



UNIVERSITÀ
DI PAVIA

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE E DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA

***VALIDAZIONE DI PROTOCOLLI DI APPRENDIMENTO
MOTORIO IN PRESENZA DI BIOFEEDBACK BASATO
SU EMG PER L'ARTO SUPERIORE***

Relatori:

Prof. Ing. Stefano Ramat

Dott. Ing. Giulia Sedda

Prof. Ing. Danilo Pani

Tesi di laurea di:

Demetra Cimmino

A.A 2025-2026

Abstract

Il recupero funzionale dell'arto superiore in pazienti neurologici, come quelli con esiti di ictus, richiede approcci riabilitativi mirati a contrastare l'adozione di strategie motorie compensatorie. Sebbene la letteratura evidenzi il potenziale del biofeedback per guidare la neuroplasticità, vi è la necessità di validare paradigmi efficaci e applicabili anche in contesti di tele-riabilitazione. In questo quadro generale, il presente lavoro di tesi, sviluppato nell'ambito del progetto PRIN VISIONARY, ha come obiettivo la validazione di due protocolli di apprendimento motorio per l'arto superiore basati su biofeedback sEMG in tempo reale. Sviluppati in ambiente Unity, i task prevedono movimenti planari di flessione-estensione riprodotti a schermo da un cursore che si sposta verso target virtuali, tramite un sistema di motion tracking. Il primo protocollo coinvolge bicipite e tricipite brachiale; il secondo, trapezio superiore e tricipite. Per indurre ed amplificare la generazione di strategie motorie di compenso sono state utilizzate bande elastiche calibrate individualmente calcolando la Soglia di Fatica Elettromiografica.

Il cuore del sistema risiede nell'alterazione controllata della relazione visuo-motoria, modulata dall'attivazione di un muscolo target e da un meccanismo a soglia adattiva: un'eccessiva contrazione del muscolo tricipite in estensione genera una deviazione radiale del cursore nel Task motorio 1; mentre un'attivazione eccessiva del trapezio superiore genera l'ingrandimento di un oggetto virtuale e il distacco del cursore nel Task motorio 2. In entrambi i casi, l'utente è costretto a modulare l'attivazione muscolare per completare l'esercizio.

I protocolli prevedono tre fasi sperimentali distinte (Baseline, Adaptation e Washout) e si articolano in due giornate: nel Giorno 1 (senza biofeedback) si valutano gli effetti del solo carico meccanico (banda elastica) introdotto nella fase di Adaptation; nel Giorno 2 (condotto interamente in presenza delle bande elastiche) si introduce il biofeedback nella fase di Adaptation per studiare l'eventuale adattamento motorio e l'adozione di eventuali nuove strategie motorie.

I risultati relativi all'attivazione muscolare e a gli errori cinematici, rilevati su 15 soggetti sani per ogni task motorio, mostrano che il carico elastico induce un incremento muscolare puramente transitorio ed accentua alcune strategie di compenso. Inoltre, il biofeedback basato sull'attivazione muscolare innesca un reale processo di apprendimento motorio: i soggetti riescono a ridurre progressivamente l'attività del muscolo target, minimizzando gli errori cinematici e mantenendo questo risultato anche nella fase di Washout, quando il biofeedback è rimosso. Questo studio ha consentito di validare preliminarmente l'efficacia del sistema, ponendo le basi per future applicazioni in ambito clinico finalizzate a contrastare le compensazioni patologiche e favorire il recupero funzionale in pazienti post-ictus, con un paradigma progettato per la tele-riabilitazione domiciliare.

Sommario

Introduzione	1
CAPITOLO 1. Stato dell'Arte	3
1.1 Controllo motorio e feedback sensoriali	3
1.1.1 Modalità di controllo motorio	3
1.1.2 Controllo di impedenza e modulazione della stiffness	6
1.1.3 Il ruolo dei feedback sensoriali	9
1.2 Biofeedback Elettromiografico	11
1.2.1 Biofeedback EMG diretto e indiretto	11
1.2.2 Biofeedback EMG mediato da feedback visivo	12
1.2.3 Ambiti di applicazione ed evidenze cliniche del biofeedback EMG	13
1.2.4 Efficacia del biofeedback EMG nel recupero post-ictus	15
1.2.5 Biofeedback EMG per ridurre la co-contrazione: protocollo MINT	18
1.3 Apprendimento motorio basato sull'errore ed error augmentation	21
1.4 Obiettivi	25
CAPITOLO 2. Materiali e metodi	26
2.1 Apparato sperimentale	26
2.1.1 Tavoletta CalComp DrawingBoard VI	27
2.1.2 Sistema sEMG Due+ Lite	28
2.1.3 Bande elastiche e dinamometro	30
2.2 Compiti motori	31
2.2.1 Task motorio 1: bicipite e tricipite brachiale	31
2.2.2 Task motorio 2: trapezio superiore e tricipite brachiale	32
2.3 Perturbazioni e feedback visivo	33
2.3.1 Algoritmo di aggiornamento della soglia adattiva	33
2.3.2 Task motorio 1: Bicipite e Tricipite (Error Augmentation)	35
2.3.3 Task motorio 2: Trapezio Superiore e Tricipite	37
2.4 Metodo EMG Fatigue Threshold	38
2.4.1 Caratterizzazione banda elastica	39

2.4.2 Determinazione della Soglia di Fatica Elettromiografica	39
2.5 Protocollo sperimentale.....	40
2.5.1 Valutazione MVC e Calibrazione Cinematica.....	41
2.5.2 Protocollo EMGFT e determinazione della soglia di fatica	45
2.5.3 Esercizio vero e proprio: Baseline, Adaptation e Washout.....	46
2.5.4 Popolazione target	48
2.6 Salvataggio e archiviazione dati.....	49
2.7 Analisi dei dati.....	50
2.7.1 Elaborazione dati Protocollo EMGFT ed estrazione indici di fatica.....	50
2.7.2 Analisi dei dati task motori 1 e 2.....	51
CAPITOLO 3: Risultati	55
3.1 Risultati Protocollo EMGFT	55
3.1.1 Caratterizzazione meccanica delle bande elastiche	55
3.1.2 Acquisizione elettromiografica e determinazione soglia EMGFT	56
3.2. Risultati task motorio 1: Bicipite – Tricipite Brachiale.....	58
3.2.1 Analisi singolo soggetto	58
3.2.2 Analisi di popolazione task motorio 1	73
3.3 Risultati task motorio 2: Trapezio Superiore – Tricipite Brachiale.....	77
3.3.1 Analisi singolo soggetto	77
3.3.2 Analisi di Popolazione Task motorio 2.....	83
CAPITOLO 4. Conclusioni.....	88

Introduzione

Il recupero della funzionalità motoria a seguito di un evento neurologico severo, come l'ictus cerebrale, rappresenta una delle sfide più complesse e cruciali nell'ambito della riabilitazione motoria. I pazienti con esiti di ictus presentano frequentemente un quadro clinico caratterizzato da deficit a carico dell'arto superiore, che si manifesta non solo attraverso una marcata ipostenia (debolezza muscolare), ma soprattutto attraverso una profonda alterazione del controllo motorio volontario. In questi soggetti, la perdita della capacità di reclutare selettivamente le singole unità motorie porta spesso all'emergere di sinergie patologiche e schemi di movimento alterati. Tra le disfunzioni più invalidanti vi sono l'eccessiva co-contrazione tra muscoli agonisti e antagonisti (come bicipite e tricipite brachiale) e l'utilizzo di movimenti compensatori, come la marcata iper-attivazione del trapezio superiore durante l'esecuzione di compiti di reaching. Queste alterazioni inducono rigidità articolare e compromettono l'autonomia del paziente nelle attività della vita quotidiana.

Il successo del percorso riabilitativo per il trattamento di tali disfunzioni si fonda sulla capacità intrinseca del Sistema Nervoso Centrale (SNC) di riorganizzarsi in risposta a stimoli esterni e all'allenamento ripetuto, processo biologico noto come neuroplasticità. In quest'ottica, il biofeedback si è affermato come tecnica chiave: esso consente di misurare in tempo reale parametri fisiologici normalmente non percepiti e di restituirli al paziente sotto forma di stimoli visivi, acustici o aptici. Specificamente, il biofeedback basato sull'elettromiografia di superficie (sEMG) permette di monitorare l'attività elettrica muscolare e di tradurla in un'informazione esplicita, supportando il paziente nella correzione degli errori motori, promuovendo una maggiore consapevolezza corporea e riducendo la dipendenza continua dalle indicazioni verbali o manuali dell'operatore clinico.

Il presente lavoro di tesi, sviluppato nell'ambito del progetto PRIN VISIONARY, si inserisce in questo innovativo filone tecnologico ponendosi come obiettivo la validazione di due protocolli di apprendimento motorio per l'arto superiore basati su biofeedback sEMG in tempo reale. Sviluppati in ambiente virtuale Unity, i task sperimentali prevedono la modulazione dinamica del feedback visivo a schermo in stretta dipendenza con le strategie di attivazione muscolare adottate dal soggetto. Lo studio indaga due scenari riabilitativi specifici: il primo protocollo è focalizzato sulla modulazione dell'attività EMG di bicipite e tricipite brachiale al fine di disincentivare la sovra - attivazione del tricipite brachiale; il secondo è mirato al monitoraggio dei muscoli trapezio superiore e tricipite, focalizzandosi sul controllo e sull'inibizione del trapezio superiore. Dal punto di vista strumentale, il sistema integra l'acquisizione dei segnali sEMG (tramite sistema wireless Due+ Lite) con il tracciamento del movimento affidato a una tavoletta digitalizzatrice (CalComp DrawingBoard VI). Il compito consiste nell'esecuzione di movimenti planari di flessione-estensione, svolti sul piano orizzontale mantenendo il gomito sollevato; tali movimenti guidano in tempo reale lo spostamento di un cursore virtuale che il soggetto deve mantenere all'interno di un canale visivo di riferimento riprodotto a schermo.

Poiché entrambi i protocolli sono stati condotti su un campione di soggetti sani, per stimolare l'adozione di nuove strategie motorie o evidenziare compensi sono state utilizzate bande elastiche calibrate individualmente calcolando la Soglia di Fatica Elettromiografica (EMGFT).

Il cuore del sistema risiede nell'alterazione controllata della relazione visuo-motoria, differenziata in base al task motorio di analisi. Nel primo protocollo, dedicato a bicipite e tricipite, un'eccessiva attivazione del muscolo agonista in estensione genera una deviazione radiale del cursore proporzionale all'errore commesso. Nel secondo protocollo, focalizzato sul trapezio superiore, l'iperattivazione di quest'ultimo si traduce in un biofeedback dimensionale: il cursore è agganciato a un oggetto virtuale che aumenta progressivamente di dimensione; al superamento di una soglia stabilita, l'oggetto si incastra nel canale e si sgancia dal cursore. In entrambi i casi, l'utente è costretto a modulare l'attivazione muscolare per completare l'esercizio. Inoltre, per mantenere un livello di sfida costante, è stato integrato un algoritmo con soglie di attivazione adattive, che si abbassano in risposta ai miglioramenti della prestazione del soggetto.

I protocolli si articolano in due giornate, suddivise nelle fasi di: Baseline, Adaptation e Washout. Nel Giorno 1 (senza biofeedback), le bande elastiche sono applicate solo in Adaptation per valutare gli effetti del carico meccanico. Nel Giorno 2 (elastici sempre presenti), il biofeedback è introdotto in Adaptation per studiare l'effettivo controllo muscolare. Mentre numerosi lavori in letteratura hanno esplorato le dinamiche di apprendimento motorio avvalendosi di alterazioni puramente cinematiche, il presente studio si distingue per un approccio metodologico ibrido che integra l'analisi degli errori spaziali con la valutazione quantitativa dei segnali elettromiografici (sEMG).

L'analisi dei parametri cinematici ed elettromiografici, condotta su 15 soggetti sani per ogni task, ha consentito di discriminare l'impatto meccanico della sola banda elastica dalle reali dinamiche di apprendimento. Nello specifico, se da un lato l'introduzione del carico elastico genera un incremento dell'attivazione muscolare del tutto transitorio, che si esaurisce alla rimozione della resistenza, dall'altro l'integrazione del biofeedback si è rivelata fondamentale per innescare un adattamento motorio. I partecipanti hanno, infatti, dimostrato una capacità di modulare e ridurre l'attività del muscolo target con una conseguente minimizzazione degli errori spaziali.

Pur trattandosi di una validazione preliminare su soggetti sani, e tenendo conto di limiti attuali quali la valutazione della ritenzione limitata al breve termine e l'assenza di monitoraggio su distretti prossimali, come il deltoide, per escludere ulteriori compensi biomeccanici, i risultati ottenuti risultano estremamente promettenti. Il superamento di queste limitazioni permetterà di traslare l'intero sistema dalla ricerca all'applicazione clinica diretta. In particolare, il paradigma proposto si presta all'implementazione in scenari di tele-riabilitazione domiciliare: offrendo un monitoraggio remoto e un feedback in tempo reale, per contrastare l'insorgenza di sinergie patologiche e supportare il recupero funzionale dell'arto superiore. Tale approccio risulta cruciale non solo nei pazienti con esiti di ictus, ma più in generale in tutti quei quadri clinici neurologici e ortopedici che necessitano di un training motorio intensivo, autonomo e personalizzato.

CAPITOLO 1. Stato dell'Arte

L'efficacia clinica dei protocolli riabilitativi si basa sulla comprensione dei processi neurofisiologici che governano il movimento umano. Questo capitolo delinea i principali riferimenti teorici del controllo motorio, approfondendo le dinamiche di interazione tra modelli predittivi interni e feedback sensoriali. In tale contesto si inserisce il Biofeedback Elettromiografico (EMG), impiegato come strumento per favorire la plasticità neurale.

Attraverso una rassegna delle più recenti evidenze cliniche, sia in ambito neuromotorio sia muscolo-scheletrico, il capitolo intende mostrare come l'integrazione tra ingegneria e neuroscienze stia contribuendo allo sviluppo di nuovi paradigmi riabilitativi orientati alla precisione del recupero motorio.

1.1 Controllo motorio e feedback sensoriali

La capacità di generare movimenti coordinati e precisi è il risultato di una complessa interazione tra il sistema nervoso centrale e l'apparato muscolo-scheletrico [1].

Il controllo motorio non è una mera esecuzione meccanica di comandi, ma un processo dinamico che integra componenti decisionali, modelli predittivi e costanti informazioni provenienti dai sistemi sensoriali per ottimizzare la prestazione e ridurre il dispendio energetico.

In questa sezione verranno analizzati i principi che regolano la pianificazione e l'esecuzione dell'azione, approfondendo le diverse strategie di controllo anticipatorio e correttivo, la modulazione dell'impedenza muscolare e il ruolo essenziale dei feedback sensoriali nell'apprendimento motorio.

1.1.1 Modalità di controllo motorio

Il controllo motorio si basa principalmente su due modalità: il controllo a ciclo aperto (*feedforward*) e il controllo a ciclo chiuso (*feedback*). Nel controllo *feedforward*, il SNC pianifica ed esegue un movimento basandosi su predizioni interne, senza attendere informazioni sensoriali in tempo reale [2][3]. Questo meccanismo è essenziale per movimenti rapidi o balistici, dove il tempo di esecuzione è inferiore al tempo necessario affinché i segnali sensoriali raggiungano il cervello e vengano elaborati [4].

