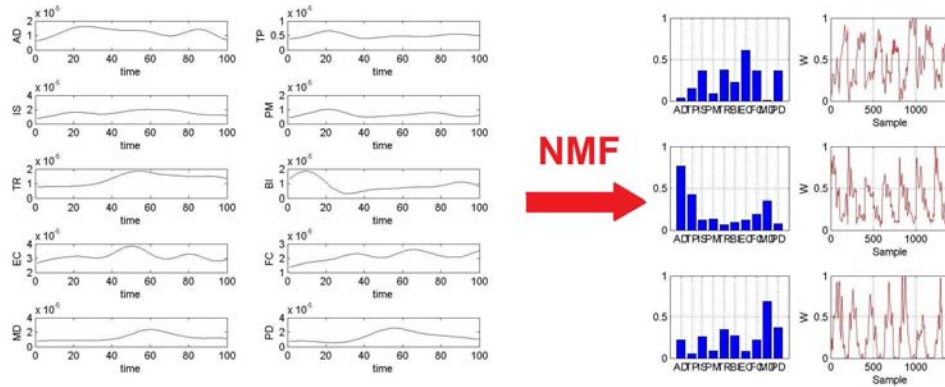


Figura 3.11: Algoritmo Non-negative matrix factorization.

modulo consiste solo di pesi positivi, e anche ciascun coefficiente di attivazione deve essere positivo. Moltiplicando i coefficienti di attivazione con i rispettivi moduli, si può ottenere un'approssimazione dei segnali originali EMG. Un esempio del processo di fattorizzazione è mostrato in Fig. 3.11.

Tutti gli algoritmi NMF cercano di minimizzare una certa funzione obiettivo, che rappresenta una misura della differenza tra la matrice originale EMG ed la sua approssimazione  $WH$ .

La funzione obiettivo più usata è il quadrato della norma di Frobenius di  $\epsilon$ :

$$f(W, H) = \|EMG - WH\|_F^2 = \sum_{i,j} (EMG_{i,j} - WH_{i,j})^2 \quad (3.4)$$

Tuttavia, si può dimostrare che l'equazione 3.4 è convessa solo in  $W$  o solo in  $H$ , ma non in entrambe le variabili allo stesso tempo. Questo significa che minimizzare questa funzione obiettivo non garantisce la convergenza al minimo globale, ma piuttosto ad un minimo locale. Anche tutte le altre funzioni obiettivo per NMF hanno lo stesso problema, e quindi non vi è ancora alcun algoritmo che può trovare la miglior fattorizzazione globale positiva di EMG.

Una soluzione possibile è quella di ripetere la fattorizzazione più volte, partendo da diverse ipotesi iniziali di  $W$  e  $H$ . Se ogni ripetizione converge ad un minimo locale, si potrebbe scegliere la soluzione migliore e utilizzarla come un'approssimazione del minimo globale. Nel nostro caso la fattorizzazione è stata ripetuta 500 volte con 500 diverse ipotesi iniziali casuali.

Un'altra proprietà comune di tutti gli algoritmi NMF è la loro incapacità di scegliere il numero corretto dei moduli (o fattori) automaticamente. È un dato di fatto, l'utente deve specificare il numero di moduli scelti prima di eseguire la fattorizzazione. Questa non è una scelta banale, in quanto l'operatore sta applicando l'algoritmo per scoprire proprietà nascoste nel segnale e potrebbe non conoscere il numero corretto di variabili latenti. Per risolvere questo problema, si potrebbe iniziare dal lato opposto e pensare ai segnali EMG come il risultato dell'attività di diversi moduli motori discreti.

Guardando il problema da questo punto di vista, la maggior parte della varianza nei segnali EMG sarà causata dall'attività dei moduli e una piccola quantità dal rumore casuale. Questa idea di processo può portare a due possibili soluzioni. La prima soluzione è abbastanza semplice, e consiste nell'attribuire una certa percentuale fissa della varianza del rumore. Si potrebbe quindi eseguire la fattorizzazione con un numero crescente di moduli, partendo da uno: maggiore è il numero di moduli, maggiore sarà la varianza del segnale che verrà spiegata, e ci si può fermare solo quando la varianza attribuita al rumore risulta inspiegabile. La seconda soluzione si basa sull'ipotesi che la parte casuale del segnale EMG è priva di struttura, ed è quindi difficile da descrivere con i moduli motori. Come per la soluzione precedente, si potrebbe applicare la fattorizzazione con un numero crescente di moduli. Tuttavia, una volta raggiunto il numero corretto dei moduli, la maggior parte delle strutture nascoste nei dati EMG sarà spiegato abbastanza bene, e rimarrà solo la parte senza struttura; anche aggiungendo più moduli alla fattorizzazione, l'algoritmo non potrà spiegare una quantità significativamente maggiore di varianza.

Ciò significa che se immaginiamo una rappresentazione visiva con la varianza spiegata rispetto al numero di moduli, questo grafico avrà un cambiamento di pendenza in cui il numero di moduli coincide con il numero effettivo di variabili latenti. Molti sfruttano questa proprietà e la ricerca di questo cambiamento di pendenza per trovare il numero corretto dei moduli, tuttavia questo metodo non è sempre applicabile in quanto a volte la variazione di pendenza non è così chiara. Per questo motivo abbiamo scelto di utilizzare la prima soluzione con una soglia fissa, che ci ha dato risultati più coerenti.

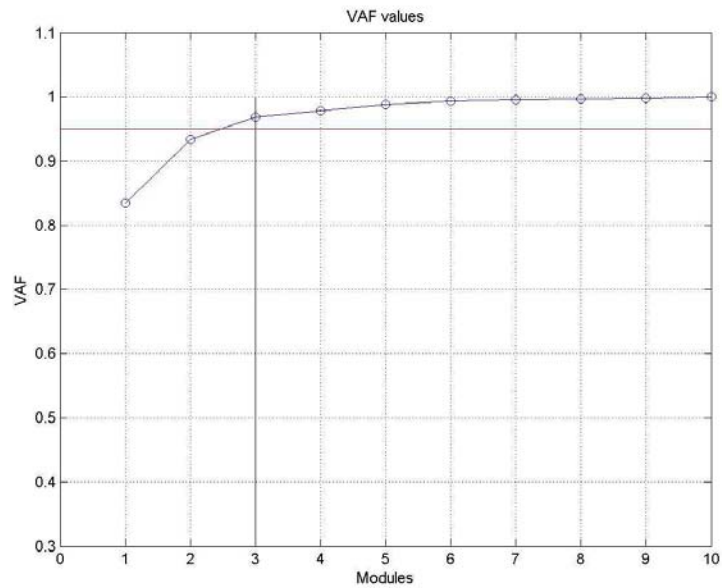


Figura 3.12: Esempio del cambiamento del VAF in funzione del numero di moduli. Quando si attribuisce il 5% della variabilità dell'EMG al rumore, 3 moduli sono sufficienti per spiegare tutta la variabilità residua.

In questo contesto è molto importante notare che la varianza degli involucri dei segnali originali EMG è significativamente influenzata dal grado di smoothing che è stato applicato ai segnali EMG grezzi. Un modo per quantificare la quantità di varianza spiegata è quello di utilizzare un indice adimensionale chiamato **Variability Accounted For (VAF)**:

$$VAF = 1 - \frac{\|EMG - WH\|_F^2}{\|EMG\|_F^2} \quad (3.5)$$

Questo indice è generalmente minore di uno, ed è uguale a uno solo quando la fattorizzazione produce una perfetta ricostruzione della matrice EMG. La figura 3.12 mostra un tipico esempio di come l'indice VAF cambia in valore all'aumento del numero di moduli. Se si decide che il rumore è responsabile per il 5% della variabilità totale, allora il numero di moduli potrebbe essere scelto come il valore più piccolo che produce un VAF di almeno il 95%.

Come accennato in precedenza, la fattorizzazione Nmf può essere eseguita con vari algoritmi. Il più popolare è sicuramente la regola di aggiornamento moltiplicativo di Lee e Seung, le **Multiplicative Update Rules** per l'appunto, ma esistono anche metodi alternativi. In questo studio si è scelto di utilizzare proprio questa regola.

Lee e Seung hanno presentato due semplici algoritmi per eseguire NMF: entrambi si basano su un aggiornamento iterativo della fattorizzazione, moltiplicando la soluzione dell'iterazione precedente per un certo coefficiente. Le due regole sono finalizzate a ridurre al minimo due diverse funzioni obiettivo. Quella che noi utilizziamo è la norma di Frobenius della differenza tra EMG e WH (equazione 3.4); Lee e Seung hanno introdotto le seguenti regole di aggiornamento, fornendo la prova che, quando si applicano, la rispettiva funzione obiettivo è non-crescente:

Objective	Updated H	Updated W
$\ EMG - WH\ _F^2$	$H_{\alpha,\mu}^{i+1} = H_{\alpha,\mu}^i \frac{((W^i)^T EMG)_{\alpha,\mu}}{((W^i)^T W^i H^i)_{\alpha,\mu}}$	$W_{\delta,\alpha}^{i+1} = W_{\delta,\alpha}^i \frac{(EMG(H^{i+1})^T)_{\delta,\alpha}}{(W^i H^{i+1}(H^{i+1})^T)_{\delta,\alpha}}$

Per motivi di stabilità numerica, abbiamo agito come alcuni autori suggeriscono, cioè abbiamo aggiunto un piccolo numero diverso da zero al denominatore di queste regole di aggiornamento, in modo da evitare la divisione per zero.

Queste regole sono semplici da implementare e garantiscono la convergenza ad un punto fisso; tuttavia, le prestazioni dell'algoritmo dipendono fortemente dall'inizializzazione di W e H, la convergenza può essere lenta e richiedere molte iterazioni, e, data la natura moltiplicativa dell'algoritmo, tutti gli elementi nulli in W e H sono bloccati per tutte le iterazioni che seguono.

Dopo questa descrizione generale sul procedimento teorico che abbiamo affrontato, passiamo ora a descrivere come si è sviluppato tale processo a livello pratico.

I moduli motori sono stati estratti direttamente dai dati EMG di tutti i movimenti impilati in una matrice, cioè dalla matrice EMG ottenuta dalla sezione *Stack* (Sez. 3.7). La fattorizzazione in moduli e coefficienti di attivazione (equazione 3.1) è stata eseguita dalla function *getModules*, che utilizza un algoritmo di fattorizzazione a matrice non negativa (NMF), associato alla regola di aggior-

namento moltiplicativo basato sulla funzione di costo di distanza euclidea (come già anticipato). Per evitare la cattura di minimi locali, abbiamo ripetuto la fattorizzazione con 500 ipotesi casuali iniziali di  $W$  e  $H$ , e selezionato la soluzione che fornisce la miglior ricostruzione degli involucri degli EMG originali (misurata dalla somma degli errori al quadrato). Ogni fattorizzazione è stata interrotta dopo 100 aggiornamenti.

Poiché è necessario il numero di moduli come input per l'algoritmo NMF, abbiamo ripetuto l'estrazione per valori di  $N$  (numero moduli) compresi tra 1 e 10.

```
function [W,H] = getModules(EMG,nMod)
    NMFoptions = statset('Display','off','UseParallel','always');
    NMFreplicates = 500;
    NMFalgorithm = 'mult';
    if length(nMod)>1
        w = waitbar(0,'Initializing...','Name','Extracting modules');
        W = cell(1,length(nMod));
        H = W;
        for i = 1:length(nMod)
            waitbar((i-1)/length(nMod),w,['Step ' num2str(i) ': ' num2str(nMod(i))
                ' modules'])
            [W{i},H{i}] = nnmf(abs(EMG),nMod(i),'algorithm',NMFalgorithm,'options',
                NMFoptions,'replicates',NMFreplicates);
        end
        waitbar(1,w,'Done')
        delete(w)
    else
        [W,H] = nnmf(EMG,nMod,'algorithm',NMFalgorithm,'options',NMFoptions,'
            replicates',NMFreplicates);
    end
end
```

Per ogni possibile numero di moduli (da 1 a 10) abbiamo calcolato, con l'apposita function *calcAllTaskAndSingleTaskVAF*, il valore VAF sopra definito (Eq. 3.5). Inoltre, abbiamo calcolato quanto bene una fattorizzazione potrebbe ricostruire i pattern di attivazione muscolare di ogni singolo movimento. Ciò è stato realizzato riscrivendo l'Equazione 3.5, utilizzando solo i blocchi di dati delle due matrici EMG e  $H$  rispetto al movimento analizzato.

```
for im = 1:nModules
    Wi = W{im};
    Hi = H{im};
    EMGr = Wi*Hi;
    allTaskVAF(im) = 1-sum(sum((EMGo-EMGr).^2))/sum(sum(EMGo.^2));
end
```

Abbiamo poi scelto il numero di moduli che spiega almeno il 95% dei segnali EMG di tutti i movimenti raggruppati e almeno l'80% dei dati EMG di ogni singolo movimento. Questo garantisce una buona ricostruzione dei segnali originali EMG, e ci ha aiutato a catturare la strategia globale di coordinazione muscolare, senza perdere i più fini dettagli specifici del movimento.

```
minTotalVAF = 0.95;
minStepVAF = 0.80;
nM = find(allStepVAF>=minTotalVAF & minSingleStepVAF>=minStepVAF,1,'first');
```

Questo processo è stato ripetuto per ogni task dell'intero test (Random, Learning e Retention), e in particolare per la fase Learning, è stato applicato ad ogni fase separatamente. Questo ha permesso poi di confrontare i moduli motori e i coefficienti di attivazione rilevati nelle diverse parti dell'esercizio effettuato, così da capire cosa succedesse a livello muscolare. Nelle Fig. 3.13 3.14 abbiamo un classico confronto visivo tra i moduli estratti da due fasi distinte nel task Learning, in particolare tra BASELINE e ADAPTATION EARLY.



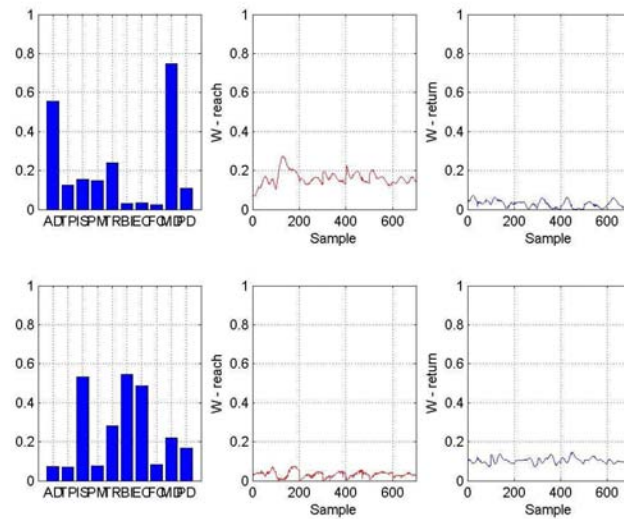


Figura 3.13: Moduli estratti dalla fase BASELINE di un soggetto.

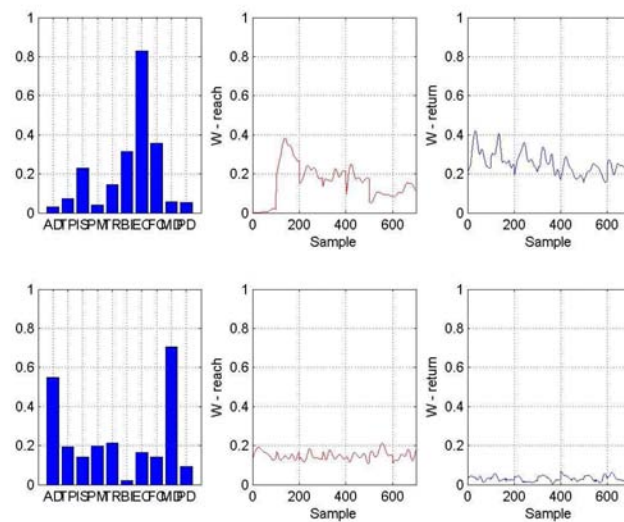


Figura 3.14: Moduli estratti dalla fase ADAPTATION EARLY di un soggetto.

### 3.10 Calcolo correlazione tra moduli motori

Come anticipato all'inizio di questo capitolo, gli ultimi due bottoni in basso sono stati realizzati non per l'operazione di estrazione dei moduli, che è lo scopo fondamentale di questo progetto, ma aiutare l'operatore nella successiva analisi matematica/statistica.

Come visto anche in letteratura, in alcuni casi è interessante analizzare se alcuni moduli motori sono simili tra condizioni di studio, come prima e dopo un trattamento, o tra diversi compiti motori. Nel nostro test sperimentale è interessante andare ad analizzare quale sia la differenza (nel caso essa sia presente) tra le condizioni precedenti e successive all'applicazione del campo di forza, ma soprattutto tra queste e la fase di forza stessa. L'analisi andrà poi estesa anche alle fase *Random*, in cui i movimenti effettuati hanno direzione e verso differenti, e anche alla *Retention*, in cui si può analizzare il comportamento motorio dopo un certo intervallo temporale.

La soluzione adottata è proprio quella di estrarre i moduli indipendentemente tra ciascuna delle diverse condizioni di studio e poi per confrontarli due a due, ad esempio attraverso un prodotto scalare o il coefficiente di correlazione. In questa parte della GUI, quindi, sono stati salvati i coefficienti di correlazione e/o i valori del prodotto scalare ottenuti dal ciclico confronto dei moduli, due a due.

In particolare, abbiamo imposto che ogni confronto venga realizzato con il task *Learning*, essendo la parte di test che più ci interessa; ci siamo serviti poi del *Bottom Group* 'Reference for analysis' per la scelta dell'elemento con cui fare il confronto rispetto al *Learning*, cioè:

- cliccando il radio button *Random* si crea un confronto tra i moduli motori estratti dalla fase *Random* e i vari moduli estratti dalle diverse fasi del task *Learning*;
- scegliendo invece il button *Pre* l'operazione viene eseguita tra la fase *BASELINE* del task *Learning* e tutte le altre fasi dello stesso;
- infine con il radio button *Post* si crea un confronto diretto della varie fasi *Learning* con il task *Retention*;

Per ogni soggetto sono stati realizzati tutti i tipi di confronto, in modo da avere a disposizione tutte le possibili combinazioni da poter analizzare.

Si è pensato inoltre si realizzare questi comparazioni in due diversi modi: sia con la correlazione, essendo un parametro che indica in modo diretto quale sia il legame tra i moduli rilevati (dato come valore tra -1 e 1, dove l'1 indica il massimo legame), sia con il prodotto scalare. Queste operazioni sono state realizzate grazie alle function *assocModules* e *assocModules\_scalarProd*, che chiedono in ingresso le 2 matrici dei moduli delle 2 fasi prese in considerazioni, e dà in uscita la matrice con i risultati del confronto.

```
function A = assocModules(H1,H2)
    A = [];
    nM1 = size(H1,1);
    nM2 = size(H2,1);
    correlation = corrcoef([H1' H2']);
    correlation = correlation(1:nM2,nM1+1:end);

    indRow = 1:size(correlation,1);
    indCol = 1:size(correlation,2);
    while ~isempty(correlation)
        [maxCol, iRow] = max(correlation,[],1);
        [maxVal, iCol] = max(maxCol);
        iRow = iRow(iCol);
        A = [A; indRow(iRow) indCol(iCol) maxVal];
        correlation(iRow,:) = [];
        correlation(:,iCol) = [];
        indRow(iRow) = [];
        indCol(iCol) = [];
    end
end
```

Le function sono strutturalmente organizzate allo stesso modo, l'unico aspetto che le differenzia è proprio il calcolo della matrice *correlation*: nel caso di correlazione si utilizza la function fornita da matlab 'corrcoef', mentre nel caso di prodotto scalare la matrice correlazione è il risultato del prodotto tra la prima matrice H dei moduli e la trasposta della seconda matrice di moduli.

In queste function abbiamo anche previsto la selezione dei possibili valori d'interesse per i nostri studi; per ogni modulo della prima fase messa nel confronto abbiamo selezionato il valore massimo di correlazione ottenuto con uno degli altri moduli, e abbiamo salvato, per ognuno di questi valori, una nuova matrice (data

poi come output) in cui ogni riga contiene: il numero del modulo della prima fase, il numero del relativo modulo nella seconda fase e il valore del confronto. Il confronto è stato ristretto alla possibilità che ogni modulo della prima fase considerata fosse correlato con un solo modulo dell'altra fase.

### 3.11 Calcolo VAF con moduli motori imposti

Andiamo ora a spiegare questa seconda parte di analisi post estrazione dei moduli, che lavora sempre sui moduli motori e sulle attivazioni appena rilevate, ma con un approccio logico diverso.

Abbiamo infatti deciso di vedere il comportamento dei moduli estratti nella fase BASELINE del task Learning nelle fasi successive dello stesso, ma questa volta non andando a confrontare semplicemente i moduli tramite correlazione (che ci dice solamente se tali moduli hanno o meno un andamento simile), ma esaminando se i moduli della prima fase si 'attivano' in quelle successive. Il processo si attua mantenendo fissa la matrice dei moduli, denominata  $H$ , e andando a calcolare le loro attivazioni, quindi la nuova matrice  $W$ , nelle altre fasi.

Per realizzare questa procedura è stata creata una nuova versione dell'algoritmo 'Nmf' utilizzato precedentemente per l'estrazione dei moduli: nella versione originale, ad ogni iterazione nella minimizzazione della funzione costo venivano aggiornate sia la matrice dei moduli  $H$  che quella delle attivazioni  $W$ , mentre in questo caso noi vogliamo mantenere fissi i valori dei moduli trovati nella fase BASELINE e andare ad aggiornare iterativamente solo la matrice delle attivazioni.

```
function W = newNmf(EMG,H)
    W = rand(size(EMG,1),size(H,1));
    numIt = 100;
    for i = 1:numIt
        W = W .* ((EMG*(H')) ./ (W*H*(H') + 1e-6));
    end
```

Abbiamo sviluppato perciò la function *newNmf*, che richiede in ingresso la matrice dei dati EMG da approssimare e la matrice dei moduli  $H$  da tener

fissa; inizializziamo poi la matrice della attivazioni  $W$  in modo casuale e, una volta stabilito il numero di iterazioni pari a 100 (come nel caso dell'estrazione dei moduli), andiamo ad aggiornarla utilizzando la formula data da Lee e Seung nel caso di Multiplicative Update Rules (Tab. 3.9), cioè:

$$W_{\delta,\alpha}^{i+1} = W_{\delta,\alpha}^i \frac{((EMG(H^{i+1})^T)_{\delta,\alpha})}{(W^i H^{i+1} (H^{i+1})^T)_{\delta,\alpha}} \quad (3.6)$$

Ottenuta così la nuova matrice di attivazione, una per ogni fase considerata, abbiamo deciso di valutare anche la bontà della ricostruzione del segnale EMG operata, andando a calcolare il valore dell'indice VAF, sia sull'intero task che sul singolo step di movimento, in modo da avere dei parametri in più per la valutazione; abbiamo inoltre visualizzato a schermo una prima sovrapposizione visiva tra le attivazioni precedenti e quelle neo calcolate (Fig. 3.15).

```

allTaskVAF = 1-sum(sum((EMGi-EMGr).^2)/sum(sum(EMGi.^2)));
singleTaskVAF = nan(1,round(size(EMGi)/length(step))+1);
for stp = 1:length(step):size(EMGi)
    EMGo = EMGi(stp:(stp+length(step)-1),:);
    Wo = W_fix(stp:(stp+length(step)-1),:);
    EMGr = Wo*fix_H;
    tmpVAF = 1-sum(sum((EMGo-EMGr).^2)/sum(sum(EMGo.^2)));
    singleTaskVAF = [singleTaskVAF tmpVAF];
end
minSingleTaskVAF = nanmin(singleTaskVAF,[],2);

```

Alla fine del processo si calcolo, è stata creata una cartella che conteneva, per ogni task di ogni soggetto, la nuova matrice delle attivazioni  $W$ , i valori VAF dell'intera fase considerata e i valori VAF riferiti al singolo movimento.