Al contrario, il controllo *feedback* si affida alle informazioni sensoriali (visive, somatosensoriali, vestibolari) raccolte durante il movimento stesso per rilevare eventuali discrepanze tra la traiettoria pianificata e quella reale, consentendo correzioni in tempo reale [5][6]. Un quadro teorico ampiamente accettato per spiegare l'integrazione di queste due modalità è la teoria del controllo ottimale (Optimal Control Theory), introdotta da Todorov e Jordan [7].

Secondo questo modello, il Sistema Nervoso Centrale (SNC) non tenta di eliminare ogni minima deviazione dalla traiettoria ideale, ma corregge solo gli errori che interferiscono direttamente con il raggiungimento dell'obiettivo finale del compito motorio (*regola della varianza minima*).

Questa strategia consente una notevole flessibilità e riduce il costo computazionale ed energetico del controllo.

Per implementare sia il controllo predittivo che quello correttivo, il SNC si avvale dei cosiddetti modelli interni, costruiti neurali che simulano il comportamento dinamico del corpo e dell'ambiente circostante.

Come proposto da Wolpert e colleghi [8], si distinguono due tipi principali di modelli interni:

- Modello diretto (*forward model*): riceve una copia del comando motorio (copia efferente) e predice le conseguenze sensoriali future del movimento prima ancora che i feedback reali siano disponibili. Questo permette di stimare lo stato del corpo senza i ritardi intrinseci delle vie sensoriali periferiche.
- Modello inverso (*inverse model*): opera nella direzione opposta, partendo dalla traiettoria desiderata per calcolare i comandi motori (le attivazioni muscolari) necessari per realizzarlo [9].

Il cervelletto è considerato la sede anatomica principale in cui risiedono e vengono aggiornati questi modelli interni, agendo come un comparatore tra le predizioni sensoriali e i feedback effettivi ricevuti dalla periferia [10][11].

Come evidenziato da Wolpert e colleghi [8], il sistema nervoso integra le informazioni provenienti dal modello predittivo e dal feedback sensoriale reale per ottenere una stima dello stato del sistema. Questa stima è operata dall'osservatore dello stato, che combina la predizione interna con il feedback sensoriale, caratterizzato da ritardo e rumore.

Nel controllo motorio, l'osservatore dello stato è spesso modellato come un filtro di Kalman [12], il cui guadagno determina il peso relativo assegnato alla predizione del modello interno e al feedback sensoriale.

I principi descritti possono essere rappresentati mediante uno schema a blocchi del controllo motorio basato su modelli interni, che integra meccanismi di controllo feedforward e feedback. In particolare, la *Figura 1.1* mostra sia una rappresentazione funzionale del sistema di controllo sia una possibile interpretazione neurofisiologica, con riferimento al ruolo del cervelletto [8].

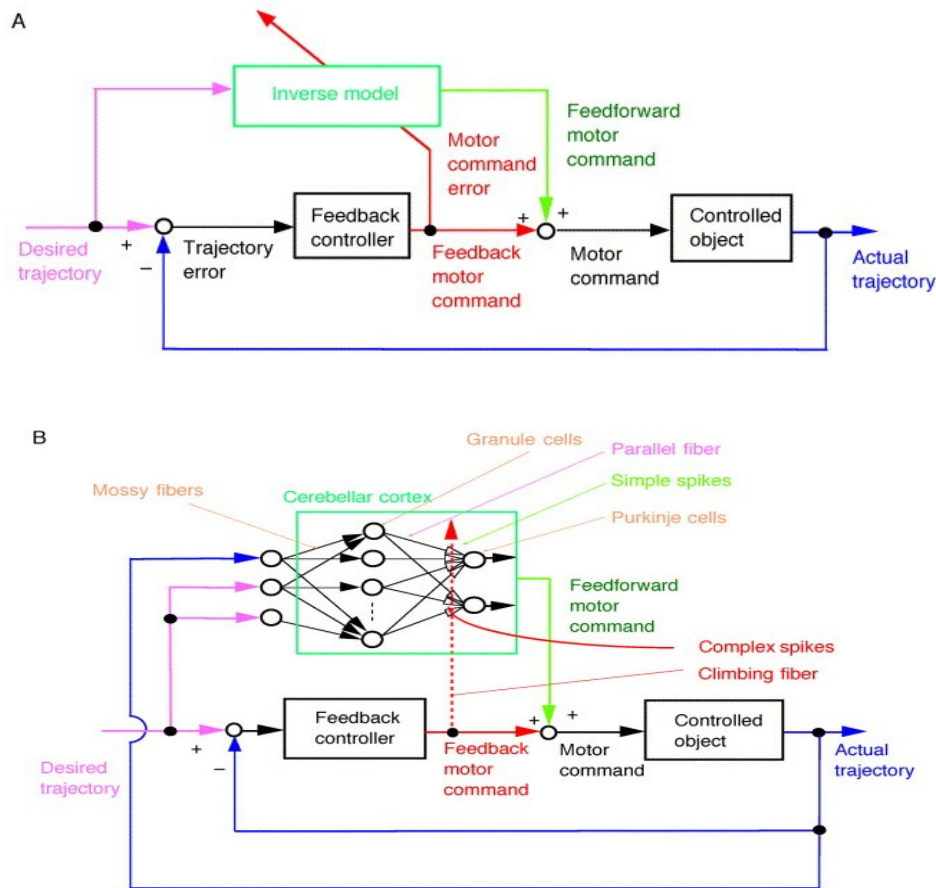


Figura 1.1: Schema a blocchi del controllo motorio basato su modelli interni.

Pannello A: è mostrata una rappresentazione funzionale del sistema di controllo, in cui il comando motorio è generato dalla combinazione di un controllo *feedforward*, basato su un modello interno inverso, e di un controllo *feedback*, che corregge l'errore di traiettoria sulla base della differenza tra traiettoria desiderata e traiettoria reale. Il contributo *feedforward* consente una generazione anticipatoria del comando motorio, mentre il controllo *feedback* interviene in modo correttivo durante l'esecuzione del movimento.

Pannello B: propone una possibile interpretazione neurofisiologica dello stesso schema, attribuendo al cervelletto il ruolo di implementazione del modello interno. In particolare, le fibre muscolari trasmettono informazioni relative allo stato e alla traiettoria desiderata alla corteccia cerebellare, mentre le cellule di Purkinje generano un segnale *feedforward* diretto ai nuclei profondi. Le fibre rampicanti, associate ai *complex spikes*, veicolano segnali di errore utili all'apprendimento e all'aggiornamento del modello interno inverso. In questo modo, il cervelletto contribuisce all'ottimizzazione del comando motorio anticipatorio e alla riduzione dell'errore durante l'esecuzione del movimento.

Oltre ai meccanismi di *feedforward* e *feedback*, il SNC si avvale del controllo di impedenza posturale. Poiché i distretti muscolari possiedono proprietà intrinseche di elasticità e viscosità, il comportamento biomeccanico globale dell'arto non è rigido, ma può essere efficacemente

modellizzato come un'impedenza meccanica [13] fondamentale per garantire la fluidità e la coordinazione dei movimenti complessi [14].

1.1.2 Controllo di impedenza e modulazione della stiffness

I muscoli non sono motori rigidi ma sono elastici, viscosi e soggetti a riflessi spinali, il comportamento complessivo del muscolo può essere quindi descritto da un'impedenza meccanica che definisce la forza generata dai muscoli come una funzione di lunghezza, velocità di accorciamento e comandi neurali [15], [16]. Il comportamento del muscolo, intorno ad un punto di lavoro, può essere rappresentato da tre parametri: rigidità (stiffness), viscosità (smorzamento) e guadagno motorio [17] [18]. Per capire se e come la stiffness fa parte del repertorio del controllo motorio sono stati condotti diversi studi, tra i quali uno studio pubblicato su Nature nel 2001 [19] che ha previsto l'utilizzo di un braccio robotico motorizzato in grado di applicare delle forze.

Come mostrato in *Figura 1.2*, il compito motorio è un reaching finalizzato al raggiungimento di un target posizionato lungo una linea retta perpendicolare al busto del soggetto.

Il braccio robotico è programmato per imporre una forza orizzontale (F_x) al manipolando, proporzionale a qualsiasi deviazione della traiettoria dalla linea retta:

$$F_x = K_{DF} \cdot (x - x_0) \quad \text{con } K_{DF} > K_{hand}, x$$

Quando la posizione della mano (x), si allontana dalla traiettoria ideale (x_0), viene generata una forza superiore alla stiffness del soggetto (caratteristica del sistema muscolo-scheletrico) che induce un aumento della deviazione della traiettoria verso il target.

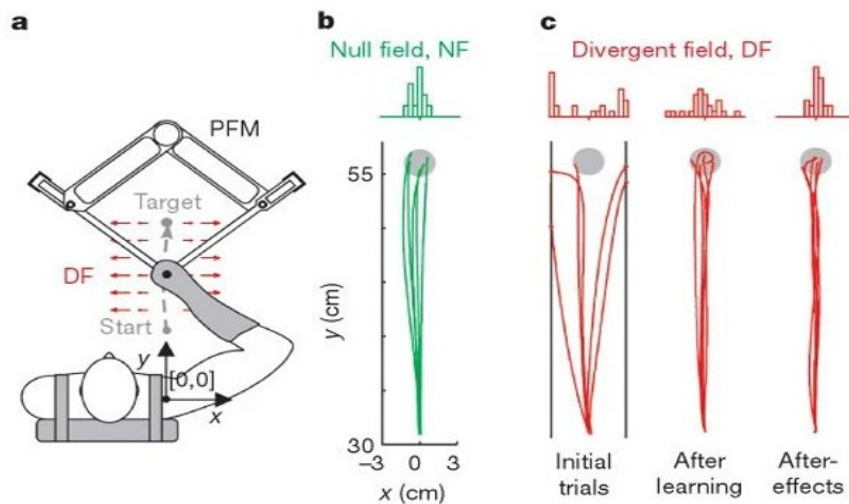


Figura 1.2: Schema sperimentale e risultati di un compito di reaching in presenza di campi di forza.

Pannello a: configurazione sperimentale. Il soggetto esegue un movimento di reaching verso un bersaglio utilizzando un dispositivo robotico che applica un campo di forza divergente (DF).

Pannello b: riporta le traiettorie nel null field (NF), caratterizzate da movimenti rettilinei e riproducibili.

Pannello c: traiettorie con il campo di forze applicato. Inizialmente il movimento risulta deviato, dopo l'apprendimento il soggetto compensa il campo di forza, ripristinando traiettorie simili a quelle in assenza di perturbazione. Gli after-effects evidenziano l'avvenuto adattamento

Nella fase iniziale del protocollo, definita Null Field (NF), il braccio robotico non esercita alcuna forza esterna; in questa condizione, il soggetto esegue traiettorie rettilinee raggiungendo il target con deviazioni minime. Successivamente, viene introdotto un Divergent Field (DF): il motore del robot applica una forza che amplifica linearmente ogni scostamento laterale dalla traiettoria ideale.

Durante i primi movimenti (Initial Trials), la perturbazione risulta destabilizzante, rendendo difficoltoso il raggiungimento dell'obiettivo.

Il soggetto esegue un numero elevato di ripetizioni (tra le 250 e le 500) per apprendere una strategia di compensazione efficace.

L'analisi dei Catch Trials finali, in cui il campo di forze viene improvvisamente rimosso, permette di discriminare la natura dell'apprendimento: non si osserva una deviazione speculare in direzione opposta alla forza precedentemente applicata; l'assenza di tale fenomeno indica che il sistema nervoso non ha costruito un modello interno inverso (feedforward) per contrastare attivamente la perturbazione.

Le traiettorie dei catch trials risultano inoltre più rettilinee rispetto alla baseline non per una compensazione predittiva, ma per un aumento della stiffness (rigidità muscolare).

Il sistema nervoso risponde all'instabilità del compito attraverso la co-contrazione dei muscoli antagonisti [20].

Poiché la perturbazione nel DF è proporzionale all'errore istantaneo e risulta intrinsecamente imprevedibile, il SNC non è in grado di generare un comando anticipatorio affidabile.

L'adattamento osservato è dunque di tipo meccanico: il SNC sceglie di aumentare l'impedenza dell'arto per "filtrare" la perturbazione, privilegiando la stabilità del sistema rispetto al risparmio energetico.

Per comprendere l'adattamento meccanico attuato dal sistema nervoso, lo studio di Burdet et al. [19] ha quantificato la rigidità all'estremità dell'arto (endpoint stiffness) rappresentandola graficamente attraverso delle ellissi di stiffness.

In questa rappresentazione, la distanza dal centro al bordo dell'ellisse in una data direzione indica la quantità di forza di richiamo (resistenza) generata dal braccio in risposta a uno spostamento in quella direzione. Di conseguenza, l'asse maggiore dell'ellisse indica la direzione in cui il braccio risulta più rigido.

La stiffness è stata misurata nei cinque soggetti coinvolti nell'esperimento, ed è stata osservata una modifica della forma e dell'orientamento dell'ellisse (*Figura 1.3*). In particolare, in assenza di perturbazioni, l'asse maggiore delle ellissi risulta orientato prevalentemente in direzione radiale rispetto alla spalla (lungo l'asse y).

Questa conformazione riflette le proprietà biomeccaniche intrinseche e "a riposo" del sistema muscolo-scheletrico dell'arto superiore. A seguito dell'esposizione al campo di forza, si osserva una drastica modifica sia nella forma che nell'orientamento delle ellissi.

L'asse maggiore ruota per allinearsi con la direzione orizzontale (asse x), ovvero l'esatta direzione di instabilità imposta dal robot.

L'area dell'ellisse aumenta significativamente, confermando un incremento generale della rigidità dovuto alla co-contrazione [17][18][21].

La *Figura 1.3* illustra le ellissi di stiffness rilevate nei cinque soggetti sperimentali (S1–S5), mettendo a confronto la risposta meccanica dell'arto nelle diverse fasi del protocollo. Per ogni partecipante sono riportate due ellissi, rispettivamente in rosso e in verde, che rappresentano la stiffness misurata nella condizione di baseline (Null Field, NF) e durante l'adattamento alla perturbazione (Divergent Field, DF).

Le divergenze morfologiche tra le ellissi evidenziano una modulazione dell'impedenza da parte del sistema nervoso, che agisce su due fronti: l'espansione dell'area dell'ellisse riflette un incremento della rigidità globale, tipicamente ottenuto attraverso la co-contrazione dei muscoli antagonisti; lo spostamento dell'asse maggiore indica la direzione in cui il sistema nervoso decide di opporre la massima resistenza meccanica. L'analisi inter-soggetto rivela strategie di adattamento eterogenee: mentre nel soggetto S4 l'asse di massima rigidità risulta allineato alla traiettoria di movimento (indicata dalla freccia verticale), il soggetto S5 mostra una marcata riorganizzazione dell'orientamento tra le condizioni NF e DF, sintomo di una risposta specifica alla geometria del campo di forza applicato [15][22].

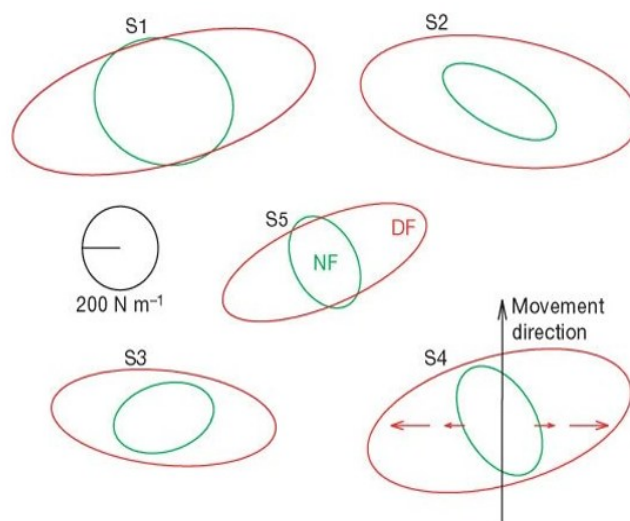


Figura 1.3: Rappresentazione schematica della variabilità delle traiettorie in diversi soggetti (S1–S5) durante un compito di reaching in null field (NF) e in divergent field (DF). Le ellissi rappresentano la dispersione spaziale delle traiettorie: in presenza del campo di forza divergente la variabilità aumenta ed è orientata lungo direzioni dipendenti dal campo applicato e dalla direzione del movimento.