Il processo che qui abbiamo descritto si riferisce all'imposizione dei moduli della BASELINE, ma può essere manipolato andando a scegliere la fase da cui prelevare i moduli che saranno poi imposti nelle fasi della Retention. Anche in questa parte di elaborazione, infatti, possiamo usufruire del Bottom Group: in base al bottone che andiamo a selezionare, si decide la fase da cui prelevare i moduli da impostare come fissi, ossia:

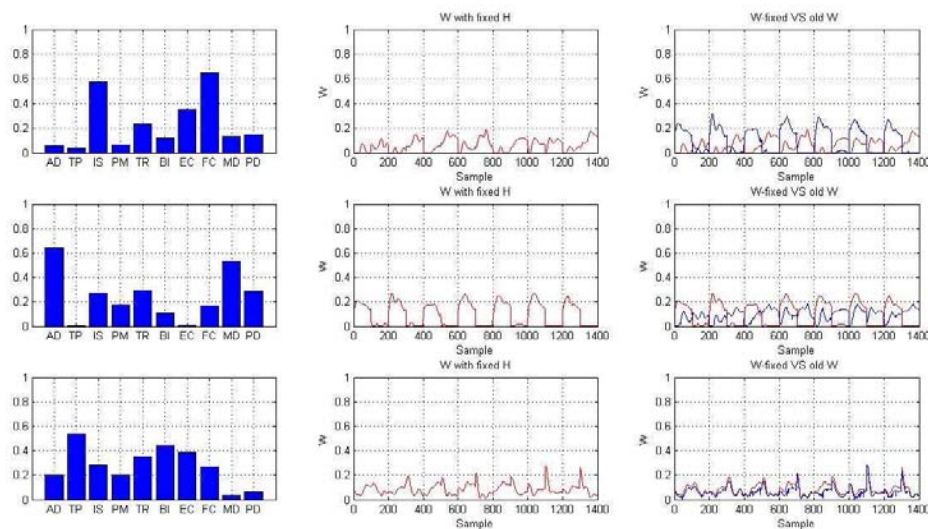


Figura 3.15: Esempio moduli imposti: prima colonna i moduli motori mantenuti fissi, seconda colonna le attivazioni ottenute, terza colonna abbiamo un confronto tra attivazioni dei vecchi moduli e nuove attivazioni ottenute.

- cliccando il radio button *Random* si prelevano i moduli di questa fase dal soggetto in questione e si estraggono le attivazioni dalle diverse fasi del task Learning
- scegliendo invece il button *Pre* l'operazione viene eseguita tra la fase BASELINE del task Learning e tutte le altre fasi dello stesso (ossia il caso descritto in questo paragrafo)
- infine con il radio button *Post* si crea un'operazione un pò diversa dalle due precedenti, cioè il confronto non viene tra una fase e tutte quelle del Learning, ma i moduli fissi vengono estratti dalla fase RE-ADAPTATION LATE del task Learning e vengono ricalcolate le attivazioni  $W$  nella Retention

# Capitolo 4

## Risultati

In questo capitolo viene presentata l'analisi statistica effettuata dopo tutti i numerosi processi di elaborazione numerica, al fine di valutare i risultati nella performance dei task e studiare il comportamento muscolare dei soggetti, a livello di moduli motori e coefficienti di attivazione muscolare rilevati. Per com'è stato strutturato il test sperimentale, l'analisi in questione si basa su un confronto tra fasi di un singolo soggetto (in varie modalità) ma anche un confronto incrociato fra i dodici (ridotti poi a dieci) soggetti, in quanto tutti hanno realizzato i medesimi task e nello stesso ordine cronologico.

Per consentire un'analisi statistica dettagliata si andrà a calcolare, per ogni soggetto, una serie di parametri i cui valori daranno un'indicazione globale sulla qualità con cui è stato svolto il task stesso e sull'andamento dei segnali elettromiografici rilevati. Sull'entità e sulla variazione dei valori di questi parametri si basa l'analisi statistica effettuata.

### 4.1 Analisi cinematica

Come primo passo, ci soffermiamo ad analizzare la performance cinematica tenuta dai partecipanti durante l'esecuzione del test sperimentale. Non andremo ad analizzare nel dettaglio il comportamento del singolo soggetto, ma in questo studio l'unico aspetto cinematico rilevante è l'analisi del task Learning, per evi-

denziare se c'è stato motor adaptation con la presenza del campo di forza. Innanzitutto precisiamo che il numero di soggetti compresi nell'analisi non sono i 12 complessivi che hanno effettivamente partecipato ai test, ma il numero si è ridotto a 10 in quanto: nei dati di un soggetto sono sorti dei problemi nel momento della sincronizzazione post acquisizione, e quindi si è deciso di escluderlo poichè i dati potrebbero portare a falsi risultati; per l'altro soggetto invece il motivo dell'esclusione dall'analisi è stato un problema sorto nei minuti successivi alla somministrazione del test, in quanto l'acquisizione dei segnali durante la fase del Learning (per noi fondamentale) non è andata a buon fine e i dati non si sono salvati, ed era impossibile ripetere il task dato che si basava sul comportamento tenuto dal soggetto al primo approccio con un campo di forza, quindi ripeterlo significava perdere questa prerogativa.

Per ogni partecipante, è stato calcolato l'errore di posizione medio pesato dell'asse x (sinistra-destra), tra la posizione attuale del soggetto e il percorso del riferimento come segue:

$$e_x(k) = \frac{1}{M_k} \sum_{h=1}^{M_k} \left( \sum_{i=1}^{N_k} \frac{(x_s(i) - x_r(i)) * [-sign(v_y(i))]}{N_h} \right)_h \quad (4.1)$$

dove  $k$  indica la fase del task (fase del Learning),  $M_k$  è il numero di movimenti nella fase  $k$ ,  $N_h$  è il numero di campioni nel singolo movimento  $h$ ,  $x_s$  è l'attuale posizione della mano, e  $x_r$  è la posizione del riferimento. Questa formula pesata assegna un valore positivo all'errore quando è nella direzione opposta del campo di forza; questo permette agli errori dei movimenti in avanti (reach) e in indietro (return) di essere mediati, in quanto il campo di forza era in una direzione opposta per ogni movimento.

Nella presentazione dei risultati e nelle figure, abbiamo raggruppato le prove sperimentali nelle fasi principali descritte nelle sezioni precedenti, con qualche piccola modifica: Baseline, Direct Effect (che corrisponde al solo primo movimento con campo di forza attivo), Adaptation Early, Adaptation Medium, Adaptation Late, After Effect (che corrisponde al solo primo movimento alla rimozione del campo), Re-Adaptation Early, Re-Adaptation Medium e Re-Adaptation Late.



Abbiamo effettuato quindi un test statistico One-Way Anova, con misure ripetute, sugli errori appena calcolati e i relativi post-test (Tukey). I risultati indicano che i soggetti hanno mostrato significativi Direct Effects quando il campo di forza è stato applicato per la prima volta ( $p = 0.019$ ), per poi ridurre il loro errore di traiettoria quasi a zero. Tutto il gruppo ha mostrato anche significativi After Effects ( $p = 0.008$ ) quando il campo di forza è stata inaspettatamente rimosso.

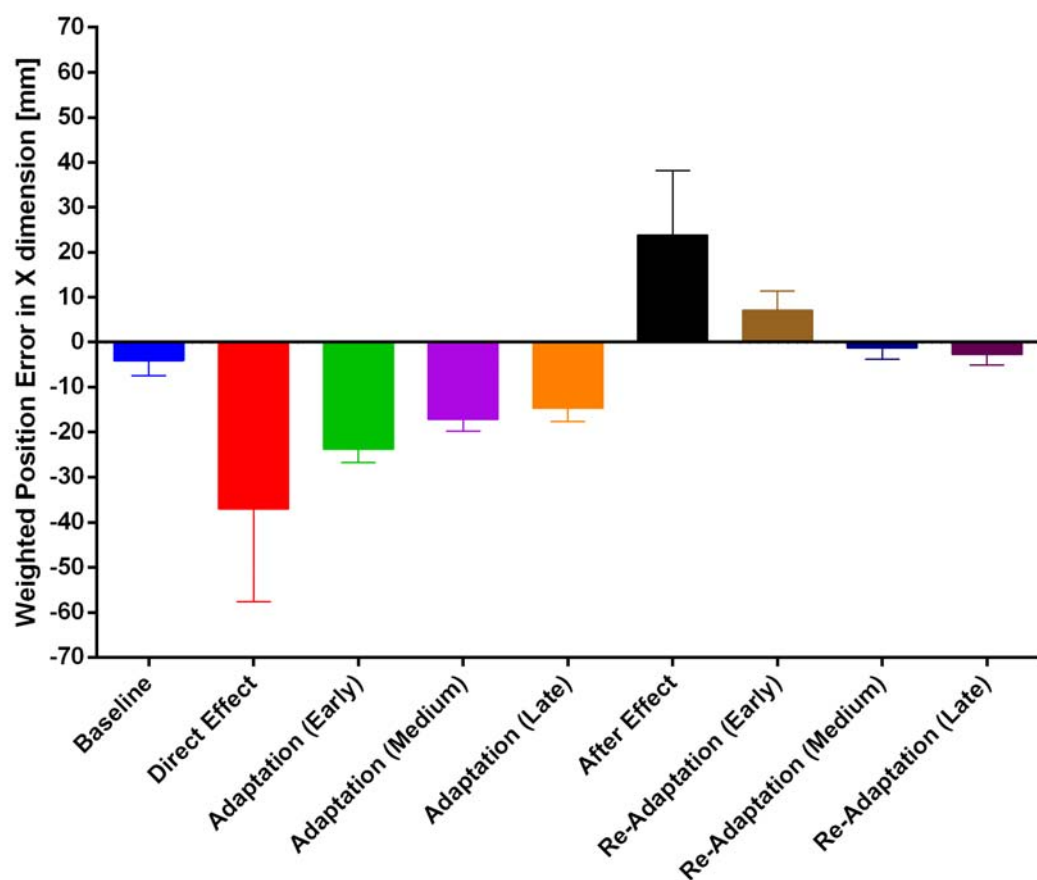


Figura 4.1: Analisi presenza di Learning.