Le differenze inter-soggetto evidenziano strategie di adattamento differenti al campo di forza.

Il cerchio di riferimento riportato in figura rappresenta una stiffness isotropa di 200 N m^{-1} , utilizzata come scala per il confronto tra i soggetti.

1.1.3 Il ruolo dei feedback sensoriali

Il controllo motorio si basa sull'elaborazione e l'integrazione di informazioni sensoriali che permettono di monitorare l'esecuzione dell'azione e di correggere eventuali errori rispetto all'obiettivo del compito. Feedback visivi [23], propriocettivi e tattili [24] contribuiscono in modo complementare alla regolazione del movimento, influenzando sia la prestazione immediata sia i processi di apprendimento motorio.

Numerosi studi hanno evidenziato come l'introduzione di feedback sensoriali possa modificare il comportamento motorio, favorendo una maggiore consapevolezza dell'errore e una più efficace regolazione dell'attivazione muscolare [25].

Nel contesto dell'apprendimento motorio e della riabilitazione, è fondamentale distinguere i due principali canali attraverso cui il sistema nervoso centrale riceve informazioni: il feedback intrinseco e il feedback estrinseco [26].

Il feedback intrinseco comprende tutte le informazioni sensoriali (propriocettive, visive, tattili e uditive) che un individuo raccoglie in modo naturale e autonomo durante l'esecuzione di un movimento. Per una persona intenta a sollevare un braccio, la percezione della fatica muscolare o la visione diretta del proprio arto che si muove nello spazio costituiscono i dati intrinseci su cui si basa il controllo motorio. Tuttavia, specialmente in presenza di deficit neurologici, queste informazioni interne possono risultare alterate o insufficienti per garantire un recupero funzionale ottimale. Il paziente, ad esempio, non ha la capacità fisiologica di quantificare con esattezza il livello di attivazione elettrica del proprio muscolo.

In questo scenario interviene il feedback estrinseco, noto anche come *augmented feedback*, che fornisce dall'esterno informazioni aggiuntive che "aumentano" e completano i dati già a disposizione del soggetto [27]. Dispositivi come il biofeedback EMG assolvono proprio a questa funzione, rendendo misurabili e tangibili processi fisiologici altrimenti invisibili.

In letteratura, l'*augmented feedback* si declina tipicamente in due forme:

- la Conoscenza del Risultato (Knowledge of Results, KR): informa il paziente sull'esito finale dell'azione rispetto all'obiettivo prefissato (ad esempio, informandolo sul tempo impiegato per un task o sull'errore spaziale rispetto a un target).
- la Conoscenza della Prestazione (Knowledge of Performance, KP): descrive la natura e la qualità del pattern motorio che ha generato quel risultato. Il tracciato EMG sul monitor che indica un corretto isolamento del bicipite, o che segnala un'eccessiva attivazione compensatoria del trapezio, rappresenta un chiaro esempio di KP.

In ambito tecnologico, l'erogazione di tali feedback non si limita alla modalità visiva (schermi), ma abbraccia un approccio multimodale che include interfacce uditive e sistemi robotici aptici.

Oltre alla tipologia e alla modalità, assume un'importanza cruciale la tempistica di somministrazione del feedback estrinseco.

A differenza del feedback simultaneo (o concorrente), che guida l'utente in tempo reale riducendo il carico cognitivo immediato, il feedback terminale viene erogato esclusivamente a movimento concluso. Questa strategia didattica e riabilitativa costringe il paziente a processare preventivamente i propri feedback intrinseci (come la propriocezione e la percezione dell'errore) prima di ricevere la valutazione esterna dello strumento.

Da un punto di vista neuro-cognitivo, questo processo di elaborazione attiva è fondamentale per consolidare l'apprendimento a lungo termine: da un lato previene lo sviluppo di una dipendenza (*guidance effect*) dal macchinario o dal terapeuta [28]; dall'altro, favorisce lo sviluppo e l'aggiornamento dei modelli interni del sistema nervoso centrale, rendendo il paziente in grado di riconoscere e correggere i propri errori motori in progressiva autonomia [3].

In ambito riabilitativo, l'uso di feedback sensoriali estrinseci è stato ampiamente investigato come strategia per supportare il recupero e il training motorio, mostrando effetti positivi sull'acquisizione e sul mantenimento di nuove abilità motorie, sebbene l'efficacia dipenda fortemente dalla modalità del feedback fornito [29].

Tra le diverse forme di feedback estrinseco rientrano anche i sistemi di biofeedback, in quanto rendono "osservabile" un'informazione fisiologica altrimenti non direttamente percepibile, con l'obiettivo di migliorare la consapevolezza motoria del soggetto.

La letteratura sull'augmented feedback inquadra l'efficacia del feedback esterno in relazione a tempistica, frequenza, modalità e contenuto informativo.

Guadagnoli e Lee, insieme a Wulf e Wilson [30][31][32] hanno osservato che per sviluppare una rappresentazione interna persistente del movimento, sono necessarie prove senza feedback, per tanto la frequenza del feedback dovrebbe diminuire all'aumentare del livello di abilità del soggetto, per facilitare ulteriormente l'apprendimento motorio.

Il feedback a larghezza di banda (*bandwidth feedback*) proposto da Sherwood e colleghi [33] è una strategia di feedback in cui l'informazione sull'errore viene fornita solo se l'errore supera o rientra in una soglia prestabilita.

Questo approccio si è dimostrato efficace nell'apprendimento motorio, tuttavia, stabilire la soglia di errore non è banale.

Soglie sfavorevoli potrebbero promuovere correzioni disadattive a breve termine, per cui il soggetto potrebbe correggere errori irrilevanti derivanti dal rumore intrinseco del sistema sensomotorio, che potrebbero "ostacolare lo sviluppo di una rappresentazione stabile del movimento" [34][35][36].

1.2 Biofeedback Elettromiografico

Il biofeedback elettromiografico è una strategia di rieducazione neuromuscolare basata sulla conversione in tempo reale dell'attività mioelettrica in segnali visivi e/o uditivi. Tale meccanismo di retroazione rende l'utente attivamente consapevole delle proprie dinamiche muscolari, favorendo l'apprendimento di specifiche strategie per il controllo volontario e la modulazione del reclutamento motorio [37].

1.2.1 Biofeedback EMG diretto e indiretto

In base alla modalità di acquisizione dell'informazione muscolare, è possibile distinguere tra EMG diretto ed EMG indiretto [38].

Nel biofeedback EMG diretto, l'utente riceve una rappresentazione immediata del segnale, ad esempio sotto forma di ampiezza EMG nel dominio del tempo, con l'obiettivo di aumentare o ridurre l'attività di specifici muscoli o di normalizzare pattern di attivazione alterati. La letteratura clinica e le metanalisi indicano che il biofeedback EMG è in grado di influenzare il controllo neuromuscolare e, in alcuni casi, di migliorare gli esiti funzionali; tuttavia, l'entità di tali effetti risulta variabile in funzione del protocollo adottato e della popolazione studiata.

Nel biofeedback indiretto o funzionale, il segnale EMG non viene mostrato come tale, ma viene trasformato in una modifica dell'ambiente o della prestazione (dimensione di un oggetto, spostamento del cursore, colore del target, ecc.).

Questa scelta può ridurre il carico cognitivo e rendere il feedback più "ecologico", mantenendo il focus sul compito motorio. Tuttavia, richiede un mapping accurato: se la relazione EMG-feedback è poco calibrata, l'utente può non riuscire a interpretare il feedback o sviluppare strategie non desiderate (irrigidimento tramite co-contrazione) [39].

Ad esempio, se il mapping EMG-feedback visivo è troppo o troppo poco sensibile, può risultare rispettivamente instabile (ipersensibile, rumoroso) o inefficace (poco informativo), ostacolando l'adattamento.

La progettazione del feedback deve quindi considerare non solo la fedeltà del segnale, ma anche la sua interpretabilità e la sua compatibilità con gli altri canali sensoriali [40].

La progettazione del mapping è un punto critico, le scelte principali includono: normalizzazione del segnale (es. rispetto a MVC o a baseline individuale); soglie fisse vs adattive; funzione di trasferimento (lineare/non lineare, saturazioni, dead-zone); finestra temporale e filtraggio per stabilizzare il feedback senza introdurre ritardi eccessivi [41].

Il tema dell'adattamento del mapping è particolarmente rilevante in protocolli su soggetti sani per la validazione: lo scopo è ottenere un feedback stabile e controllabile, evitando sia feedback "muto" (valori troppo alti) sia feedback ipersensibile (valori troppo bassi), un problema ben noto nelle implementazioni pratiche riportate da molte esperienze sperimentali e cliniche [12].

1.2.2 Biofeedback EMG mediato da feedback visivo

Nel contesto del biofeedback elettromiografico, il feedback visivo rappresenta una delle modalità più utilizzate, in quanto fornisce informazioni immediate sull'esecuzione del movimento e sull'esito del compito [29]. In funzione della tempistica, il feedback visivo può essere fornito in modo simultaneo all'esecuzione del movimento, oppure al termine del compito, supportando la valutazione dell'esito e il consolidamento dell'apprendimento.

Il feedback simultaneo che avviene mentre il movimento è in corso, si contrappone quindi al feedback terminale che viene fornito al soggetto solo dopo che l'esecuzione del compito motorio è stata completamente terminata.

Nei protocolli basati su biofeedback elettromiografico, il feedback visivo è prevalentemente continuo e simultaneo, poiché la rappresentazione visiva viene modulata in tempo reale dal segnale EMG [42]. Numerosi studi evidenziano come, nei compiti motori semplici, il feedback visivo simultaneo, sembra migliorare la prestazione durante la fase di acquisizione, ma risulta talvolta sfavorevole per l'apprendimento a lungo termine. Le prove senza feedback durante la fase di acquisizione sono importanti "per sviluppare capacità intrinseche di rilevamento e correzione degli errori" e per evitare la dipendenza dal feedback estrinseco aumentato, migliorando la stabilità dell'apprendimento nel tempo.

Il feedback visivo rappresenta spesso il canale sensoriale dominante nel guidare l'azione verso un target, contribuendo in modo significativo alla riduzione degli errori spaziali e temporali durante l'esecuzione del movimento. Paradigmi di visuomotor adaptation mostrano che, quando la relazione tra movimento e feedback visivo viene alterata (rotazioni, distorsioni), i soggetti sviluppano un adattamento progressivo e misurabile, con tipiche fasi di baseline, adaptation e washout [43].

In diversi studi, il feedback sul movimento è fornito mediante la visualizzazione di un cursore sullo schermo, il cui movimento reale è deliberatamente alterato.

Durante l'allenamento, i soggetti imparano a compensare la manipolazione del feedback e dopo la rimozione dell'alterazione, la presenza di errori residui, in direzione opposta (after-effects) indica un reale adattamento del sistema motorio. Quindi se il soggetto continua a produrre errori nella direzione opposta all'alterazione, significa che il sistema motorio si è realmente adattato.

Negli studi condotti da Heuer e colleghi [44], l'adattamento motorio era osservabile nei soggetti con feedback terminale, ma non in quelli con feedback simultaneo, suggerendo che il feedback simultaneo favorisce la prestazione immediata ma ostacola l'adattamento interno duraturo. Sembrerebbe quindi che nei compiti semplici il feedback simultaneo continuo guidi il movimento ma non promuova la riorganizzazione del controllo feedforward, il che potrebbe essere determinato dal fatto che il soggetto si affida al feedback esterno invece di costruire un programma motorio interno e usare le afferenze propriocettive e cinestetiche.

Tuttavia, non si può escludere che l'apprendimento di compiti motori semplici possa trarre beneficio dal feedback simultaneo se l'addestramento include prove senza feedback o è combinato con feedback terminale [15].

Altri studi hanno invece dimostrato come l'addestramento con feedback visivo debole (scarso contrasto sullo schermo) mostri prestazioni migliori rispetto all'addestramento con feedback visivo completo o senza feedback visivo. Il feedback visivo debole fornisce infatti un'indicazione generale ma non sostituisce le informazioni propriocettive, per cui integra visione e cinestesia [16].

A differenza di quanto accade per i compiti motori semplici, l'uso del feedback visivo simultaneo si è rivelato particolarmente efficace nell'apprendimento di compiti complessi. In queste situazioni, infatti, tale feedback permette di ridurre il carico cognitivo favorendo un focus attentivo esterno, dinamica dimostrata anche da Shea e Wulf [45] in uno studio basato su un compito di equilibrio.

1.2.3 Ambiti di applicazione ed evidenze cliniche del biofeedback EMG

In ambito riabilitativo, il biofeedback elettromiografico viene impiegato per aumentare l'attivazione di muscoli paretici o per ridurre un'eccessiva tensione muscolare, favorendo l'attivazione selettiva e riducendo schemi compensatori.

L'efficacia della metodica dipende strettamente dal paradigma di mapping: il biofeedback diretto fornisce una rappresentazione immediata dell'ampiezza del segnale, mentre quello indiretto trasforma il segnale in modifiche dell'ambiente virtuale (es. movimento di un cursore, cambiamento del colore di un cursore), riducendo il carico cognitivo ma richiedendo una calibrazione precisa per evitare instabilità [46][47].

Il biofeedback EMG è stato dimostrato essere utile sia nella riabilitazione muscolo-scheletrica sia in quella neurologica [48][49][50].

Il biofeedback indiretto prevede la traduzione del segnale EMG in un parametro di controllo estraneo alla pura rappresentazione neurofisiologica, come lo spostamento di un cursore nello spazio o il pilotaggio di un attuatore robotico.

Questo paradigma sposta l'attenzione del soggetto dal muscolo all'effetto esterno dell'azione, favorendo i processi di apprendimento motorio implicito

In ambito neurologico (ad esempio post-ictus), l'EMG biofeedback è stato impiegato già in studi storici, con l'idea che rendere "visibile" l'attività muscolare potesse facilitare il recupero di pattern funzionali [51], [52].

Per l'arto superiore, l'EMG biofeedback è stato applicato a obiettivi diversi: incremento dell'attivazione di muscoli ipoattivi, riduzione dell'iperattività e miglioramento della selettività, oppure gestione di sinergie patologiche. Una revisione sistematica e metanalisi focalizzata sull'uso della sEMG in riabilitazione dell'arto superiore post-ictus evidenzia un potenziale miglioramento funzionale, con variabilità legata a protocolli e alle popolazioni studiate [20].

Diversi studi hanno valutato l'impiego del biofeedback EMG per la gestione del dolore cervicale per capire se e come il biofeedback offrisse vantaggi supplementari rispetto alla normale consulenza ergonomica in lavoratori con dolore a collo e spalle. I risultati hanno mostrato che entrambi gli approcci riducono ugualmente il dolore e la disabilità, senza che il biofeedback offra un beneficio extra statisticamente significativo. In conclusione, sebbene questa tecnica possa favorire il rilassamento muscolare e alleviare i sintomi, la sua reale superiorità clinica rispetto agli interventi tradizionali rimane da chiarire.

L'applicazione del biofeedback EMG presenta quindi un'efficacia variabile a seconda della patologia trattata. Nel caso dei disturbi cronici da colpo di frusta, è stato riportato che il trattamento sui trapezi superiori riduce dolore e disabilità ripristinando una corretta attivazione muscolare [53].

Le applicazioni per la riabilitazione degli arti inferiori mostrano prospettive più omogenee e positive; a questo proposito, è stato dimostrato che il biofeedback associato all'esercizio domiciliare migliora significativamente la flessione, la potenza muscolare e la funzionalità generale del ginocchio (valutata tramite la scala di Lysholm) nel recupero post-operatorio [23]. Tuttavia, le dimensioni ridotte dei campioni esaminati in questo tipo di studi impongono cautela e rendono necessarie ulteriori indagini per confermare appieno questi dati promettenti.

L'impiego del biofeedback EMG si estende anche alla gestione della sindrome del dolore femoro-rotuleo, in cui il biofeedback EMG è descritto come uno strumento utile per bilanciare l'attivazione dei muscoli vasto mediale e vasto laterale durante gli esercizi per il quadricipite. In letteratura, tuttavia, il dibattito sulla sua reale superiorità clinica come terapia complementare rispetto al solo esercizio tradizionale rimane aperto e rende necessari ulteriori approfondimenti [54].

Tornando al campo neurologico, l'applicazione del biofeedback nella riabilitazione di pazienti emiplegici post-ictus (CVA) è stata ampiamente esplorata. Se da un lato l'integrazione del biofeedback alle terapie standard sembra favorire recuperi nella funzionalità distale e nella forza muscolare, dall'altro il quadro clinico generale suggerisce maggiore cautela. I miglioramenti nella mobilità di specifici distretti, infatti, non si traducono sempre in effetti significativi e immediati sulla capacità funzionale globale o sui parametri spazio-temporali del cammino [55]. Saranno quindi necessari ulteriori studi per consolidare e chiarire definitivamente il ruolo del biofeedback in questa complessa popolazione di pazienti.

Infine, il biofeedback EMG trova una valida applicazione anche nella riabilitazione della paralisi cerebrale infantile (PCI) [56]. Per quanto riguarda gli arti inferiori, la letteratura documenta ampi benefici sull'andatura, specialmente migliorando la simmetria del passo e l'adeguato sollevamento del piede nella fase di volo tramite l'allenamento di muscoli come il tricipite surale e il tibiale anteriore. Oltre ai progressi nella deambulazione, si ipotizza che un impiego prolungato del dispositivo possa offrire potenziali vantaggi anche nel recupero funzionale degli arti superiori, un ambito di intervento che rappresenta una sfida stimolante per la ricerca clinica futura [48], [49], [50].

1.2.4 Efficacia del biofeedback EMG nel recupero post-ictus

Dopo un ictus, la funzionalità dell'arto superiore (UE) e i pattern di attivazione muscolare del complesso della spalla sono spesso alterati a causa della debolezza muscolare, della spasticità muscolare e della perdita del controllo motorio volontario [57] [58].

La debolezza muscolare dell'arto superiore e la perdita sensoriale provocano il cosiddetto “non utilizzo appreso” per cui il paziente tende ad adottare strategie compensatorie per svolgere i compiti motori [59].

La sinergia flessoria è la compromissione predominante e si verifica dopo l'abduzione attiva della spalla, limitando le attività di reaching del braccio [43][60]. Inoltre, il controllo scapolo-toracico svolge un ruolo essenziale nelle attività dell'UE, il muscolo dentato anteriore e il muscolo trapezio agiscono insieme per stabilizzare e mobilizzare la scapola consentendo movimenti efficienti del braccio, tipicamente associati a flessione o abduzione della spalla, spesso compromessi nei pazienti post-ictus [60][61][62]

Nel dettaglio, dopo un ictus, si osserva spesso una debolezza specifica del muscolo dentato anteriore, che è uno dei principali stabilizzatori della scapola, per cui il soggetto compensa attivando anticipatamente il muscolo trapezio superiore con conseguente aumento della rotazione verso l'alto della scapola [64] [65].

Lirio-Romero e colleghi [52] hanno esaminato gli effetti sulla funzione motoria UE, attraverso un programma di intervento fisioterapico individualizzato combinato con un sEMG-BFB focalizzato su controllo scapolo-toracico durante i compiti di elevazione del braccio.

Lo studio ha coinvolto 38 soggetti post-ictus in fase sub-acuta (2-6 mesi dall'evento) di età compresa tra i 25 e i 52 anni. I partecipanti sono stati divisi in 4 classi sulla base del punteggio Fugl-Meyer Upper Extremity (FMA-UE): gruppo I (0–15), gruppo II (16–34), gruppo III (35–53), gruppo IV (54–66).

La Fugl-Meyer Upper Extremity (FMA-UE) è una scala clinica standardizzata utilizzata per valutare il recupero motorio dell'arto superiore nei pazienti post-ictus, valori più elevati indicano una migliore funzione motoria. Successivamente, i soggetti sono stati divisi casualmente in due gruppi: gruppo sperimentale (sEMG-BFB) e gruppo di controllo (sham BFB). Entrambi i gruppi hanno ricevuto lo stesso intervento di fisioterapia neurologica convenzionale per 6 settimane con frequenza 3 volte a settimana, per la durata di 60 minuti a seduta. Il compito motorio consisteva nell'esecuzione ripetuta e controllata del movimento di abduzione di spalla tra 20° e 45°.

Durante il compito motorio di abduzione della spalla, il partecipante era posizionato supino per ridurre compensi posturali e isolare il movimento della spalla.

L'attivazione neuromuscolare è stata misurata tramite elettromiografia di superficie (sEMG) utilizzando elettrodi adesivi Ag/AgCl posizionati su deltoide medio (muscolo responsabile

dell'abduzione gleno-omeroale) e trapezio superiore (monitorato per valutare scompensi scapolo-toracici) come mostrato in *Figura 1.4*.



Figura 1.4: Posizionamento degli elettrodi per l'acquisizione del segnale sEMG durante il protocollo

Nel gruppo sperimentale, l'abduzione del braccio avveniva con feedback visivo EMG in tempo reale, mentre nel gruppo di controllo i soggetti eseguono lo stesso movimento ma senza feedback reale (sham).

Durante il compito motorio, ogni soggetto eseguiva 3 serie da 10 contrazioni isotoniche di abduzione della spalla con 5 minuti di riposo tra le serie e 3 contrazioni isometriche massimali, mantenute per 5 secondi.

L'ampiezza del movimento attivo (*Range of Motion*, ROM) della spalla in flessione, abduzione, rotazione interna ed esterna è stata misurata mediante un goniometro clinico standard; si tratta di uno strumento che, allineato al fulcro articolare, permette di quantificare in gradi l'esatta escursione spaziale del movimento generato volontariamente dal paziente.

Le valutazioni della funzione motoria e dell'attività neuromuscolare sono state eseguite in 3 momenti diversi: prima dell'inizio dell'intervento, al termine delle 6 settimane di trattamento per misurare l'effetto immediato della terapia e, dopo 1 mese dalla fine dell'intervento per verificare il mantenimento dei risultati nel tempo.

Sono stati quindi confrontati 3 tipi di outcome diversi: misura clinica (FMA-UE) con un punteggio da 0-66, misura biomeccanica/articolare con l'utilizzo del goniometro per determinare l'ampiezza di movimento attivo della spalla e misura neuromuscolare tramite sEMG.

Lo studio ha mostrato che il gruppo sperimentale sottoposto a sEMG-biofeedback, in aggiunta alla fisioterapia convenzionale, ha ottenuto miglioramenti significativamente maggiori rispetto al gruppo di controllo (sham BFB) in termini di mobilità articolare e controllo muscolare dell'arto superiore paretico.

Al termine delle 6 settimane di trattamento, il gruppo sottoposto a sEMG-biofeedback ha mostrato un miglioramento della funzione motoria dell'arto superiore maggiore rispetto al gruppo di controllo; tuttavia, tale incremento non ha raggiunto la minima differenza clinicamente importante (MCID). Per la FMA-UE, una variazione pari o superiore a 5 punti è considerata clinicamente significativa. In questo studio, il miglioramento osservato immediatamente dopo il trattamento è stato pari a 4,8 punti, valore inferiore alla MCID.

Al follow-up a un mese, invece, il miglioramento ha raggiunto 6,6 punti, superando la soglia della MCID e indicando un miglioramento clinicamente rilevante e mantenuto nel tempo della funzione motoria dell'arto superiore.

Il ROM attivo della spalla ha mostrato miglioramenti significativi nel gruppo sEMG-BFB rispetto al gruppo di controllo. In particolare, al termine dell'intervento e al follow-up, il gruppo sperimentale ha evidenziato un aumento dell'ampiezza di movimento in flessione, abduzione e rotazione esterna, non sono state invece osservate differenze significative per la rotazione interna.

L'analisi elettromiografica ha evidenziato una riduzione significativa dell'attività del trapezio superiore nel gruppo sEMG-BFB rispetto al gruppo di controllo, sia dopo il trattamento sia al follow-up. Questa riduzione suggerisce una diminuzione delle strategie compensatorie scapolo-toraciche durante il movimento di abduzione della spalla.

L'attività del deltoide medio è aumentata in entrambi i gruppi, indicando un miglior reclutamento muscolare associato all'esercizio.

Il cambiamento più rilevante è risultato essere il miglior controllo dell'attivazione muscolare, piuttosto che un semplice incremento dell'intensità di attivazione.

Questo studio presenta però alcune limitazioni. Il trattamento fisioterapico eterogeneo somministrato ai partecipanti può rappresentare un potenziale svantaggio, sebbene l'intervento sEMG-BFB sia stato adattato alle esigenze individuali poiché ogni paziente affetto da ictus presentava caratteristiche diverse.

Un'altra limitazione che vale la pena menzionare è la non normalizzazione del segnale elettromiografico, in pazienti post-ictus questo è problematico perché non riescono a generare una vera contrazione massimale; quindi, un aumento dell'EMG potrebbe riflettere spasticità e non un reale miglioramento del controllo muscolare.

Gli autori stessi sottolineano come, data l'impossibilità di normalizzare rigorosamente il segnale in questa specifica popolazione clinica, i dati EMG raccolti non debbano essere considerati come un indicatore quantitativo assoluto e infallibile dell'esito della terapia, bensì come il riflesso qualitativo di un migliorato controllo neuromuscolare.

1.2.5 Biofeedback EMG per ridurre la co-contrazione: protocollo MINT

Un approccio innovativo nel campo del biofeedback EMG è rappresentato dal sistema MINT (*Myoelectric Interface for Neurorehabilitation*), sviluppato da Khorasani e colleghi [66] partendo dall'ipotesi che il deficit funzionale dell'arto superiore nei pazienti post-ictus non sia riconducibile esclusivamente alla debolezza muscolare, ma anche a una co-contrazione anomala e persistente tra muscoli agonisti e antagonisti [67][68][69]. Tale fenomeno riduce la selettività del reclutamento muscolare e altera la cinematica del movimento, rendendo il controllo motorio inefficiente [70].

A differenza dei sistemi tradizionali che monitorano l'ampiezza del segnale di un singolo muscolo [70][71], MINT utilizza un feedback visivo multidimensionale progettato per rendere espliciti e penalizzare gli effetti funzionali della co-contrazione [73]. Il paziente è posizionato seduto e non esegue ampi movimenti articolari nello spazio; il compito richiede invece di isolare la contrazione dei muscoli target mantenendo l'arto in una configurazione pressappoco statica.

Come illustrato in *Figura 1.5 (Pannello A)*, il setup sperimentale si basa sull'utilizzo di un sistema wearable dotato di elettrodi di superficie, posizionati sui muscoli dell'arto superiore paretico (bicipite e deltoide anteriore). Il cuore tecnologico di MINT risiede nella conversione dell'involuppo EMG di ciascun muscolo in comandi direzionali per muovere un cursore all'interno di un ambiente virtuale ludico. Il principio di funzionamento si fonda su un rigoroso paradigma vettoriale: l'attivazione selettiva del muscolo target (*Decoupled*, es. attivazione isolata del bicipite) produce un vettore che muove il cursore in modo rettilineo lungo l'asse desiderato. Al contrario, l'attivazione simultanea dei muscoli antagonisti (*Co-activating*) genera una somma vettoriale che si traduce in una deviazione diagonale della traiettoria (evidenziata in verde nel diagramma). In questo modo, la co-contrazione anomala viene tradotta istantaneamente in una perturbazione visiva che impedisce il raggiungimento del bersaglio, fornendo un feedback continuo e rendendo l'errore funzionalmente rilevante per il paziente.

Lo studio di validazione ha coinvolto 59 partecipanti con esiti di ictus cronico (>6 mesi) e compromissione motoria da moderata a grave (FMA-UE tra 7 e 30). Il protocollo prevedeva un allenamento intensivo di 90 minuti al giorno per sei settimane. Per testare diversi livelli di complessità e richiesta di selettività muscolare, i partecipanti sono stati suddivisi in quattro gruppi randomizzati, a cui corrispondevano specifiche interfacce grafiche (*Figura 1.5, Pannello B*):

1. Gruppo Sham (Controllo): controllo unidimensionale (1D) in cui la co-contrazione non era possibile. Questo gruppo è stato utilizzato per controllare l'effetto dell'allenamento, dell'interazione con il gioco e dell'esposizione al feedback visivo.
2. Gruppo 2D: due muscoli controllavano direzioni ortogonali (es. bicipite su asse x, tricipite su asse y). L'attivazione simultanea dei due muscoli produceva uno spostamento diagonale del cursore, rendendo evidente la co-contrazione. Questo protocollo era mirato ad allenare la capacità di attivare selettivamente un muscolo alla volta.

3. Gruppo 2D Reach: stessa mappatura del 2D, ma l'interfaccia forniva suggerimenti visivi (immagini o istruzioni a schermo) che incoraggiavano il paziente a eseguire uno sforzo fisico di "allungamento" (*reaching*) nella direzione del muscolo che stava attivando. Al paziente viene richiesto di provare attivamente ad allungare il braccio verso il bersaglio. Nonostante l'escursione articolare potesse risultare minima o assente a causa del severo deficit di forza (ipostenia), l'intenzione motoria legata al compito di *reaching* modificava sostanzialmente la modulazione centrale del segnale inviato ai distretti muscolari. Tale approccio mirava a trasformare l'attivazione muscolare da semplice esercizio astratto a un'azione finalizzata e orientata all'obiettivo (*goal-directed*), simulando le dinamiche tipiche delle attività della vita quotidiana per favorire la neuroplasticità.
4. Gruppo 3D: tre muscoli controllavano simultaneamente tre dimensioni, rappresentando la condizione di coordinazione più complessa richiedendo un elevato grado di selettività muscolare e di controllo della co-contrazione.