Quindi, il primo risultato è che i partecipanti hanno esibito evidenze comparabili di adattamento al campo di forza e conseguente formazione di un modello interno. Per quanto riguarda la dimensione del Direct Effect e dell'After Effect, dobbiamo sottolineare che le loro misure contengono una sola prova per ogni sog-

getto (come già anticipato) e sono quindi molto rumorose rispetto ad altre misure che sono mediate su più prove.

## 4.2 **Analisi moduli motori**

Prima di procedere con l'esposizione dei risultati dell'analisi, dobbiamo presentare un cambiamento effettuato in fase di elaborazione dei dati: finora abbiamo sempre stabilito che i segnali EMG acquisiti dovessero essere normalizzati rispetto ai valori rilevati durante la massima contrazione volontaria; oltre a questo tipo di normalizzazione, però, abbiamo effettuato delle prove anche fissando da prima il valore massimo di stimolazione rilevato nel task Random, e poi anche il massimo nell'intero task Learning, questo per testare delle analisi fatte in letteratura [35], ma anche perchè effettivamente sembra più giusto normalizzare un segnale rispetto al suo massimo in quella prova rispetto ad un valore acquisito utilizzando il muscolo in una modalità che magari non si andrà mai a verificare in questi tipi di esercizi.

Per questo motivo, nelle discussioni che seguiranno i risultati saranno sempre riferiti ai segnali elettromiografici normalizzati rispetto al massimo valore di ogni muscolo misurato nell'intero task Learning.

Prima di procedere con le analisi mirate, abbiamo visionato l'andamento dei moduli nei vari soggetti, in modo di avere un'ampia prospettiva sulla situazione. La maggioranza dei soggetti (7 su 10) presenta 3 moduli motori per tutte le fasi dei task Learning e Retention e 3/4 moduli per la task Random; i restanti 3 partecipanti (in particolare i soggetti 5, 7 e 10) presentano 2 soli moduli nei task Learning e Retention e 3 moduli nel task Random).

### 4.2.1 **Analisi del segnale EMG**

Come primo approccio all'analisi abbiamo deciso di non focalizzarci immediatamente sui moduli e sulle attivazioni estratte, ma abbiamo da prima analizzato i soli segnali elettromiografici rilevati durante i diversi task dell'intero esperimento. In particolare, bisogna ricordare che la nostra attenzione si andrà a focalizzare

soprattutto sul comportamento motorio durante il task Learning, in cui il soggetto si è trovato ad affrontare una variazione dell'ambiente di lavoro; per questo motivo l'analisi sui tracciati EMG sarà qui sviluppata solo per le 7 fasi del Learning, con l'aggiunta anche della fase Retention, che è strettamente legata al task precedente (in quanto misura l'andamento del soggetto sottoposto alle medesime condizioni della fase Baseline, ma dopo un certo intervallo di tempo).

Abbiamo quindi preso in considerazione la matrice EMG di ogni fase, in cui per ogni colonna abbiamo un muscolo diverso (quindi un totale di 10 colonne) e ad ogni riga corrisponde un campione rilevato ad un certo istante temporale, quindi il numero di righe sarà diverso per ogni fase, a seconda del numero di movimenti realizzati. Si è preferito inoltre suddividere l'analisi tra movimenti di Reach da una parte e movimenti di Return dall'altra, in quanto non trova molto riscontro l'analisi tra movimenti diversi per direzione e/o verso (non ha senso analizzare movimenti che si possono comporre di muscoli diversi).

Per ogni fase, quindi, è stato calcolato il valore medio del segnale nei due diversi tipi di movimento: avremo, ad esempio, il valore medio del Deltoide Anteriore nel movimento di Reach della fase Baseline, il valore medio dello stesso muscolo nella stessa fase ma nei movimenti di Return, e così via per tutti i muscoli e per tutte le fasi.

Questi dati sono stati analizzati con un Two-way Anova test a misure ripetute, in cui le due direzioni considerate sono state le fasi sulle colonne e i muscoli nelle righe; in particolare è stato realizzato un Post Hoc test di confronto tra tutti i valori medi nei movimenti Reach e un separato test per tutti i movimenti di Return. Dai risultati è emerso innanzitutto che i valori di significatività più elevata vengono rilevati nei muscoli EC (Estensore del polso) ed FC (Flessore del polso), ossia i due muscoli antagonisti dell'avambraccio. In particolare:

- nella fase Adaptation Early, i due muscoli FC ed EC sono contemporaneamente attivi e significativamente diversi rispetto alla fase Baseline (anche in modo molto rilevante), con  $p < 0.0001$  sia nei movimenti di Reach che in quelli di Return. Questo potrebbe significare che nel momento in cui il soggetto si trova inaspettatamente a dover agire in un campo di forza, ten-

de ad irrigidirsi per bilanciare le spinte ortogonali al suo movimento, e per farlo attiva contemporaneamente i due muscoli antagonisti, rendendo più rigido tutto l'avambraccio in movimento. A conferma di ciò sono i risultati provenienti dalle altre due fasi di Adaptation

- prendendo in considerazione solo i movimenti di Reach, si evince che nelle fasi di Adaptation Medium e Adaptation Late il comportamento di diversifica rispetto alla fase Early; infatti mentre il muscolo EC continua a mantenere una certa differenza significativa rispetto alla Baseline (rispettivamente  $p = 0.002$  e  $p = 0.03$ ), il muscolo FC perde questa significatività nelle due fasi citate: questo indica che EC continua ad agire di più rispetto alla condizione priva di forza, mentre FC sembra aver recuperato la condizione iniziale di azione. Questo aspetto si può interpretare pensando che evidentemente nella prima fase di adattamento il soggetto, trovandosi in difficoltà poichè è al primo approccio con il campo di forza, tende appunto ad irrigidirsi per portare a buon fine i movimenti, mentre nelle fasi successive inizia ad adattarsi e a capire come organizzare il movimento. In particolare, nel movimento di Reach si limita ad estendere il polso.
- stesso concetto si può applicare ai movimenti di Return, ma in modo duale: in questo caso infatti i muscoli invertono il comportamento, cioè il muscolo FC risulta significativamente diverso dalla situazione base in entrambe le fasi di Adaptation Medium ed Adaptation Late (rispettivamente  $p = 0.003$  e  $p = 0.02$ ), indicando che la sua attività è notevolmente diversa. L'Estensore invece perde la differenza significativa in queste due fasi, implicando che esso ritorni alla sua iniziale funzionalità e indicando che l'irrigidimento nei movimenti di Return è svanito (come confermato nel punto precedente)

Altro aspetto importante in questa analisi è il fatto che l'andamento della significatività diminuisce man mano che ci si allontana dalla fase di Baseline e inoltre, a fine Adaptation, cioè nelle fasi di Re-Adaptation in cui il campo di forza è stato rimosso, i due muscoli hanno ripreso la normale funzionalità rilevata nella Baseline, a conferma che la loro maggior attivazione nella fase con forza applicata dipende proprio dalla volontà del soggetto di resistere a questa imposizione, per

portare a termine ogni movimento.

Nelle fig. 4.2, 4.3, 4.4 e 4.5 vediamo l'insieme di valori medi dei segnali EMG, separati in movimenti di Reach e di Return.

	SUB	AD	TP	IS	PM	TR	BI	EC	FC	MD	PD
BASELINE	1	0,42625	0,37226	0,29178	0,38778	0,30563	0,17619	0,11776	0,05262	0,54347	0,25801
	2	0,40383	0,38235	0,29438	0,24144	0,35918	0,18006	0,12983	0,07379	0,40844	0,22659
	3	0,39691	0,32559	0,27332	0,33850	0,53809	0,34207	0,19250	0,27128	0,43884	0,40826
	4	0,42132	0,23502	0,23391	0,15057	0,29068	0,20724	0,20088	0,23414	0,40841	0,26224
	5	0,49716	0,47366	0,26485	0,13145	0,31890	0,36084	0,27583	0,30363	0,46062	0,29870
	6	0,48088	0,20759	0,33622	0,18350	0,36199	0,23223	0,28322	0,50090	0,36557	0,30975
	7	0,45471	0,42570	0,29477	0,22815	0,38001	0,15480	0,21849	0,46727	0,47150	0,19557
	8	0,37103	0,31567	0,31898	0,30544	0,37244	0,10861	0,07234	0,07512	0,56738	0,21997
	9	0,23410	0,44299	0,44886	0,27701	0,32746	0,23572	0,14135	0,07235	0,44875	0,11760
	10	0,41990	0,38872	0,33477	0,38661	0,31552	0,19311	0,12547	0,06027	0,52930	0,24382
ADAPTATION EARLY	1	0,36956	0,29088	0,28139	0,37374	0,30775	0,23184	0,44360	0,23479	0,38997	0,21039
	2	0,43753	0,32550	0,34102	0,38806	0,45176	0,30115	0,28237	0,23908	0,39780	0,25582
	3	0,33219	0,27080	0,26731	0,35031	0,44779	0,36293	0,24049	0,34160	0,41018	0,33587
	4	0,21789	0,25200	0,43691	0,20519	0,44218	0,24827	0,37363	0,43680	0,23663	0,41809
	5	0,35051	0,43212	0,32730	0,29074	0,39224	0,45003	0,37380	0,39344	0,36521	0,32005
	6	0,42142	0,22774	0,22277	0,22276	0,22661	0,19230	0,28891	0,41046	0,26615	0,19390
	7	0,46105	0,47620	0,29485	0,28067	0,40838	0,22961	0,27524	0,60244	0,46175	0,19483
	8	0,35682	0,51134	0,41099	0,40283	0,45264	0,24177	0,38774	0,32129	0,50532	0,20818
	9	0,21453	0,45746	0,43862	0,33357	0,31401	0,25479	0,21452	0,07295	0,41284	0,09748
	10	0,37029	0,31752	0,32568	0,37432	0,31738	0,24180	0,41059	0,21966	0,39498	0,20215
ADAPTATION MEDIUM	1	0,30145	0,22770	0,21435	0,28322	0,23158	0,15589	0,29815	0,16010	0,31562	0,14740
	2	0,50095	0,33879	0,37976	0,46419	0,48206	0,33818	0,33726	0,23497	0,45203	0,26636
	3	0,34592	0,26730	0,27820	0,31326	0,50024	0,32944	0,21074	0,35665	0,40489	0,32787
	4	0,44062	0,34386	0,29981	0,26584	0,34869	0,34923	0,22588	0,38733	0,47098	0,29937
	5	0,28596	0,38776	0,28740	0,23489	0,38130	0,35442	0,26179	0,30162	0,40094	0,34395
	6	0,41348	0,32355	0,22498	0,19684	0,18827	0,18078	0,21154	0,29444	0,23351	0,17320
	7	0,47987	0,52601	0,27972	0,28928	0,39755	0,21836	0,24459	0,56708	0,48331	0,17031
	8	0,34289	0,47764	0,37304	0,39248	0,37879	0,24021	0,29814	0,21521	0,51499	0,18870
	9	0,20602	0,40467	0,42520	0,31458	0,26759	0,24510	0,23590	0,07923	0,38914	0,09018
	10	0,31069	0,26223	0,26702	0,29512	0,25073	0,17535	0,28332	0,15431	0,32993	0,14703
ADAPTATION LATE	1	0,33090	0,30912	0,22518	0,33985	0,25087	0,18440	0,17766	0,10239	0,38248	0,18659
	2	0,51103	0,31291	0,37957	0,44547	0,48925	0,34818	0,45647	0,27041	0,46224	0,28135
	3	0,34768	0,28217	0,27657	0,34466	0,46871	0,36725	0,23778	0,35217	0,41800	0,29548
	4	0,47142	0,32935	0,28389	0,26066	0,28824	0,33707	0,25859	0,37419	0,52999	0,27573
	5	0,31094	0,40238	0,29432	0,27137	0,38481	0,41648	0,26618	0,32019	0,39574	0,32327
	6	0,45645	0,27517	0,21184	0,23041	0,19929	0,20027	0,22155	0,30571	0,25657	0,17934
	7	0,39785	0,50441	0,23351	0,20603	0,34600	0,19584	0,20626	0,54980	0,47540	0,18364
	8	0,33902	0,44843	0,32242	0,38068	0,38823	0,19324	0,25947	0,18847	0,49600	0,17972
	9	0,20314	0,41886	0,38279	0,31937	0,26876	0,20893	0,19146	0,06911	0,38451	0,08905
	10	0,33647	0,33348	0,27650	0,34467	0,26760	0,20029	0,17789	0,10382	0,38843	0,18132

Figura 4.2: Valori EMG - Movimenti di Reach: ogni colonna corrisponde ad un diverso muscolo, ogni riga un diverso soggetto in una data fase.