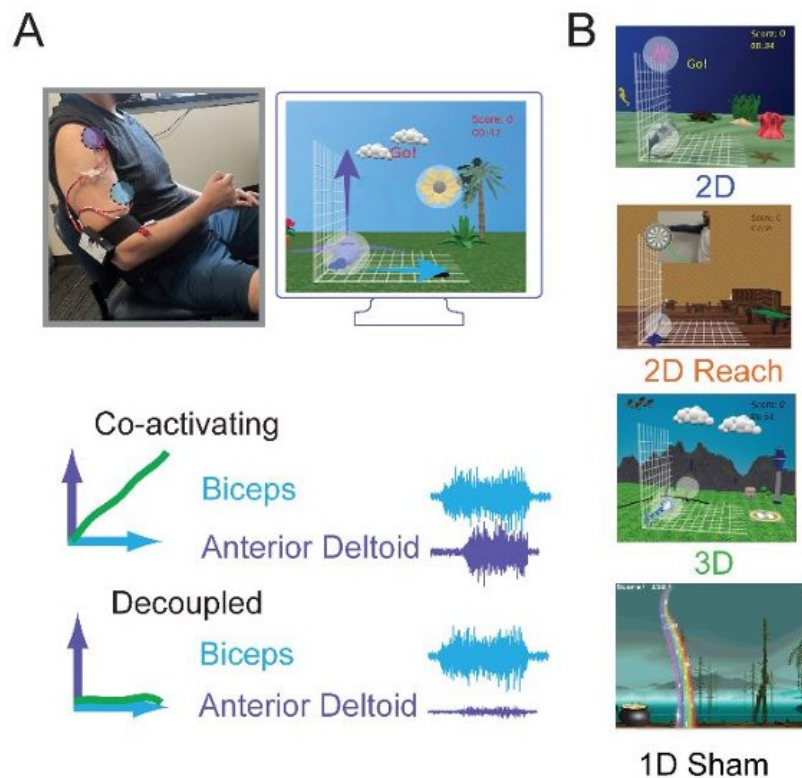


Figura 1.5: Rappresentazione schematica del sistema MINT (Myoelectric Interface for Neurorehabilitation) e dei paradigmi di allenamento. Il **Pannello A** illustra il setup sperimentale indossabile e il principio vettoriale alla base del feedback visivo. Il **Pannello B** mostra le interfacce grafiche corrispondenti ai quattro gruppi di studio randomizzati (1D Sham, 2D, 2D Reach, 3D).

Al termine delle sei settimane, i gruppi MINT hanno mostrato una riduzione della co-contrazione EMG del 76% nei muscoli allenati, risultato non osservato nel gruppo Sham. In termini di outcome clinici, i gruppi MINT combinati hanno registrato un miglioramento medio di 4 secondi nel *Wolf*

Motor Function Test (WMFT), superando la soglia di rilevanza clinica (MCID). Il miglioramento più significativo è stato ottenuto dal gruppo 3D, con una riduzione dei tempi di esecuzione di 6,8 secondi. Il WMFT è una delle scale cliniche più usate per valutare l'arto superiore dopo un ictus e, a differenza della Fugl-Meyer (che valuta la qualità del movimento), si concentra sulla misurazione del tempo di esecuzione dei task.

Oltre ai miglioramenti clinici, l'analisi dei risultati ha evidenziato importanti cambiamenti cinematici (*Figura 1.6, Pannello A*). Le misurazioni effettuate alla sesta settimana hanno rilevato variazioni positive relative all'area di esplorazione del movimento (*Sweep Area*) e all'Arco di Movimento Attivo (*Active Range of Motion*, AROM) in tre direzioni spaziali: raggiungimento verticale, frontale e laterale. Come evidenziato nel grafico dai marcatori colorati, i gruppi sottoposti all'allenamento MINT hanno ottenuto miglioramenti statisticamente significativi (indicati dagli asterischi) nell'ampiezza del movimento rispetto al gruppo di controllo (marcatore nero, Sham), il quale non ha registrato variazioni rilevanti o ha persino mostrato un lieve peggioramento.

Per comprendere i meccanismi alla base di questi recuperi, è stata condotta un'analisi neurofisiologica (*Figura 1.6, Pannello B*). L'analisi delle sinergie muscolari ha rivelato che, sebbene la struttura generale delle sinergie sia rimasta invariata, sono cambiati i pesi relativi dei muscoli al loro interno. L'efficienza di questo cambiamento è stata quantificata tramite l'Indice di Disparità (DI), un parametro matematico usato nell'analisi dei segnali EMG che misura la capacità di isolare un muscolo: se un paziente contrae sempre bicipite e tricipite insieme (100% co-contrazione), il DI è basso; se il paziente riesce ad attivare un muscolo mantenendo l'antagonista spento, l'indice è alto [65][73][74].

I grafici a barre del Pannello B illustrano proprio questo fenomeno, mostrando il DI calcolato per tre diverse coppie muscolari (MP1, MP2, MP3) pre e post trattamento. Nei soggetti che hanno risposto positivamente alla terapia ("responders"), si osserva un aumento significativo dell'Indice di Disparità limitatamente alle coppie muscolari direttamente allenate (MP1 e MP2), mentre la coppia non allenata (MP3) rimane invariata. Questo dimostra che il paziente ha recuperato la capacità di attivare i singoli muscoli in modo indipendente, riducendo la co-attivazione. Al contrario, nel gruppo di controllo (Sham), il DI non ha subito variazioni significative in nessuna delle coppie muscolari.

In conclusione, il sistema MINT non valuta quanto il paziente sia forte, ma quanto sia "preciso" nel reclutare i muscoli. Il successo nel compito (come portare il cursore al bersaglio in meno di 7 secondi) è la prova diretta che il paziente sta reimpارando a disattivare la co-contrazione anomala, come ampiamente dimostrato dall'aumento focale del DI e dai conseguenti miglioramenti dei tempi funzionali nel WMFT.

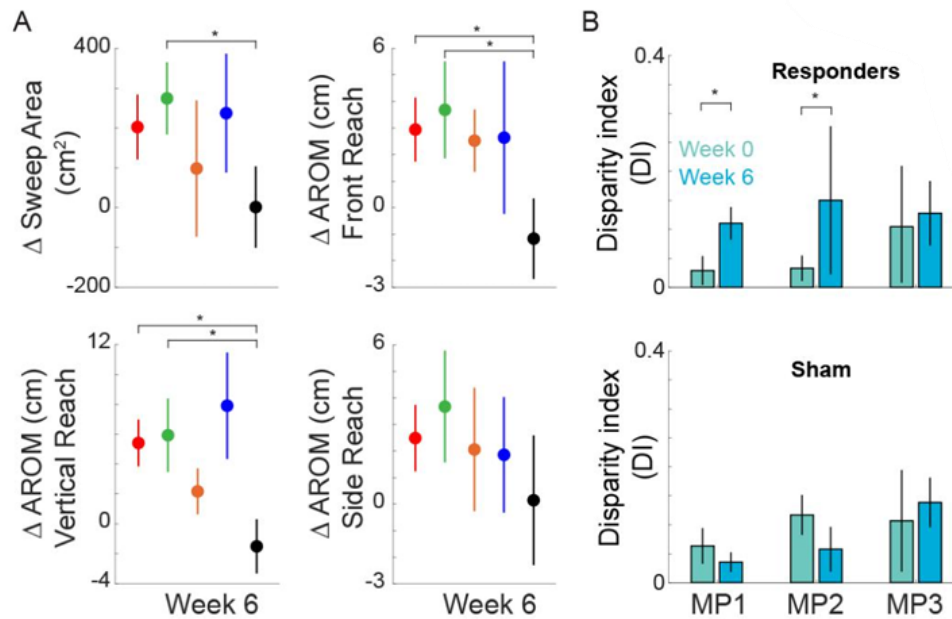


Figura 1.6: Risultati clinici, cinematici e neurofisiologici a seguito dell'allenamento con protocollo MINT. Il **Pannello A** illustra le variazioni cinematiche (Sweep Area e Active Range of Motion) misurate alla sesta settimana. Il **Pannello B** mostra l'andamento dell'Indice di Disparità (DI) per tre diverse coppie muscolari (MP1, MP2, MP3) all'inizio (Week 0) e al termine del trattamento (Week 6).

Nonostante i risultati promettenti, gli autori hanno però evidenziato alcuni limiti metodologici e clinici. Lo studio ha registrato un tasso di abbandono (*drop-out*) relativamente elevato (37%); tuttavia, la maggior parte dei ritiri non è stata causata dal funzionamento del dispositivo o dalla frustrazione per il compito, bensì da difficoltà logistiche nel rispettare il rigoroso e intensivo programma di allenamento, o da problematiche di natura familiare e personale.

Ulteriori limitazioni reali evidenziate dallo studio riguardano aspetti di usabilità e implementazione: sono state riscontrate difficoltà legate al livello di alfabetizzazione informatica di alcuni partecipanti, occasionali malfunzionamenti hardware dell'equipaggiamento e criticità dovute al design ancora lievemente ingombrante del dispositivo *wearable*. La risoluzione di tali sfide tecnologiche sarà essenziale per favorire un futuro impiego clinico e domiciliare di questo sistema su larga scala.

1.3 Apprendimento motorio basato sull'errore ed error augmentation

La comprensione dei meccanismi che regolano l'acquisizione di nuove abilità motorie costituisce la base teorica per ogni protocollo di riabilitazione. Molti modelli di apprendimento artificiale, come le reti neurali, suggeriscono che l'errore guidi l'apprendimento, per cui si può imparare più velocemente se l'errore è maggiore. Inoltre, processi di apprendimento basati sugli errori rendono gli errori più evidenti ai sensi e possono innescare risposte che altrimenti non si innescerebbero [76].

In alcuni casi, si mira a ridurre l'errore (error reduction), in altri ad aumentarlo per potenziare l'apprendimento (error augmentation) [77].

L'error augmentation è spesso proposta come strategia per migliorare tasso ed estensione dell'apprendimento in compiti visuomotori e per facilitare il recupero in contesti riabilitativi [78].

In questa prospettiva, gli ambienti virtuali sono particolarmente adatti perché permettono di manipolare sistematicamente l'errore e di fornire feedback coerenti e ripetibili [79]. Un punto chiave, coerente con la letteratura sull'augmented feedback, è che l'aumento di complessità può richiedere feedback più "intelligenti": feedback troppo ricchi possono sovraccaricare l'utente, mentre feedback ben progettati possono accelerare l'apprendimento [30] [58] [80]. A tal proposito, Wei e colleghi [78] hanno investigato l'efficacia delle strategie di error augmentation visiva nel potenziamento dell'apprendimento motorio e della riabilitazione neuromotoria.

Nello studio citato, ai soggetti è stato richiesto di eseguire movimenti di raggiungimento (*reaching*) verso bersagli proiettati su un piano orizzontale tramite un proiettore LCD (*Figura 1.7*).

Tale piano fungeva anche da schermo opaco, impedendo ai partecipanti la visione diretta del proprio braccio e costringendoli a fare affidamento esclusivamente sul feedback visivo del cursore.

Per la gestione dell'esperimento è stato sviluppato un sistema di controllo in tempo reale basato su MathWorks xPC Target™ che fornisce ai soggetti un feedback visivo tramite una lavagna luminosa calibrata, acquisisce e memorizza i dati sperimentali con una frequenza di campionamento pari a 100 Hz. Sedici adulti neurologicamente sani (di età compresa tra 22 e 30 anni) sono stati divisi in 4 gruppi in modo casuale e sono stati sottoposti a un compito di reaching in presenza di una distorsione visuomotoria (rotazione di 30°). Ai soggetti è stato chiesto di eseguire movimenti ripetuti di reaching partendo da un punto centrale, muovendosi verso l'esterno e fermandosi sui bersagli visivi proiettati e disposti uniformemente su un cerchio di raggio 0,1m. La velocità target è stata fissata a 0,45 m/s e al termine di ogni movimento veniva fornito al soggetto un feedback visivo (punti colorati) o acustico che indicava se il movimento era troppo veloce, troppo lento oppure corretto (entro un intervallo di $\pm 0,05$ m/s); esempio di feedback di conoscenza dei risultati (Knowledge of Results - KR).

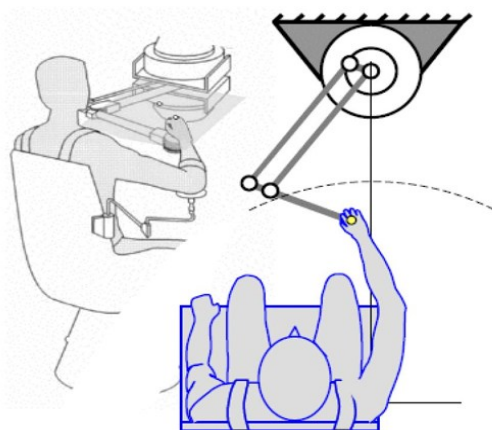


Figura 1.7: Rappresentazione di un sistema robotico per la riabilitazione motoria dell'arto superiore. In alto a sinistra, la vista tridimensionale mostra l'interfaccia fisica tra il braccio del paziente e il dispositivo (end-effector). In basso a destra, la vista dall'alto illustra la cinematica dei bracci articolati e la traiettoria di un task motorio sul piano orizzontale (linea tratteggiata).

L'aumento dell'errore visivo è stato ottenuto applicando semplici trasformazioni affini alla posizione del cursore che rappresenta la mano del soggetto per modificarne la posizione. Nel dettaglio, lo studio ha previsto il confronto di diverse modalità di amplificazione dell'errore: nessuna amplificazione (controllo); amplificazione proporzionale all'errore istantaneo ($\text{gain} = 2$ e $\text{gain} = 3.1$); amplificazione tramite offset costante e indipendente dall'errore istantaneo che corrisponde all'errore medio iniziale del soggetto. I risultati, mostrati in *Figura 1.8*, hanno dimostrato che le strategie di error augmentation possono migliorare velocità e entità dell'apprendimento motorio rispetto alla condizione di controllo.

Le due strategie di amplificazione dell'errore hanno però mostrato risultati diversi: mentre nel caso del *gain* l'errore tende a scomparire man mano che il soggetto migliora, l'uso dell'*offset* mantiene alto il drive dell'apprendimento poiché il sistema nervoso percepisce una discrepanza persistente, forzando un adattamento continuo e più profondo perché anche se il soggetto esegue un movimento perfetto (errore reale nullo) continua a percepire un errore visivo. Questo rende le due strategie di aumento dell'errore molto diverse dal punto di vista dell'apprendimento motorio.

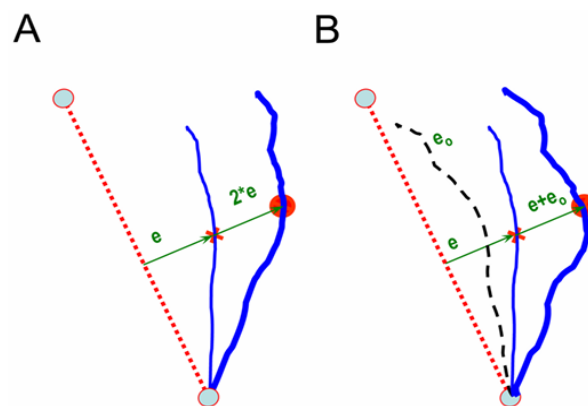


Figura 1.8. Rappresentazione delle strategie visive di Error Augmentation (amplificazione dell'errore). La linea tratteggiata rossa indica la traiettoria ideale, mentre la linea sottile blu rappresenta la traiettoria realmente eseguita dal soggetto, caratterizzata da un errore istantaneo pari a e . Per stimolare l'apprendimento motorio, la posizione del cursore mostrato a schermo (punto rosso) viene alterata, generando una traiettoria percepita (linea spessa blu) che esagera l'errore commesso. (A) Strategia di amplificazione proporzionale: l'errore reale viene moltiplicato per un fattore di guadagno (nell'esempio, $2e$). (B) Strategia di offset: all'errore reale e viene sommato un errore predefinito e_0 (rappresentato dalla curva tratteggiata nera), restituendo un errore visivo complessivo pari a $e + e_0$.

L'errore di traiettoria è stato definito come la massima distanza tra la traiettoria realmente eseguita dal soggetto e la traiettoria ideale verso il bersaglio. Inoltre, per valutare il tasso di apprendimento durante l'adattamento alla rotazione, gli errori di traiettoria sono stati raggruppati in blocchi di 5 prove e adattati ad una funzione esponenziale:

$$E(n) = A + B \cdot e^{-n/C}$$

in cui A rappresenta l'offset, B indica la riduzione totale dell'errore e C è la costante di tempo (ovvero la misura di velocità dell'apprendimento). L'analisi è stata applicata alle prove di cattura e alle fasi di Washout. Il protocollo sperimentale ha infatti previsto le seguenti fasi: familiarizzazione (15 movimenti per prendere confidenza con il sistema); baseline (15 movimenti senza rotazione né aumento dell'errore); baseline ruotata (stessi movimenti, ma verso bersagli ruotati di 30°); esposizione iniziale per stimare l'errore medio iniziale (120 movimenti senza aumento dell'errore e di cui solo 1 su 8 con rotazione visiva); apprendimento con aumento dell'errore (390 movimenti con rotazione di 30°); valutazione (15 movimenti senza aumento dell'errore); washout (rimozione di tutte le distorsioni). La significatività statistica dei risultati è stata valutata mediante ANOVA.

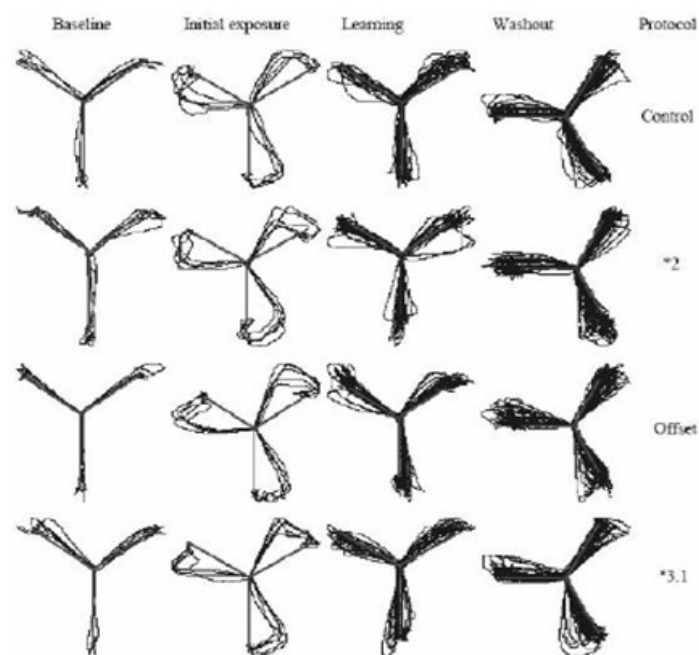


Figura 1.9: La figura analizza l'evoluzione delle traiettorie di reaching durante le diverse fasi dell'esperimento, confrontando il gruppo di controllo con le tre diverse strategie di error augmentation. Ogni riga della griglia corrisponde a una condizione sperimentale (Controllo, Gain = 2, Offset e Gain = 3.1), mentre le colonne mostrano la progressione temporale del compito motorio. È evidente come all'inizio dell'esposizione alla distorsione visiva, le traiettorie risultano fortemente curve, al termine dell'addestramento i soggetti recuperano la capacità di produrre traiettorie rettilinee e, una volta rimossa la distorsione visiva (washout) compaiono i classici after effect con traiettorie curve in direzione opposta rispetto alla fase di adattamento.

Nella fase di Baseline, tutti i gruppi presentano traiettorie rettilinee e precise verso i tre bersagli radiali. Con l'introduzione della rotazione visiva di 30° (Initial exposure), si osserva in tutti i soggetti una marcata deviazione curva, segno della perturbazione indotta.

Al termine della fase di Learning, le traiettorie tornano a essere quasi rettilinee, dimostrando che i soggetti hanno appreso il modello motorio necessario per compensare la rotazione. L'efficacia dell'apprendimento è particolarmente evidente nella fase di Washout: una volta rimossa ogni distorsione, compaiono i cosiddetti after-effect, ovvero traiettorie curve in direzione opposta a quella iniziale. Dal confronto visivo dei tracciati, si nota chiaramente come il gruppo Offset (terza riga) presenti le deviazioni più ampie e consistenti nell'ultima colonna, confermando che l'amplificazione costante dell'errore induce un adattamento motorio più profondo e robusto rispetto alle altre condizioni.

Nel complesso, tutti i gruppi sono stati in grado di generalizzare l'apprendimento, il gruppo Offset ha ottenuto le migliori prestazioni sia in termini di entità sia di velocità di apprendimento rispetto agli altri gruppi ($p < 0,002$).

Gli autori hanno inoltre condotto un test preliminare per verificare se le strategie di augmented error visivo potessero produrre benefici simili nei pazienti post-ictus, in tal caso però l'obiettivo dell'apprendimento era semplicemente produrre una traiettoria il più possibile rettilinea verso il bersaglio, senza l'applicazione di rotazioni visive. I risultati hanno evidenziato un miglioramento nella fase finale di allenamento che persisteva anche nella fase finale di washout, suggerendo che l'apprendimento indotto non fosse solo un effetto temporaneo del feedback alterato ma riflettesse una reale riorganizzazione del controllo motorio. Sebbene il numero di soggetti sia limitato, evidenzia l'efficacia delle tecniche di augmented error nella riabilitazione neuromotoria.

1.4 Obiettivi

Il presente lavoro di tesi, si pone l'obiettivo di testare e validare protocolli di allenamento muscolare per l'arto superiore basati su biofeedback elettromiografico (EMG) in tempo reale. La sperimentazione è strutturata per affrontare due problematiche motorie attraverso l'impiego di due protocolli specifici e indipendenti, focalizzati rispettivamente sui muscoli bicipite e tricipite brachiale e trapezio superiore e tricipite. La ricerca mira, in particolare, a quantificare l'adattamento motorio indotto dall'utilizzo di differenti tipologie di biofeedback elettromiografico, valutando come la natura del feedback influenzi la capacità del sistema nervoso di rimodulare il controllo muscolare in soggetti sani.

CAPITOLO 2. Materiali e metodi

L'architettura del sistema sperimentale è stata progettata per garantire un'integrazione efficace tra l'acquisizione dei segnali elettromiografici, il tracciamento del movimento e la restituzione del feedback visivo in tempo reale. Il setup di entrambi i protocolli (bicipite-tricipite brachiale e trapezio superiore-tricipite) si compone di: interfaccia di input e visualizzazione, sistema di acquisizione elettromiografica e bande elastiche per l'introduzione di carichi resistivi.

2.1 Apparato sperimentale

Il setup sperimentale prevede l'impiego di due schermi indipendenti per ottimizzare la gestione della sessione e l'immersività del training. Il primo, un monitor Sharp TV, è posizionato frontalmente al partecipante per la visualizzazione dei task motori e del relativo biofeedback visivo ed è collegato al PC tramite un cavo HDMI. Il secondo schermo relativo al PC portatile è riservato all'operatore per il monitoraggio in tempo reale dei segnali elettromiografici. L'interfaccia illustrata in *Figura 2.1* rappresenta la dashboard ad uso esclusivo dell'esaminatore. Da questo pannello è possibile impostare i parametri del protocollo sperimentale e monitorare i dati fisiologici in tempo reale. La fase preparatoria prevede l'inserimento dei dati identificativi del partecipante (codice ID), la selezione della giornata di test (*Day 1* o *Day 2*) e della perturbazione di analisi.



Figura 2.1: Interfaccia grafica di controllo sviluppata in Unity (visuale dell'esaminatore). Il pannello consente la gestione dell'anagrafica del soggetto, la selezione del protocollo sperimentale (Day 1/2 e tipologia di perturbazione) e il monitoraggio in tempo reale dei segnali EMG.

Per garantire la corretta esecuzione del compito motorio e l'affidabilità dei segnali acquisiti, è stata definita una configurazione posturale standardizzata.

Il soggetto esegue le prove in posizione seduta (*Figura 2.2*), mantenendo la schiena dritta e ben appoggiata alla sedia, al fine di evitare oscillazioni del tronco che potrebbero introdurre artefatti. L'arto superiore oggetto dello studio viene posizionato con il braccio sollevato e parallelo al piano orizzontale della tavoletta digitalizzatrice CalComp.



Figura 2.2: Apparato sperimentale utilizzato per l'esecuzione del compito motorio tramite tavoletta digitalizzatrice CalComp. Un elastico è vincolato a un vertice della tavoletta, sulla quale il soggetto compie movimenti di flessione-estensione sul piano orizzontale.

2.1.1 Tavoletta CalComp DrawingBoard VI

L'interazione meccanica del soggetto con l'ambiente virtuale avviene tramite la tavoletta digitalizzatrice CalComp DrawingBoard VI, strumento considerato il gold standard per l'acquisizione di coordinate spaziali 2D ad alta precisione (*Figura 2.3*). Il dispositivo, collegato al PC tramite porta USB, converte il movimento fisico compiuto dall'utente sulla superficie di lavoro in dati digitalizzati (x, y), garantendo una fedele e continua riproduzione del gesto motorio nell'ambiente di simulazione Unity.

Il rilevamento della posizione si basa sulla tecnologia Advanced Function, che sfrutta una rete di fili conduttivi integrata al di sotto della superficie della tavoletta. Questa griglia rileva la posizione di un trasduttore dedicato, denominato puck, sul quale è stato appositamente fissato un manipolo ergonomico per agevolare la presa del soggetto durante l'esecuzione del compito.

A livello software, il dispositivo CalComp supporta due differenti protocolli di comunicazione: Mouse e WinTab. Il protocollo Mouse viene tipicamente utilizzato per far coincidere i movimenti del trasduttore con quelli del cursore del sistema operativo; tuttavia, questo approccio vincola i dati in

ingresso alla risoluzione dello schermo. Per garantire la massima fedeltà cinematografica, nel presente lavoro si è optato per il protocollo WinTab.

In questa configurazione, il sistema riconosce la tavoletta come un dispositivo di input assoluto e indipendente, discriminando nettamente i segnali del puck da quelli di un mouse tradizionale.

L'area utile all'acquisizione, definita "area attiva" e delimitata visivamente da quattro segni di taglio ad angolo retto, garantisce una risoluzione spaziale nativa di 500 linee per millimetro (12.700 linee per pollice).

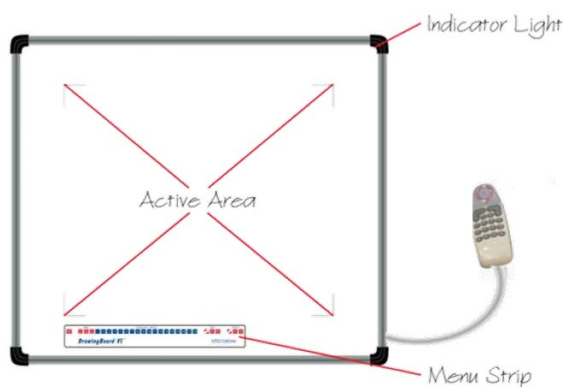


Figura 2.3: Componenti chiave della tavoletta digitalizzatrice (modello GTCO CalComp DrawingBoard VI). L'immagine mostra l'area di lavoro, etichettata come "Active Area", la "Menu Strip" sul bordo inferiore e la "Indicator Light" sull'angolo superiore. Sulla destra è visibile il cursore (puck) multipulsante con cavo sul quale viene posizionato il manipolo.

2.1.2 Sistema sEMG Due+ Lite

L'acquisizione del segnale elettromiografico dei muscoli coinvolti è effettuata mediante il dispositivo commerciale Due+ Lite (OT Bioelettronica), un sistema compatto progettato specificamente per applicazioni di elettromiografia di superficie (sEMG). La sonda Due+, mostrata in *Figura 2.4*, è un amplificatore wireless miniaturizzato e indossabile, dotato di due canali e in grado di rilevare segnali in configurazione differenziale bipolare. Il dispositivo integra al suo interno le fasi di amplificazione, filtraggio, conversione analogico-digitale a 16 bit e trasmissione wireless, consentendo la visualizzazione e l'archiviazione in tempo reale dei segnali.

La rilevazione del segnale avviene tramite elettrodi adesivi CDE-C applicati sui distretti muscolari di interesse (trapezio superiore, bicipite e tricipite brachiale). La sonda si collega direttamente agli elettrodi di prelievo senza la necessità di cavi o adattatori aggiuntivi. Nello specifico, si tratta di elettrodi adesivi bipolari con un diametro di 24 mm, provvisti di un connettore concentrico.

Il posizionamento degli elettrodi sulla cute dei soggetti è stato eseguito in stretta conformità con le raccomandazioni internazionali del progetto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), al fine di garantire la massima selettività del segnale, minimizzare l'effetto del *crosstalk* e assicurare la replicabilità del protocollo sperimentale [81]. La scelta di una

distanza inter-elettroica fissa pari a 20 mm risponde non solo alle direttive SENIAM, ma è supportata da evidenze matematiche e sperimentali [82] volte a minimizzare il fenomeno del *crosstalk*. Tale configurazione assicura infatti che il segnale captato rifletta prevalentemente l'attività elettrica delle unità motorie dei muscoli coinvolti (bicipite, tricipite o trapezio), minimizzando la sovrapposizione spaziale indotta dai campi elettrici dei distretti muscolari adiacenti. La comunicazione con il PC avviene tramite connessione WiFi attraverso un socket TCP; la sonda stessa, infatti, è in grado di generare una propria rete WiFi aperta a cui il computer può collegarsi in modo diretto.

Lo stato operativo del dispositivo, gestibile tramite l'apposito pulsante di accensione ON/OFF, è costantemente monitorabile attraverso due indicatori luminosi. Il LED bianco fornisce indicazioni sullo stato della connessione di rete: emette tre lampeggi quando è stabilita la connessione al socket TCP e quattro lampeggi durante l'effettivo trasferimento dei dati. Il LED rosso segnala invece situazioni di criticità: un singolo lampeggio indica una perdita di dati durante la trasmissione (dovuta al riempimento del buffer interno), mentre tre lampeggi avvisano che il livello della batteria è sceso al di sotto del 20%. La sonda è saldamente legata al braccio del soggetto esaminato tramite una fascetta come mostrato in *Figura 2.5* e *Figura 2.6*.



Figura 2.4: Dispositivo Due+Lite per l'acquisizione del segnale elettromiografico di bicipite, tricipite brachiale e trapezio superiore, con elettrodi bipolari adesivi CDE-C

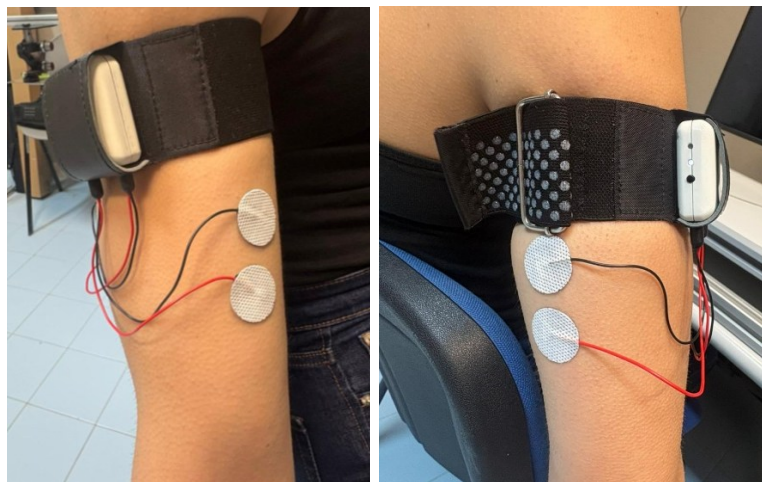
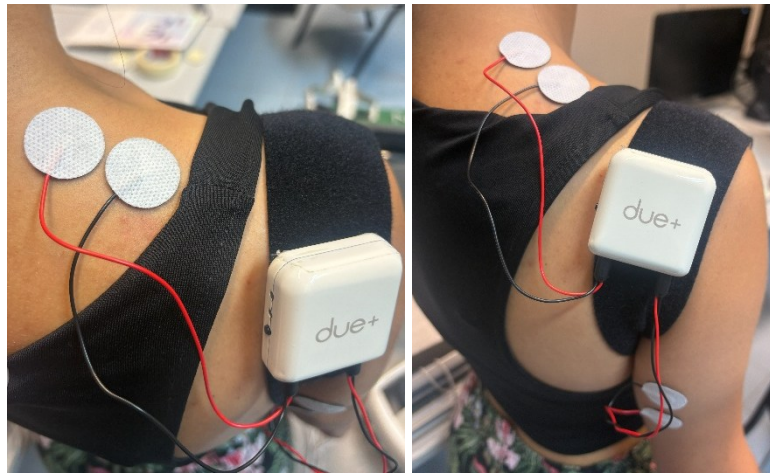


Figura 2.5: L'immagine illustra il posizionamento degli elettrodi per la rilevazione del segnale elettromiografico: a sinistra sul bicipite e a destra sul tricipite brachiale. La sonda di acquisizione Due+ è assicurata all'arto del soggetto tramite una fascia elastica dedicata.