	SUB	AD	TP	IS	PM	TR	BI	EC	FC	MD	PD
RE-ADAPTATION EARLY	1	0,29468	0,31338	0,29219	0,22816	0,30134	0,24636	0,14028	0,07519	0,47573	0,25223
	2	0,33758	0,28005	0,30570	0,25803	0,39982	0,23721	0,19680	0,12628	0,34315	0,26179
	3	0,33605	0,27277	0,32348	0,27460	0,49117	0,31567	0,27582	0,41907	0,38780	0,30189
	4	0,43420	0,37011	0,29736	0,17717	0,31100	0,25400	0,19538	0,28772	0,46662	0,28174
	5	0,42804	0,37245	0,32728	0,18780	0,37058	0,35492	0,21492	0,28200	0,46154	0,33416
	6	0,43651	0,25907	0,25277	0,21972	0,21496	0,17846	0,21419	0,34546	0,25222	0,19480
	7	0,43243	0,49174	0,31328	0,20774	0,37575	0,19611	0,22731	0,57198	0,52329	0,20462
	8	0,28867	0,47106	0,34085	0,20984	0,36440	0,11472	0,17444	0,16907	0,49812	0,18485
	9	0,22718	0,45648	0,48631	0,31270	0,33500	0,22389	0,19973	0,08703	0,40449	0,10795
	10	0,30478	0,33720	0,33513	0,24694	0,31176	0,25451	0,14519	0,08002	0,47002	0,23876
RE-ADAPTATION MEDIUM	1	0,35868	0,34386	0,26895	0,24693	0,26941	0,21552	0,08812	0,04541	0,57592	0,23962
	2	0,42915	0,17448	0,27449	0,23724	0,39577	0,16079	0,11819	0,05418	0,43960	0,26523
	3	0,30027	0,29671	0,28519	0,24354	0,38896	0,33323	0,21705	0,29534	0,39821	0,26759
	4	0,43079	0,40805	0,25692	0,17491	0,29737	0,24139	0,19903	0,25472	0,51270	0,28718
	5	0,24973	0,29062	0,20799	0,15172	0,34237	0,27015	0,17884	0,25513	0,37928	0,30669
	6	0,39221	0,28820	0,19004	0,13797	0,18959	0,15319	0,15505	0,26284	0,23486	0,16980
	7	0,43244	0,46447	0,28479	0,19595	0,37445	0,16555	0,18408	0,48962	0,50137	0,17284
	8	0,23558	0,46692	0,31435	0,16743	0,30909	0,07244	0,08773	0,10671	0,47556	0,18403
	9	0,21737	0,45077	0,47213	0,29607	0,26520	0,19530	0,16485	0,07091	0,39767	0,10189
	10	0,36078	0,36387	0,31480	0,26336	0,28382	0,22752	0,09954	0,05395	0,55769	0,22773
RE-ADAPTATION LATE	1	0,37267	0,36753	0,24348	0,28405	0,23390	0,18471	0,08214	0,04317	0,56212	0,20421
	2	0,36185	0,11019	0,25376	0,19506	0,33333	0,12233	0,12726	0,06421	0,36512	0,22499
	3	0,34446	0,29314	0,32373	0,31930	0,51807	0,34303	0,20409	0,38370	0,44656	0,33964
	4	0,39205	0,42463	0,23537	0,17631	0,31905	0,23185	0,17381	0,20750	0,49573	0,29788
	5	0,25542	0,28881	0,14148	0,09703	0,33095	0,24742	0,14027	0,23486	0,42258	0,32169
	6	0,37880	0,28727	0,18341	0,14789	0,16961	0,13867	0,13469	0,22380	0,23264	0,15343
	7	0,41114	0,41587	0,26825	0,17923	0,35078	0,14812	0,17300	0,44690	0,49300	0,17812
	8	0,21105	0,42215	0,27316	0,16153	0,35819	0,06792	0,05839	0,12155	0,46277	0,20131
	9	0,22587	0,42779	0,42996	0,31287	0,26774	0,20337	0,13492	0,06200	0,42803	0,09848
	10	0,37301	0,38458	0,29251	0,29585	0,25276	0,20056	0,09431	0,05200	0,54561	0,19674
RETENTION	1	0,34005	0,40398	0,26267	0,27692	0,27748	0,15759	0,12063	0,06116	0,49042	0,27036
	2	0,50530	0,22108	0,32869	0,30306	0,44528	0,22438	0,15605	0,07962	0,48551	0,27332
	3	0,41155	0,28480	0,38868	0,35267	0,60508	0,38797	0,13464	0,24348	0,48124	0,42733
	4	0,40359	0,40911	0,23282	0,24215	0,27839	0,17646	0,20421	0,33574	0,38553	0,23134
	5	0,67095	0,90528	0,29949	0,11958	0,30430	0,54325	0,20477	0,23151	0,52083	0,26857
	6	0,46610	0,11978	0,27977	0,19616	0,26913	0,19459	0,26059	0,42476	0,29901	0,24179
	7	0,25768	0,36258	0,32120	0,14387	0,32383	0,11497	0,16511	0,37514	0,48781	0,14484
	8	0,31474	0,16750	0,30107	0,23801	0,41823	0,07627	0,06715	0,04211	0,53396	0,24718
	9	0,25955	0,56426	0,54334	0,36532	0,38246	0,24313	0,16394	0,09851	0,39615	0,12297
	10	0,53086	0,32969	0,52238	0,52794	0,56579	0,24543	0,25536	0,24234	0,54420	0,36991

Figura 4.3: Valori EMG - Movimenti di Reach: ogni colonna corrisponde ad un diverso muscolo, ogni riga un diverso soggetto in una data fase.

	SUB	AD	TP	IS	PM	TR	BI	EC	FC	MD	PD
BASELINE	1	0,11660	0,16623	0,33615	0,12944	0,54627	0,49400	0,19893	0,11960	0,48800	0,54164
	2	0,07224	0,19261	0,20306	0,09252	0,30139	0,16791	0,21772	0,09213	0,07053	0,19513
	3	0,09248	0,15238	0,25227	0,07278	0,24216	0,27133	0,37018	0,17839	0,14982	0,33948
	4	0,12477	0,12812	0,21569	0,06570	0,21351	0,14651	0,30542	0,20833	0,08893	0,21494
	5	0,14972	0,29088	0,21943	0,09302	0,23782	0,34031	0,31015	0,22350	0,20454	0,26253
	6	0,14339	0,16639	0,30767	0,11159	0,22018	0,17216	0,42456	0,49751	0,08143	0,11649
	7	0,20810	0,27013	0,22075	0,12447	0,38367	0,16431	0,37714	0,41656	0,30451	0,34035
	8	0,11413	0,14941	0,46089	0,15434	0,25413	0,34680	0,14052	0,03697	0,18029	0,19279
	9	0,08443	0,46012	0,42971	0,13388	0,38046	0,25652	0,37422	0,08536	0,21744	0,21219
	10	0,11660	0,16623	0,33615	0,12944	0,54627	0,49400	0,19893	0,11960	0,48800	0,54164
ADAPTATION EARLY	1	0,07804	0,15535	0,48531	0,11558	0,43428	0,32219	0,42470	0,29657	0,33319	0,44375
	2	0,11472	0,27996	0,39025	0,18219	0,45679	0,21920	0,30170	0,36127	0,09490	0,37609
	3	0,07369	0,13554	0,37245	0,06772	0,24288	0,29419	0,46527	0,33743	0,12286	0,34145
	4	0,26094	0,27254	0,27245	0,18368	0,31351	0,28240	0,32501	0,46033	0,31181	0,30087
	5	0,24278	0,52984	0,48472	0,29546	0,39504	0,41878	0,39284	0,42446	0,30020	0,41828
	6	0,12280	0,12370	0,25945	0,06490	0,14837	0,13049	0,38533	0,47868	0,10289	0,11798
	7	0,13662	0,30506	0,27630	0,14084	0,38578	0,18801	0,44793	0,60493	0,30338	0,42572
	8	0,09937	0,35430	0,52461	0,19325	0,26366	0,56019	0,56901	0,37432	0,17547	0,16803
	9	0,07893	0,42190	0,43322	0,15170	0,33802	0,22862	0,42454	0,07891	0,19778	0,18011
	10	0,07804	0,15535	0,48531	0,11558	0,43428	0,32219	0,42470	0,29657	0,33319	0,44375
ADAPTATION MEDIUM	1	0,06662	0,14447	0,41326	0,08707	0,42112	0,27027	0,27560	0,16341	0,36218	0,42615
	2	0,08789	0,24025	0,44152	0,15506	0,46884	0,16826	0,32139	0,33473	0,08407	0,42215
	3	0,07705	0,15285	0,32667	0,07335	0,21990	0,26591	0,43761	0,36025	0,11453	0,31812
	4	0,09988	0,26220	0,48628	0,14685	0,26305	0,22915	0,41138	0,45766	0,09386	0,32130
	5	0,18094	0,43404	0,32977	0,21427	0,37322	0,30611	0,25540	0,28205	0,31822	0,40134
	6	0,04911	0,17734	0,18600	0,05244	0,10205	0,10892	0,37384	0,29448	0,05967	0,08693
	7	0,16755	0,31141	0,26793	0,13480	0,36930	0,19605	0,43227	0,58548	0,32986	0,45341
	8	0,08971	0,36377	0,43011	0,16581	0,22932	0,49202	0,41066	0,17061	0,18787	0,14354
	9	0,06496	0,40233	0,42921	0,13525	0,25612	0,19170	0,37647	0,06588	0,16847	0,14440
	10	0,06662	0,14447	0,41326	0,08707	0,42112	0,27027	0,27560	0,16341	0,36218	0,42615
ADAPTATION LATE	1	0,07413	0,16763	0,39762	0,10428	0,46703	0,32177	0,24594	0,09744	0,40530	0,50823
	2	0,08529	0,24591	0,43418	0,15189	0,44617	0,14918	0,42092	0,41544	0,08608	0,42427
	3	0,08796	0,15779	0,38551	0,08191	0,23579	0,36533	0,47797	0,32744	0,13374	0,29776
	4	0,11412	0,27432	0,44332	0,11572	0,20505	0,26058	0,39170	0,39078	0,12896	0,22068
	5	0,18462	0,44535	0,35886	0,30935	0,34330	0,34358	0,32872	0,32372	0,27264	0,42059
	6	0,04431	0,19491	0,17880	0,05385	0,10652	0,12316	0,34709	0,32497	0,04947	0,08350
	7	0,13222	0,32365	0,23929	0,11778	0,31711	0,17698	0,37328	0,52543	0,33872	0,40646
	8	0,07105	0,35076	0,39718	0,14673	0,19165	0,31704	0,41326	0,15703	0,19162	0,13941
	9	0,05248	0,44679	0,46295	0,15593	0,28774	0,17159	0,35557	0,07182	0,15762	0,19365
	10	0,07413	0,16763	0,39762	0,10428	0,46703	0,32177	0,24594	0,09744	0,40530	0,50823

Figura 4.4: Valori EMG - Movimenti di Return: ogni colonna corrisponde ad un diverso muscolo, ogni riga un diverso soggetto in una data fase.



	SUB	AD	TP	IS	PM	TR	BI	EC	FC	MD	PD
RE-ADAPTATION EARLY	1	0,15441	0,20281	0,31975	0,13238	0,40116	0,37081	0,19969	0,07706	0,46498	0,38647
	2	0,22345	0,27490	0,30684	0,18488	0,40466	0,20852	0,19432	0,18596	0,20595	0,30186
	3	0,08861	0,15364	0,26973	0,07019	0,20720	0,35489	0,36288	0,28480	0,13615	0,23127
	4	0,12252	0,30672	0,23728	0,10403	0,24899	0,17276	0,29124	0,31475	0,15830	0,21105
	5	0,15885	0,30703	0,27074	0,19700	0,26138	0,30850	0,26024	0,27348	0,22119	0,33335
	6	0,05963	0,16813	0,11265	0,04643	0,10695	0,11978	0,28417	0,28682	0,06685	0,08648
	7	0,17098	0,35187	0,23215	0,11672	0,35253	0,21272	0,39985	0,47296	0,33144	0,37301
	8	0,07390	0,37507	0,37180	0,12552	0,21674	0,23696	0,24984	0,11881	0,24364	0,21055
	9	0,07126	0,44859	0,42275	0,11155	0,33568	0,23047	0,38686	0,11081	0,18391	0,21633
	10	0,15441	0,20281	0,31975	0,13238	0,40116	0,37081	0,19969	0,07706	0,46498	0,38647
RE-ADAPTATION MEDIUM	1	0,08939	0,18381	0,28566	0,09790	0,44488	0,45273	0,15477	0,06849	0,46639	0,44927
	2	0,04662	0,06966	0,18588	0,07362	0,26415	0,11847	0,15137	0,06091	0,06719	0,19318
	3	0,09081	0,15392	0,27773	0,07593	0,27158	0,38215	0,36471	0,23893	0,12810	0,22945
	4	0,13548	0,38077	0,21091	0,10799	0,24914	0,13263	0,25313	0,26277	0,17901	0,23719
	5	0,11158	0,25307	0,15371	0,16492	0,21945	0,19662	0,21687	0,20834	0,18257	0,26376
	6	0,06475	0,16040	0,10610	0,03811	0,10139	0,14533	0,24727	0,22475	0,06484	0,07400
	7	0,16393	0,30776	0,19274	0,12002	0,32308	0,16354	0,41573	0,47648	0,32103	0,33458
	8	0,07408	0,37187	0,27014	0,10929	0,18754	0,11377	0,11096	0,05056	0,21007	0,21298
	9	0,06849	0,45316	0,38378	0,13105	0,34498	0,25817	0,36041	0,07173	0,17690	0,16452
	10	0,08939	0,18381	0,28566	0,09790	0,44488	0,45273	0,15477	0,06849	0,46639	0,44927
RE-ADAPTATION LATE	1	0,09801	0,18957	0,26629	0,10450	0,48953	0,42231	0,13284	0,07704	0,46164	0,47205
	2	0,03790	0,06017	0,17282	0,06877	0,23136	0,06786	0,16858	0,09189	0,05184	0,18953
	3	0,09659	0,16874	0,29499	0,07763	0,24917	0,36993	0,37063	0,25456	0,14590	0,29922
	4	0,12441	0,41561	0,16762	0,11211	0,26372	0,10864	0,22575	0,20332	0,20107	0,22786
	5	0,10136	0,22472	0,09939	0,09773	0,23040	0,17871	0,17643	0,20218	0,20637	0,26144
	6	0,06665	0,14460	0,12016	0,04025	0,11124	0,15701	0,23740	0,25503	0,06842	0,07403
	7	0,15937	0,29578	0,21358	0,11458	0,33118	0,15768	0,42209	0,45486	0,32193	0,37563
	8	0,07822	0,36367	0,24780	0,09964	0,14447	0,08114	0,06375	0,05842	0,15253	0,16844
	9	0,06630	0,44254	0,42034	0,12325	0,35988	0,25493	0,28908	0,06427	0,17835	0,17489
	10	0,09801	0,18957	0,26629	0,10450	0,48953	0,42231	0,13284	0,07704	0,46164	0,47205
RETENTION	1	0,09424	0,14901	0,31383	0,09824	0,50879	0,50462	0,20173	0,19178	0,45970	0,51097
	2	0,10836	0,14423	0,22108	0,10940	0,34229	0,24463	0,24189	0,09544	0,11036	0,22111
	3	0,08687	0,14753	0,32802	0,06978	0,38016	0,58687	0,32604	0,19735	0,16775	0,35820
	4	0,12908	0,40241	0,24794	0,16045	0,24644	0,14173	0,33144	0,39963	0,12274	0,31713
	5	0,14313	0,48549	0,20068	0,09798	0,19819	0,32449	0,23727	0,21488	0,16990	0,21804
	6	0,14707	0,11502	0,27903	0,08696	0,19903	0,19303	0,49357	0,48472	0,10700	0,13222
	7	0,09765	0,24374	0,20796	0,09451	0,31393	0,10776	0,39717	0,32345	0,28899	0,39695
	8	0,11825	0,09284	0,37219	0,13138	0,20079	0,22769	0,14143	0,04500	0,19043	0,18336
	9	0,06751	0,56640	0,60570	0,10936	0,46187	0,36231	0,41908	0,12291	0,19793	0,39750
	10	0,33211	0,22145	0,35550	0,28701	0,36819	0,40568	0,38183	0,30672	0,26267	0,21315

Figura 4.5: Valori EMG - Movimenti di Return: ogni colonna corrisponde ad un diverso muscolo, ogni riga un diverso soggetto in una data fase.

### 4.2.2 Analisi del VAF

Dallo studio del comportamento dei segnali elettromiografici è dunque emerso che c'è stata una variazione durante il campo di forza: per questo motivo si è deciso di passare direttamente allo studio dei moduli motori rilevati.

Considerato il fatto che la variazione a livello muscolare è stata rilevata soprattutto tra la fase Baseline e le successive, si è deciso di andare ad analizzare in dettaglio proprio il comportamento dei moduli in questa parte del test sperimentale. Abbiamo deciso di sfruttare la parte di elaborazione dati, implementata nella GUI di analisi dati, in cui andiamo a fissare una certa matrice di moduli e a ricalcolare le loro attivazioni nelle parti successive, oltre ai valori VAF per l'intero task e per ogni movimento (Sez. 3.11); nel nostro caso i moduli da considerare sono quelli relativi alla prima fase del task Learning (la Baseline per l'appunto), e l'andamento da porre in analisi è relativo alle restanti 6 fasi del medesimo task, con l'aggiunta della fase di Retention.

Un volta effettuata questa operazione, abbiamo deciso di analizzare in particolare i valori VAF ottenuti da ogni singolo soggetto in ogni fase del Learning, in quanto questo parametro indica la bontà di ricostruzione del segnale EMG di ogni fase ad opera dei moduli della sola fase Baseline. Siamo andati a confrontare statisticamente la differenza tra questi valori nella Baseline (in cui i moduli sono effettivamente quelli rilevati) con quelli ottenuti nelle altre fasi: nella tabella 4.6 vengono visualizzati tutti i valori assunti da questi parametri, in cui ogni riga corrisponde ad un soggetto ed ogni colonna ad una diversa fase del task considerato.

Su questi dati è stata realizzato poi un test statistico One-Way ANOVA, con misure ripetute: è emerso che i valori tra le fasi sono significativamente diversi, quindi ci sono state delle modifiche e questo implica direttamente una variazione dei moduli. La differenza significativa rispetto alla Baseline si presenta nelle seguenti fasi: Adaptation Medium ( $p = 0.002$ ), Adaptation Late ( $p = 0.0059$ ), Re-Adaptation Early ( $p = 0.0208$ ), Re-Adaptation Medium ( $p = 0.0237$ ) e Re-Adaptation Late ( $p = 0.0273$ ). L'unica fase in cui non vi è differenza rilevante è l'Adaptation Early (con  $p = 0.0816$ ), in quanto probabilmente il soggetto in questa prima fase di presenza del campo di forza non ha ancora modificato i suoi

	BASE	ADAP1	ADAP2	ADAP3	RE-ADAP1	RE-ADAP2	RE-ADAP3
<b>Subj 1</b>	0,9764	0,814179	0,891056	0,950324	0,958737	0,963788	0,961278
<b>Subj 2</b>	0,9702	0,900369	0,902033	0,886359	0,951732	0,960736	0,950236
<b>Subj 3</b>	0,9618	0,935123	0,929001	0,929829	0,911658	0,913877	0,930985
<b>Subj 4</b>	0,957	0,904922	0,900293	0,911064	0,932228	0,917989	0,89002
<b>Subj 5</b>	0,9641	0,932169	0,926212	0,921643	0,946138	0,917546	0,895477
<b>Subj 6</b>	0,9632	0,950655	0,927308	0,926222	0,928029	0,928795	0,922742
<b>Subj 7</b>	0,9535	0,940094	0,950696	0,939457	0,944783	0,95013	0,950504
<b>Subj 8</b>	0,9683	0,798025	0,890782	0,872728	0,883264	0,863272	0,860667
<b>Subj 9</b>	0,9702	0,958908	0,951969	0,952137	0,962688	0,954618	0,961661
<b>Subj 10</b>	0,9552	0,925562	0,877763	0,849161	0,879608	0,910514	0,92673

Figura 4.6: Valori VAF con moduli motori imposti.

moduli, ma lo fa solo nelle parti successive.

La variazione dei valori VAF indica che i moduli della fase Baseline non spiegano bene l'andamento dei segnali muscolari nelle successive parti del test, quindi c'è effettivamente una tendenza dei moduli a variare: si può notare in particolare che la significatività tende a diminuire in valore nelle fasi finali, ossia nelle 3 fasi di Re-Adaptation (Early, Medium e Late), quindi si può pensare che i soggetti verso la fine del task tendano ad avvicinarsi ai moduli originali rilevati nella fase iniziale di test.

Oltre ai singoli confronti con la Baseline, sono stati realizzati anche dei confronti incrociati tra tutte le varie fasi del task, in modo da vedere anche la differenza tra le diverse parti: il test One-Way ANOVA conferma che la significatività è rilevante tra Baseline e Adaptation Medium ( $p = 0.0072$ ) e tra Baseline e Adaptation Late ( $p = 0.0205$ ), a conferma del fatto che per i soggetti la variazione dei moduli per adattarsi ad un nuovo ambiente di lavoro non è immediata, ma ci serve un certo intervallo di tempo per poter realizzare il cambiamento. In Fig.4.7 è possibile vedere l'andamento dei valori medi VAF per ogni singola fase considerata.