***Figura 2.6:** L'immagine illustra il posizionamento degli elettrodi per l'acquisizione del segnale elettromiografico del muscolo trapezio superiore e del tricipite brachiale. Al fine di minimizzare l'attenuazione del segnale, gli elettrodi sono allineati parallelamente alla direzione delle fibre muscolari.*

A livello metodologico, il sistema sperimentale di base è unico per l'intero studio: i due protocolli differiscono esclusivamente per il muscolo target analizzato e per la modalità di mappatura del segnale EMG restituito al soggetto sotto forma di feedback visivo.

2.1.3 Bande elastiche e dinamometro

Per indurre una condizione di sforzo controllato e stimolare l'attivazione muscolare, sono stati introdotti degli elementi elastici di diversa rigidezza (verde, blu, giallo e rosso in ordine crescente). Tali bande sono integrate fisicamente nel setup collegando un'estremità alla base della tavoletta digitalizzatrice e l'altra al manipolo impugnato dal soggetto, introducendo così una resistenza durante i movimenti di flessione-estensione. Prima della sperimentazione, è stata condotta una caratterizzazione meccanica delle bande finalizzata alla determinazione della resistenza elastica espressa in Newton. Dopo un pre-condizionamento tramite cicli di allungamento per stabilizzare il materiale viscoelastico, la forza di ciascun elastico è stata misurata allungandolo a una distanza nota, riproducendo l'escursione reale del compito motorio. Per la misurazione è stato impiegato un dinamometro digitale dotato di cella di carico (capacità massima 300 kg, lettura diretta su display LCD, funzioni di Tara e Hold), mostrato in *Figura 2.7*. Il dispositivo è realizzato in acciaio ad alta resistenza per prevenire deformazioni strutturali; il moschettone superiore è stato vincolato a un'estremità della banda elastica (ancorata a sua volta al supporto della tavoletta), mentre la trazione è stata applicata all'estremità inferiore per registrarne il valore di forza.



Figura 2.7: Dinamometro digitale usato per la misurazione delle resistenze di ciascuna banda elastica e rispettive bande elastiche utilizzate

2.2 Compiti motori

Al fine di investigare il controllo motorio e l'attivazione muscolare in differenti condizioni di feedback, sono stati implementati due distinti protocolli sperimentali, entrambi basati sull'esecuzione di movimenti di flessione-estensione dell'arto superiore all'interno di un ambiente virtuale controllato. I protocolli condividono la medesima struttura di base dell'interfaccia grafica e delle modalità di interazione con la tavoletta CalComp, ma differiscono per la tipologia di feedback fornito al soggetto.

2.2.1 Task motorio 1: bicipite e tricipite brachiale

Il compito motorio del protocollo relativo a bicipite e tricipite brachiale avviene in un ambiente virtuale su sfondo nero con grafica semplice (*Figura 2.8*).

Gli elementi principali sono: cursore, start point, target da raggiungere e canale guida.

Il cursore è un cerchio blu di 0,8 cm di diametro che rappresenta sulla tavoletta grafica i movimenti della mano in tempo reale e fornisce all'utente un riferimento continuo della propria posizione nello spazio virtuale.

Start Point e Target sono il punto di inizio e fine del movimento, rappresentati da cerchi o corone circolari di 2 cm di diametro. Il sistema inverte automaticamente start point e target ad ogni movimento: lo start point del movimento di estensione (inizialmente grigio, poi bianco all'avvio) diventa il target nella successiva fase di flessione, e viceversa. In questo modo l'esercizio è un continuo ciclo di flessione-estensione.

Il canale indica il percorso ed è delimitato da due archi di circonferenza bianchi che definiscono un canale di larghezza di 6 cm. La posizione di tali archi viene definita nella fase di calibrazione cinematica in modo da adattarsi al soggetto.

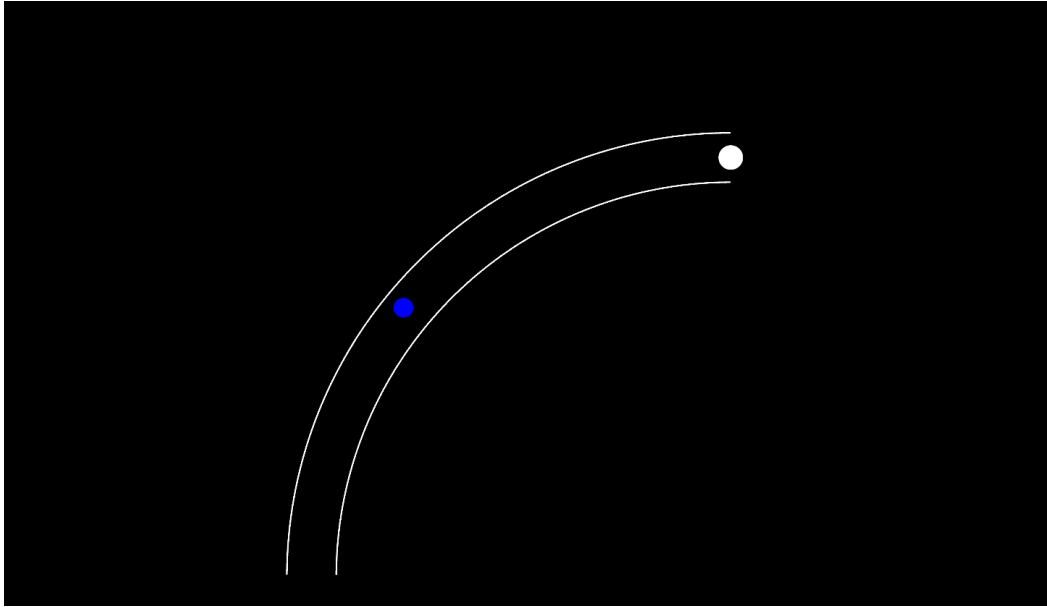


Figura 2.8: Rappresentazione degli elementi grafici coinvolti nell'esecuzione del compito con coinvolgimento dei muscoli bicipite e tricipite brachiale: canale guida, cursore blu controllato attivamente dal soggetto e target da raggiungere

2.2.2 Task motorio 2: trapezio superiore e tricipite brachiale

Nel protocollo relativo a trapezio superiore e tricipite (*Figura 2.9*), l'ambiente virtuale mantiene la stessa struttura di base (cursore, start point, target e canale guida), ma introduce un elemento grafico aggiuntivo con funzione di biofeedback.

Il cursore, in questo caso, è un cerchio blu di 0,4 cm di diametro al quale è agganciato un oggetto celeste, inizialmente di 1,6 cm di diametro la cui dimensione varia in funzione dell'attivazione elettromiografica del muscolo trapezio.

Il soggetto, pertanto, non controlla direttamente tale oggetto, ma ne osserva le variazioni dimensionali come espressione del livello di attivazione muscolare, introducendo così un biofeedback EMG esplicito.

Anche in questo protocollo lo start point e il target hanno un diametro di 2 cm, mentre il canale guida, posizionato in base ai parametri ottenuti in fase calibrazione, definisce i movimenti di flessione-estensione.

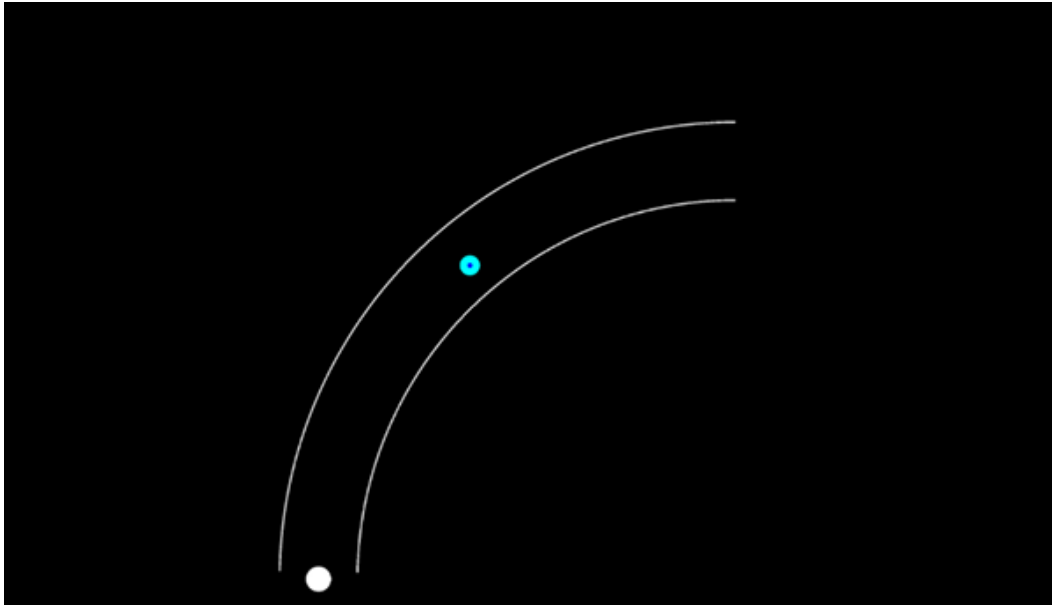


Figura 2.9: Rappresentazione degli elementi grafici coinvolti nell'esecuzione del compito con coinvolgimento del muscolo trapezio superiore: canale guida, start point, cursore blu controllato attivamente dal soggetto, oggetto celeste agganciato al cursore e modulato dall'attività elettromiografica.

2.3 Perturbazioni e feedback visivo

L'integrazione del biofeedback all'interno dell'architettura sperimentale è finalizzata a guidare il soggetto verso una modulazione più efficiente dell'attivazione muscolare, offrendo un riscontro visivo immediato della propria attività muscolare.

Le modalità di somministrazione di tale feedback differiscono in base al distretto muscolare target: nel task motorio 1 che prevede il coinvolgimento dei muscoli bicipite e tricipite brachiale, l'informazione visiva è orientata alla regolazione dell'attività del muscolo agonista in estensione (tricipite brachiale); nel task motorio 2 con coinvolgimento del trapezio superiore e del tricipite, il feedback mira alla modulazione specifica dell'attività del trapezio, la quale viene codificata e visualizzata in tempo reale attraverso la variazione dimensionale dell'oggetto celeste ancorato al cursore. In entrambi i protocolli, la perturbazione è introdotta esclusivamente durante la fase di estensione; tale scelta metodologica è dettata dalla presenza della banda elastica che oppone resistenza durante l'allontanamento, mentre in fase di flessione asseconda il movimento.

2.3.1 Algoritmo di aggiornamento della soglia adattiva

Al fine di ottimizzare il processo di apprendimento motorio e mantenere un livello di sfida adeguato al soggetto, è stato implementato un algoritmo di aggiornamento adattivo della soglia di attivazione muscolare per la quale si innesca la perturbazione.

La scelta di sviluppare e implementare un algoritmo di soglia adattativa si rende necessaria per guidare e forzare il continuo adattamento motorio del soggetto [83].

In questo contesto, l'adozione di una soglia fissa arresterebbe la progressione dell'esercizio, poiché non stimolerebbe il sistema muscolare a evolvere oltre il livello inizialmente calibrato.

La logica di adattamento è basata su un filtro IIR (Infinite Impulse Response) del primo ordine, noto come EMA (*Exponential Moving Average*), questo approccio permette di aggiornare la soglia tenendo conto sia della prestazione corrente del soggetto, sia della "memoria storica" delle soglie precedenti [84][85].

L'algoritmo calcola dinamicamente i livelli di soglia al termine di ogni singolo trial di estensione.

L'equazione che governa l'adattamento è la seguente:

$$S(k+1) = \alpha \cdot S(k) + (1 - \alpha) \cdot EMG_{trial}(k)$$

Le componenti della formula sono così definite:

- $S(k+1)$: nuova soglia calcolata per il trial successivo.
- $S(k)$: soglia di attivazione utilizzata durante il trial appena concluso che rappresenta lo stato attuale del sistema.
- $EMG_{trial}(k)$: prestazione muscolare registrata e calcolata durante il trial k-esimo appena concluso.
- α : fattore di *smoothing* (o memoria) del filtro, definito nell'intervallo $[0, 1]$. Modificare questo parametro equivale a ottimizzare la costante di tempo del filtro in tempo reale, gestendo il trade-off tra stabilità e reattività. Nel presente protocollo è stato impostato $\alpha = 0.5$; questo valore garantisce un bilanciamento equo tra la stabilità (peso della soglia precedente) e la reattività (peso del nuovo dato EMG acquisito).

Durante il movimento di sola estensione, l'involuppo del segnale EMG acquisito viene sottoposto a un filtro a mediana mobile con una finestra di 30 campioni (frequenza di campionamento a 60Hz). Dal segnale viene quindi estratto il valore massimo (picco di attivazione); questa scelta è fondamentale per isolare il reale errore motorio del paziente.

Inoltre, per escludere artefatti legati all'impatto con il target o alle contrazioni spurie di fine movimento, la ricerca del picco è limitata al primo 90% della traiettoria, escludendo gli ultimi 10 gradi in cui la resistenza elastica rende il controllo muscolare particolarmente instabile.

L'aggiornamento della soglia è vincolato da una rigorosa logica unidirezionale. Per incentivare l'apprendimento motorio e penalizzare le compensazioni errate, la nuova soglia proposta dall'algoritmo EMA viene confrontata con quella del trial precedente: la soglia applicata al trial successivo può quindi esclusivamente abbassarsi (diventando più sfidante se il soggetto migliora la propria performance), ma non può mai risalire. Tuttavia, per evitare che un rilassamento prolungato porti le soglie vicine allo zero, rendendo il cursore ipersensibile, è stato imposto un pavimento di sicurezza (limite minimo assoluto), al di sotto del quale l'algoritmo blocca la discesa della soglia.

Questa logica di calcolo e adattamento si applica, con specifiche differenze di feedback visivo, ai due protocolli motori sviluppati.