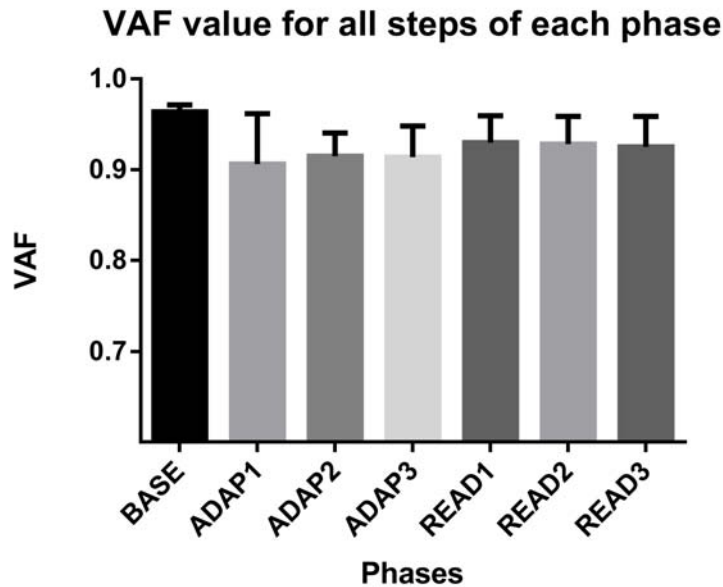


Figura 4.7: Grafico dell'andamento dei valori medi VAF nelle varie fasi.

### 4.2.3 Analisi della correlazione

Dopo aver analizzato l'andamento delle attivazioni muscolari imponendo i moduli di una determinata fase, abbiamo deciso di passare ad un altro tipo di studio: visto che dai risultati precedenti si evince un cambiamento nei moduli durante il task Learning, si è deciso di studiare il grado di correlazione presente tra gli effettivi moduli rilevati nell'analisi delle diverse fasi (Sez. 3.9). Per effettuare questo tipo di operazione sono stati utilizzati i coefficienti di correlazione ricavati dall'interfaccia di elaborazione (Sez. 3.10), che indicano in modo esaustivo la corrispondenza diretta tra moduli di una fase e moduli dell'altra con cui è stata confrontata, specificando anche l'entità di tale legame.

Per ogni confronto tra due fasi, ci ritroviamo ad avere 2 o 3 coefficienti di correlazione, in quanto mediamente tale è il numero di moduli presenti; abbiamo deciso, come primo passo, di andare ad analizzare il valore minimo di tali coefficienti per ogni fase considerata (4.8). Questo perchè il valore minimo rappresenta il valore di correlazione più basso tra due moduli, e quindi implicitamente anche il grado di diversità del modulo che è risultato meno correlato con un altro. Considerando il minimo, infatti, sappiamo che andiamo ad analizzare il modulo che ha trovato

meno riscontro nell'altra fase, in quanto gli altri moduli della prima avranno sicuramente correlazione maggiore rispetto al minimo e quindi un più alto legame con la seconda fase presa in esame.

	BASE	ADAP1	ADAP2	ADAP3	RE-ADAP1	RE-ADAP2	RE-ADAP3	RETENTION
<b>Subj 1</b>	1	0,118586	-0,02472	0,789466	0,937266	0,95607	0,956027	0,960869
<b>Subj 2</b>	1	0,609022	0,609132	0,17166	0,910496	0,891436	-0,27028	0,894894
<b>Subj 3</b>	1	0,635018	0,840168	-0,04084	0,502125	0,226581	0,687884	0,391195
<b>Subj 4</b>	1	0,071006	0,643352	0,802371	0,811707	0,724758	0,435544	0,423751
<b>Subj 5</b>	1	-0,02386	-0,16589	0,214807	-0,37394	0,152334	0,103639	0,112365
<b>Subj 6</b>	1	0,768382	0,585646	0,737218	0,522407	-0,63932	0,38707	0,355481
<b>Subj 7</b>	1	-0,14114	0,436962	-0,23458	-0,47336	-0,15476	-0,30009	-0,31953
<b>Subj 8</b>	1	-0,27613	0,787706	0,688088	0,77281	0,561495	0,578505	0,928834
<b>Subj 9</b>	1	0,845793	0,668636	0,831368	0,900618	0,858545	0,863632	0,729189
<b>Subj 10</b>	1	0,468122	0,445897	0,320288	0,308495	0,506518	0,700296	0,904475

Figura 4.8: Coefficienti di correlazione minimi di ogni soggetto, per ogni fase.

Per analizzare questo tipo di dato, abbiamo deciso di verificare tramite dei t-test se il valor medio delle correlazioni minime per ogni fase considerata risulta significativamente inferiore ad un certo valore imposto (pari a 0.8); questo valore non è stato scelto casualmente, ma corrisponde al valore della soglia con cui noi andiamo a stabilire se la correlazione tra due moduli è valida (quindi stiamo trattando lo stesso modulo in due fasi diverse) o se invece il modulo è cambiato significativamente. Analizzando i risultati, si realizza che nelle 3 fasi di Adaptation la media è significativamente inferiore al valore imposto (in particolare  $p = 0.0022$  per Adaptation Early,  $p = 0.0067$  per Adaptation Medium e  $p = 0.0077$  per Adaptation Late) indicando che effettivamente i due moduli considerati sono diversi nel passaggio dalla Baseline ad ognuna delle tre fasi.

Per quanto riguarda invece il valor medio nelle 3 fasi di Re-Adaptation, sparisce la significatività nella differenza tra questo e il valore della soglia imposta ( $p \neq 0.05$ ): questo conferma che nelle ultime fasi del task il soggetto torna ad avere un correlazione più elevata tra i moduli della Baseline e quelli delle tre altre fasi, con la conseguenza che evidentemente i moduli sono ritornati pressochè uguali

alla fase iniziale del task. In Fig. 4.9 si può vedere l'andamento della media dei coefficienti di correlazione minimi per ogni fase.

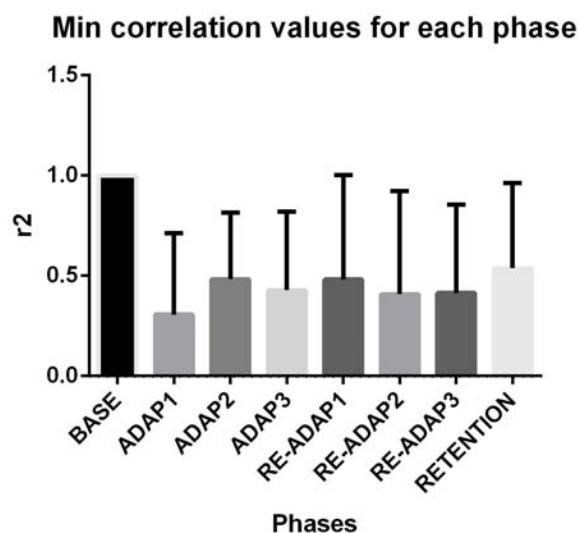


Figura 4.9: Confronto tra i valori minimi dei coefficienti di correlazione delle diverse fasi.

Quest'analisi, oltre che con il valore minimo di correlazione, è stata estesa anche al valor medio di tutti i coefficienti di correlazione tra 2 fasi (4.10); questo valore indica quanto mediamente possono essere correlati tutti i moduli della fase Baseline con l'insieme dei moduli di un'altra fase del medesimo task. Anche questa analisi conferma il risultato precedente, dimostrando che i moduli motori rilevati hanno una variazione significativa durante l'applicazione del campo di forza.

I risultati qui riportati sono stati i primi rilevati e trovano una buona applicazione scientifica; per mancanza di tempo però non si è potuto proseguire oltre con l'analisi statistica dei dati.

Si apre quindi un ampio campo di lavoro riguardo le possibili analisi da fare in futuro. Sarebbe interessante andare ad analizzare nel dettaglio la modalità con cui i moduli variano al modificarsi dell'ambiente di lavoro (campo di forza impresso), ad esempio focalizzandosi sul singolo muscolo all'interno dei vari moduli, in particolare l'estensore e il flessore che sono risultati notevolmente modificati.

Si potrebbe inoltre cambiare tipo di analisi, considerando i comportamento dei

	BASE	ADAP1	ADAP2	ADAP3	RE-ADAP1	RE-ADAP2	RE-ADAP3	RETENTION
Subj 1	1	0,641964	0,583613	0,891999	0,965067	0,974749	0,973603	0,973473
Subj 2	1	0,754625	0,744134	0,55414	0,946999	0,935644	0,494127	0,957105
Subj 3	1	0,812718	0,902738	0,545626	0,744507	0,63649	0,82149	0,654825
Subj 4	1	0,593181	0,788612	0,869984	0,854271	0,816606	0,775108	0,665096
Subj 5	1	0,351469	0,257327	0,368257	0,881961	0,631552	0,712145	0,752101
Subj 6	1	0,854512	0,744759	0,837302	0,776687	0,301913	0,725784	0,722933
Subj 7	1	0,962506	0,966606	0,925593	0,950426	0,956211	0,965838	0,904455
Subj 8	1	0,49889	0,865984	0,846262	0,85834	0,686848	0,698032	0,95621
Subj 9	1	0,912575	0,818534	0,891611	0,924699	0,908648	0,905192	0,834333
Subj 10	1	0,789403	0,705069	0,638378	0,435965	0,088551	0,824839	0,957314

Figura 4.10: Coefficienti di correlazione medi, per ogni soggetto in ogni fase.

singoli soggetti e cercando di uniformarli in cluster con caratteristiche ben definite. Inoltre, un'altra idea potrebbe essere quella di prevedere nuovi tipi di confronti intra-soggetto e inter-soggetti, con l'aggiunta di ulteriori parametri identificativi per descrivere in maniera più esaustiva il comportamento motorio tenuto nel test.





# Conclusioni

Nell'ambito di questo lavoro sono stati effettuati dei test su soggetti sani per analizzare la performance cinematica e il comportamento muscolare, durante l'esecuzione di task motori.

Sono stati confrontati i comportamenti di 12 soggetti, tutti sottoposti agli stessi esercizi di reaching e con il medesimo tipo di feedback visivo e sonoro. Durante i test è stato applicato un campo di forza viscoso, direttamente proporzionale alla velocità tenuta dal soggetto e ortogonale alla sua direzione di movimento, che poi è stato a sua volta improvvisamente rimosso, in modo da costringere il soggetto ad adattarsi a differenti condizioni in un certo ambiente di lavoro.

È risultato che i soggetti si sono adattati alla presenza del campo di forza, evidenziato dalla particolare attivazione di alcuni muscoli e dal fatto che essi tendano a variare i propri moduli motori durante la fase sottoposta a forza; la quantità dei dati analizzati è notevolmente elevata e quindi richiederà ulteriori analisi e verifiche, per poter trarre delle conclusioni scientificamente rilevanti e più dettagliate.

Per i progetti futuri, sarebbe interessante andare ad analizzare la modalità con cui i moduli variano con il modificarsi dell'ambiente di lavoro, anche considerando il comportamento dei singoli soggetti e magari prevedere nuovi tipi di confronti tra moduli dello stesso soggetto e tra diversi soggetti con l'aggiunta di ulteriori parametri identificativi per descrivere in maniera più esaustiva il comportamento motorio tenuto nel test.



# Bibliografia

- [1] G. Rosati, “The place of robotics in post-stroke rehabilitation,” *Expert Review of Medical Devices*, vol. 7, no. 6, pp. 753–758, 2010.
- [2] W. S. Harwin, J. L. Patton, and V. R. Edgerton, “Challenges and opportunities for robot-mediated neurorehabilitation,” *Proceedings of the IEEE, Special issue on medical robotics*, vol. 94, no. 9, pp. 1717–1726, 2006.
- [3] A. Timmermans, H. Seelen, R.D.Willmann, and H.Kingma, “Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, no. 1, 2009.
- [4] D. J. Reinkensmeyer, J. A. Galvez, L. Marchal, E. T. Wolbrecht, and J. E. Bobrow, “Some key problems for robot-assisted movement therapy research: a perspective from the University of California,” in *Proceedings of the IEEE 10th Int. Conf. on Rehabilitation Robotics ICORR2007*, Noordwijk, The Netherlands, June 2007, pp. 1009–1015.
- [5] R. Secoli, G. Rosati, and D. J. Reinkensmeyer, “Using sound feedback to counteract visual distractor during robot-assisted movement training,” in *Proceedings of the IEEE 8th International Workshop on Haptic Audio-Visual Environments and Games HAVE2009*, Lecco, Italy, November 7-8 2009, pp. 323–327.
- [6] G. Rosati, A. Rodà, F. Avanzini, and S. Masiero, “On the role of auditory feedback in robot-assisted movement training after stroke,” *TNSRE*, 2011.

- 
- [7] R.Secoli, M.H.Milot, G.Rosati, and D.J.Reinkensmeyer, "Effect of visual distraction and auditory feedback on patient effort during robot-assisted movement training after stroke," *Journal Of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2011.
- [8] G. Rosati, F. Oscari, S. Spagnol, and F. Avanzini, "Using sound feedback to improve performance during movement training: can task-related feedback be more efficacious than sound rendering of kinematic error?" *JNR*, 2011.
- [9] N.Norouzi-Gheidari, P.S.Archambault, and J.Fung, "Effects of robot-assisted therapy on stroke rehabilitation in upper limbs: Systematic review and meta-analysis of the literature," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 49, pp. 479–496, 2012.
- [10] Wikipedia, "Ictus — wikipedia l enciclopedia libera," 2014. [Online]. Available: <http://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Ictus&oldid=64451589>
- [11] A. Rigato, "Studio integrato fmri e gait analysis in pazienti post-ictus," Tesi di Laurea Magistrale in Bioingegneria, Università degli Studi di Padova, 2010-2011.
- [12] D. Prisciandaro, "Metodi di valutazione della propriocezione e della postura in analisi del movimento," Tesi di Laurea Magistrale in Bioingegneria, Università degli Studi di Padova, 2011-2012.
- [13] A. Derni, "Utilizzo di feedback sonoro nella riabilitazione dell arto inferiore," Tesi di Laurea Magistrale in Bioingegneria, Università degli Studi di Padova, 2010-2011.
- [14] A.Cappello, A.Cappozzo, and P. Editori, *Bioingegneria della postura e del movimento*. Bologna: Patron Editore, 2003.
- [15] 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. 3208–3224, 1994.

- 
- [16] V. Fiorese, “Studio e simulazione di modello di controllo motorio a dinamica inversa,” Tesi di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica, Università degli Studi di Padova, 2011-2012.
- [17] N.Levy, A.Pressman, F.A.Mussa-Ivaldi, and A.Karniel, “Adaptation to delayed force perturbations in reaching movements,” *Plos One*, vol. 5, 2010.
- [18] R.Secoli, “Controllo di robot per la riabilitazione dell arto superiore di pazienti post-stroke,” Tesi di Dottorato in Ingegneria Industriale Meccatronica e Sistemi Industriali, Università degli Studi di Padova, 2007-2010.
- [19] R.A.Scheidt, D.J.Reinkensmeyer, M.A.Conditt, W.Z.Rymer, and F.A.Mussa-Ivaldi, “Persistence of motor adaptation during constrained, multi-joint, arm movements,” *The American Physiological Society*, 2000.
- [20] P.N.Parmar, F.C.Huang, and J.L.Patton, “Simultaneous coordinate representations are influenced by visual feedback in a motor learning task,” *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2011.
- [21] O.White and J.Diedrichsen, “Flexible switching of feedback control mechanisms allows for learning of different task dynamics,” *Plos One*, vol. 8, 2013.
- [22] K.A.Thoroughman and R.Shadmehr, “Electromyographic correlates of learning an internal model of reaching movements,” *The Journal of Neuroscience*, vol. 19, pp. 8573–8588, 1999.
- [23] C.D.Takahashi, D.Nemet, C.M.Rose-Gottron, J.K.Larson, D.M.Cooper, and D.J.Reinkensmeyer, “Effect of muscle fatigue on internal model formation and retention during reaching with the arm,” *Journal of Applied Physiology*, pp. 695–706, 2010.
- [24] A. Marcato, “Studio del ruolo del feedback sonoro nel controllo motorio e nell apprendimento di task motori,” Tesi di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica, Università degli Studi di Padova, 2010-2011.

- 
- [25] G.Ganesh, M.Haruno, M.Kawato, and E.Burdet, "Motor memory and local minimization of error and effort, not global optimization, determine motor behavior," *J Neurophysiol*, vol. 104, pp. 75–87, 2010.
- [26] B.A.Shabbott and R.L.Sainburg, "Learning a visuomotor rotation: simultaneous visual and proprioceptive information is crucial for visuomotor remapping," *Experimental Brain Research*, 2010.
- [27] F.Oscari, R.Secoli, F.Avanzini, G.Rosati, and D.J.Reinkensmeyer, "Substituting auditory for visual feedback to adapt to altered dynamic and kinematic environments during reaching," *Springer*, vol. 221, pp. 33–41, 2012.
- [28] G.Rosati, F.Oscari, S.Spagnol, F.Avanzini, and S.Masiero, "Effect of task-related continuous auditory feedback during learning of tracking motion exercises," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 9, 2012.
- [29] J.Gonzalez, H.Soma, M.Sekine, and W.Yu, "Psycho-physiological assessment of a prosthetic hand sensory feedback system based on an auditory display: a preliminary study," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 9, 2012.
- [30] B.Ménélas, L.Picinalli, B.F.G.Katz, and P.Bourdot, "Audio haptic feedbacks for an acquisition task in a multi-target context," *IEEE Symposium on 3D User Interfaces*, pp. 51–54, 2010.
- [31] R.A.Scheidt, K.P.Lillis, and S.J.Emerson, "Visual, motor and attentional influences on proprioceptive contributions to perception of hand path rectilinearity during reaching," *Experimental Brain Research*, pp. 239–254, 2010.
- [32] J.D.Brown, A.Paek, M.Syed, M.K.OMalley, P.A.Shewokis, J.L.Contreras-Vidal, A.J.Davis, and R.B.Gillespie, "Understanding the role of haptic feedback in a teleoperated/prosthetic grasp and lift task," *IEEE World Haptics Conference*, pp. 271–276, 2013.
- [33] C.E.Stepp and Y.Matsuoka, "Vibrotactile sensory substitution for object manipulation: Amplitude versus pulse train frequency modulation," *IEEE*

- Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 20, 2012.
- [34] C.E.Stepp and Y. Matsuoka, “Relative to direct haptic feedback, remote vibrotactile feedback improves but slows object manipulation,” *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 2089–2092, 2010.
- [35] A.DAvella, P.Saltiel, and E.Bizzi, “Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior,” *Nature Neuroscience*, pp. 300–308, 2003.
- [36] A.DAvella and E. Bizzi, “Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors,” *Neuroscience*, vol. 102, no. 8, pp. 3076–3081, 2005.
- [37] V.C.K.Cheung, A.DAvella, and E.Bizzi, “Adjustments of motor pattern for load compensation via modulated activations of muscle synergies during natural behaviors,” *Neurophysiol*, vol. 101, pp. 1235–1257, 2009.
- [38] J.Fernández-Ruiz, C.Hall-Haro, R.Díaz, J.Mischner, P.Vergara, and J.C.Lopez-Garcia, “Learning motor synergies makes use of information on muscular load,” *Learning and Memory*, pp. 193–198, 2013.
- [39] E.G.James, “Body movement instructions facilitate synergy level motor learning, retention and transfer,” *Neuroscience Letters*, pp. 162–166, 2012.
- [40] M.L.Latash, J.P.Scholz, and G.Schöner, “Toward a new theory of motor synergies,” *Motor Control*, vol. 11, pp. 276–308, 2007.
- [41] A.DAvella and F.Lacquaniti, “Control of reaching movements by muscle synergy combination,” *Frontiers in Computational Neuroscience*, vol. 7, 2013.
- [42] B.J.Borbély, A.Straube, and T.Eggert, “Motor synergies during manual tracking differ between familiar and unfamiliar trajectories,” *Experimental Brain Research*, vol. 232.
- [43] A.deRugy, G.E.Loeb, and T.J.Carroll, “Are muscle synergies useful for neural control?” *Frontiers in Computational Neuroscience*, vol. 7, 2013.

- [44] R.Gentner, T.Edmunds, D.K.Pai, and A.DAvella, “Robustness of muscle synergies during visuomotor adaptation,” *Frontiers in Computational Neuroscience*, pp. 1–12, 2013.
- [45] S. Cenci, G. Rosati, D. Zanotto, F.Oscari, and A.Rossi, “First test results of a haptic tele-operation system to enhance stability of telescopic handlers,” in *Proceedings of the ASME 2010 10th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis ESDA2010*, Istanbul, Turkey, July 12-14 2010, pp. 1–8.
- [46] M. P. Trainer, “Anatomia,” 2014. [Online]. Available: <http://www.my-personaltrainer.it/anatomia>
- [47] D. Berger, R.Gentner, T.Edmunds, D.K.Pai, and A.dAvella, “Robustness differences in adaptation rates after virtual surgeries provide direct evidence for modularity,” *The Journal of Neuroscience*, vol. 30, pp. 12 384–12 394, 2013.
- [48] M.C.Tresch, V.C.K.Cheung, and A. Avella, “Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: Evaluation on simulated and experimental data sets,” *Journal of Neurophysiology*, pp. 2199–2212, 2007.
- [49] D.D.Lee and H.S.Seung, “Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization.”



## Ringraziamenti

Nonostante il pochissimo tempo avuto per concludere la tesi, perdo 5 minuti per un pensiero a chi mi è sempre stato vicino.

Ai miei genitori e a mia sorella, che hanno sempre creduto nella mia volontà a intraprendere questo percorso, che mi sono sempre stati vicini in ogni momento, sia bello che brutto (speriamo non ce ne siano più), che hanno sempre rispettato le mie scelte e che pure hanno sopportato la mia testardaggine e i miei periodi di nervosismo..prometto che è l'ultima laurea..(forse)!

A tutti i miei parenti: zii, zie, nonni (che ci sono ancora e che purtroppo mi hanno lasciato senza potersi vivere questo giorno), ma soprattutto ai miei fantastici cugini che mi sono sempre vicini.

Alle mie fantastiche amiche e ai super amici, di vecchissima data e non, che mi hanno fatto passare momenti indimenticabili, che mi hanno seguito in mille pazzie, che spero ci saranno sempre, e a cui voglio un mondo di bene, nonostante quello che mi faranno passare nelle ore successive alla mia proclamazione (cattivi/e).

Un ringraziamento a Fabio e Christian, che mi hanno seguito costantemente nel lavoro di tesi e che hanno portato tanta tanta pazienza, e a tutti i professori che ho incontrato: nonostante tutto, mi hanno insegnato cose meravigliose.

Non mi dilungo troppo: ringrazio chi c'è sempre stato (nel bene o nel male, perchè in ogni caso hanno fatto sì che io diventassi quella che sono), chi oggi c'è nella mia vita e a chi continuerà ad esserci.

Ma soprattutto, un pò egoisticamente, ringrazio ME STESSA: la mia testardaggine, la mia voglia di migliorare sempre, il mio non volermi mai accontentare ed essere sempre un gradino sopra, che mi hanno portato a questo bel traguardo (tanto sudato quanto voluto) e che spero mi portino ben più in là di dove sono arrivata ora.