2.3.2 Task motorio 1: Bicipite e Tricipite (Error Augmentation)

In questo protocollo, il soggetto riceve una duplice informazione sul proprio livello di attivazione muscolare: un'informazione online, rappresentata dalla deviazione del cursore durante il movimento, e un'informazione finale di tipo reward, fornita attraverso il colore assunto dal target al termine del trial. In condizioni fisiologiche, i due muscoli lavorano in modo alternato: durante la flessione è prevalentemente attivo il bicipite, mentre durante l'estensione è il tricipite a contrarsi maggiormente. Quando il sistema rileva un'attivazione eccessiva del tricipite in estensione, il cursore viene spostato radialmente verso l'esterno rispetto al canale (*Figura 2.10*). L'entità dello spostamento è proporzionale al livello di attivazione rilevato: maggiore è l'attivazione sopra soglia del muscolo, maggiore sarà la deviazione del cursore. Il biofeedback non è quindi costante, ma cresce in funzione dell'errore commesso. L'obiettivo è fornire al paziente un riscontro immediato e intuitivo della propria attivazione muscolare non ottimale. Solo riducendo l'attività muscolare il cursore può rientrare nel canale, permettendo così di completare correttamente il movimento e raggiungere il target. Durante la fase preliminare di Baseline (eseguita senza perturbazione), il sistema identifica il livello tipico di attivazione estraendo la mediana dei massimi del tricipite registrati in estensione. Su questo valore viene costruito il "canale" di tolleranza iniziale:

- Soglia minima: impostata pari alla metà del livello tipico di Baseline. La soglia minima rappresenta il livello minimo per cui compare la perturbazione, superata questa soglia, il cursore viene deviato in direzione radiale.
- Soglia massima (tetto di saturazione): impostata pari al doppio (200%) del livello di attivazione tipica. Rappresenta il livello di errore massimo consentito. Oltre questo tetto, la perturbazione visiva satura: il cursore raggiunge la deviazione radiale massima preimpostata e non si sposta ulteriormente, garantendo che l'elemento grafico rimanga sempre all'interno dei limiti visibili dello schermo. La soglia massima viene ricalcolata ad ogni trial, mantenendo costantemente invariata la sua ampiezza originaria rispetto alla nuova soglia minima aggiornata dall'algoritmo EMA.

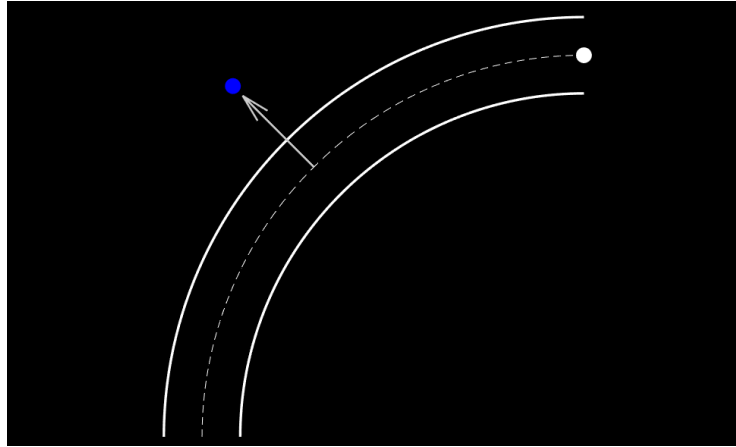


Figura 2.10: Effetto della perturbazione sul cursore, durante la fase di Adaptation della seconda giornata di test.

Oltre alla perturbazione del cursore, il sistema fornisce un secondo tipo di feedback, basato sul cambiamento di colore del target al termine di ogni trial.

Il colore del target dipende dalla percentuale di traiettoria percorsa al di fuori del canale. In condizioni ideali, un soggetto sano dovrebbe riuscire a mantenere il cursore entro i limiti del canale; eventuali uscite sono generalmente dovute alla perturbazione indotta dal sistema in presenza di attivazione eccessiva. Di conseguenza, la percentuale di traiettoria fuori canale rappresenta un indicatore indiretto del livello di attivazione muscolare anomala.

Il sistema assegna il feedback cromatico secondo i seguenti criteri: per una percentuale compresa tra 0% e 50% il target si colora di verde, indicando una buona performance; tra 50% e 80% il target diventa arancione, segnalando una performance intermedia; per valori superiori all'80% il target si colora di rosso, indicando una performance insufficiente.

Questo meccanismo fornisce al soggetto una valutazione immediata e intuitiva dell'esito del trial, rinforzando i comportamenti motori più efficienti e favorendo il processo di apprendimento.

Perturbazione visiva task motorio 1

Nel protocollo descritto, la perturbazione viene applicata esclusivamente durante la fase di estensione. Il meccanismo entra in azione in tempo reale e si articola nei seguenti passaggi:

1. Discretizzazione e mappatura: lo spazio compreso tra la soglia minima e la soglia massima viene suddiviso in un array di 500 intervalli. Se l'attivazione supera la soglia minima, il sistema identifica in quale intervallo ricade il segnale, ricavandone uno specifico fattore additivo la cui crescita è proporzionale all'errore commesso.
2. Effetto visivo (deviazione simmetrica): quando il sistema rileva un'attivazione eccessiva in estensione, il cursore viene spostato radialmente verso l'esterno rispetto al canale guida. La perturbazione viene applicata in modo simmetrico rispetto alla traiettoria ideale: se la mano

si trova al di sopra della traiettoria ideale, il fattore additivo viene sommato al raggio del cursore; se si trova al di sotto, viene sottratto. In questo modo la deviazione del cursore avviene in maniera speculare rispetto alla traiettoria ideale.

2.3.3 Task motorio 2: Trapezio Superiore e Tricipite

Nel protocollo relativo al muscolo trapezio superiore, l'architettura alla base dell'adattamento si mantiene coerente con quella implementata per il protocollo bicipite-tricipite. L'elaborazione del segnale condivide infatti la medesima logica di estrazione: la valutazione del picco di attivazione è confinata alla sola fase di estensione, escludendo dal calcolo gli ultimi 10 gradi del range di movimento. Similmente, l'aggiornamento dinamico è governato dallo stesso filtro EMA unidirezionale.

Tuttavia, il protocollo si differenzia per la definizione delle condizioni operative iniziali e per la natura della perturbazione. Assumendo come parametro di riferimento il livello tipico di attivazione del trapezio (ovvero la mediana dei picchi registrati in assenza di perturbazioni durante le fasi di estensione in Baseline), il range dinamico di controllo viene strutturato nel modo seguente:

- Soglia minima (limite di innesco): fissata al 40% della mediana dell'attività muscolare del trapezio rilevata in fase di baseline. Il suo superamento segnala l'inizio di una sovra-attivazione del trapezio e innesca l'incremento dimensionale del biofeedback visivo.
- Soglia massima (limite critico di saturazione): impostata pari al 60% dell'attività di riferimento (mediana dei massimi rilevati in baseline). Essa rappresenta il tetto massimo di errore tollerato dal sistema. Il raggiungimento di tale soglia porta la perturbazione alla sua massima intensità, determinando lo sgancio dell'oggetto celeste dal cursore.

Perturbazione visiva task motorio 2

Le dimensioni dell'oggetto celeste vengono aggiornate continuamente in tempo reale in funzione dell'attività elettromiografica (EMG) del muscolo trapezio, mediante un meccanismo di regolazione basato su soglie tarate sulle caratteristiche fisiologiche del soggetto misurate durante la fase di Baseline. Il range tra le due soglie (minima e massima) è discretizzato in un array di 6 gradini incrementali. All'aumentare dell'attivazione del trapezio, l'oggetto celeste trasportato dal soggetto cresce progressivamente di dimensioni (*Figure 2.11 e 2.12*). Se l'attivazione supera il sesto gradino (la soglia massima), l'oggetto raggiunge la dimensione critica, si incastra nel canale e si sgancia definitivamente dal cursore blu, costringendo il soggetto a tornare indietro per recuperarlo. Come nel protocollo precedente, l'algoritmo EMA abbassa dinamicamente la soglia minima in caso di buona prestazione, traslando rigidamente tutti i 6 gradini verso il basso e rendendo il mantenimento dell'oggetto sempre più sfidante.

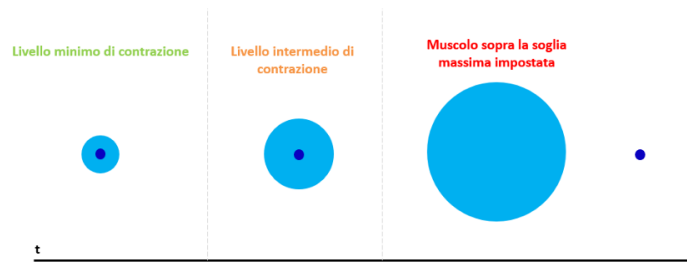


Figura 2.11: La dimensione dell'oggetto trasportato varia dinamicamente in base a range di attivazione predefiniti: a livelli minimi di attività (sinistra) corrisponde la dimensione minima dell'oggetto; in presenza di un'attivazione intermedia (centro), il diametro dell'oggetto si espande fino a occupare la metà della larghezza del canale. Infine, qualora l'attività muscolare superi la soglia massima impostata (destra), l'oggetto raggiunge un diametro pari a quello del canale virtuale con distacco dal cursore.

La valutazione finale della performance al termine di ogni trial viene poi fornita al soggetto mediante un cambiamento di colore del target raggiunto: il verde indica un trasporto avvenuto senza alcun distacco, mentre il rosso segnala il verificarsi di almeno un evento di sgancio, segnalando una difficoltà nel mantenere il controllo muscolare durante il percorso.

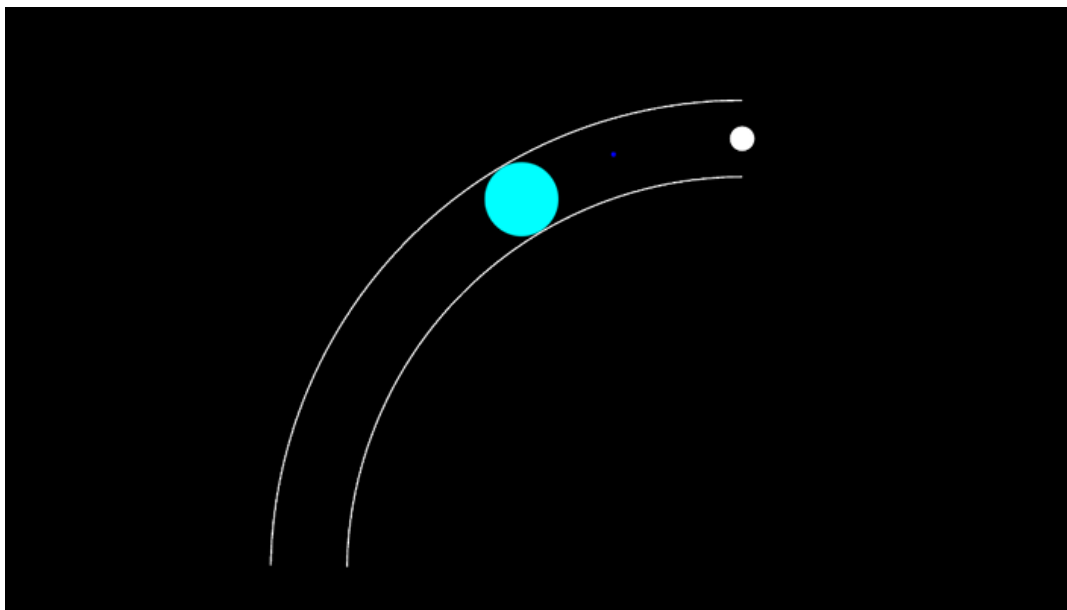


Figura 2.12: Esempio di biofeedback del muscolo trapezio superiore: l'oggetto celeste, si incastra nel canale determinando il disaccoppiamento dal cursore blu, che continua il suo movimento.

2.4 Metodo EMG Fatigue Threshold

Al fine di personalizzare il livello di carico e prevenire l'insorgenza di un affaticamento precoce durante il compito di adattamento motorio, è stato implementato un approccio quantitativo basato sulla Soglia di Fatica Elettromiografica (EMGFT). Questo protocollo consente di individuare in

modo oggettivo, riproducibile e non invasivo la resistenza elastica ottimale per ciascun soggetto, secondo quanto consolidato in letteratura [32].

L'obiettivo è selezionare un livello di carico sufficientemente elevato da indurre una stimolazione muscolare utile ai processi di plasticità e adattamento motorio, evitando al contempo una fatica cumulativa che potrebbe affaticare eccessivamente il soggetto e invalidare i risultati.

2.4.1 Caratterizzazione banda elastica

La fase preliminare dello studio è stata dedicata alla caratterizzazione e quantificazione della forza resistente esercitata dalle quattro bande elastiche a disposizione (verde, blu, gialla e rossa). Per ciascuna banda, la forza di resistenza (espressa in Newton) è stata rilevata sperimentalmente tramite un dinamometro digitale. La misurazione è stata effettuata ancorando l'elastico al supporto della tavoletta e allungandolo fino a una lunghezza di allungamento prefissata, corrispondente all'estensione operativa raggiunta dai soggetti durante l'esecuzione del task motorio. Al fine di garantire la riproducibilità del dato, per ogni banda sono state eseguite tre rilevazioni consecutive, assumendo il valore medio come carico di riferimento.

2.4.2 Determinazione della Soglia di Fatica Elettromiografica

Fisiologicamente, l'EMGFT definisce il massimo livello di carico che un muscolo può sostenere per un periodo prolungato senza che si manifesti un affaticamento progressivo. Quando un distretto muscolare lavora oltre questa soglia, la progressiva perdita di capacità contrattile delle fibre attive costringe il sistema nervoso centrale a compensare l'inefficienza incrementando il reclutamento di nuove unità motorie e/o modificando la loro frequenza di scarica (firing rate). A livello macroscopico, questo fenomeno si traduce in un aumento progressivo dell'ampiezza del segnale elettromiografico nel tempo [86] [87].

La stima matematica della soglia per il muscolo agonista in estensione è stata condotta attraverso un modello a doppia regressione lineare, articolato in due fasi sequenziali: un'analisi temporale e l'estrapolazione della soglia.

Nel dettaglio, per ciascun livello di resistenza elastica testato, è stata calcolata la pendenza (slope) della retta di regressione lineare dell'involuppo del segnale in funzione del tempo [88]. La pendenza rappresenta la velocità di variazione del reclutamento muscolare:

- Pendenza positiva (slope > 0): indica la presenza di fatica muscolare progressiva. Il sistema nervoso sta attivamente reclutando nuove unità motorie per mantenere la forza richiesta.
- Pendenza prossima allo zero: identifica uno stato di equilibrio fisiologico (steady-state), in cui l'attivazione muscolare rimane stabile nel tempo.

- Pendenza negativa ($\text{slope} < 0$): indica un assestamento fisiologico o un fenomeno di apprendimento motorio/ottimizzazione del gesto, in assenza di affaticamento.

I valori di pendenza ottenuti per i differenti carichi sono stati valutati in funzione della forza (in Newton) delle rispettive bande. Tramite una seconda regressione lineare, la EMGFT è identificata come l'intercetta sull'asse delle ascisse, ovvero il punto teorico a pendenza nulla ($\text{slope} = 0$)

2.5 Protocollo sperimentale

Entrambi i protocolli sperimentali prevedono una sequenza di fasi consequenziali, strutturate allo stesso modo e finalizzate alla valutazione dell'apprendimento del compito motorio.

La procedura operativa e la logica di presentazione dei compiti risultano sovrapponibili nei due casi. L'unica differenza riguarda l'oggetto grafico coinvolto nel movimento: nel protocollo bicipite-tricipite lo spostamento è rappresentato dal cursore blu, controllato direttamente dal soggetto; nel protocollo del trapezio, invece, l'oggetto trasportato è l'elemento celeste agganciato al cursore blu. Poiché la struttura delle fasi è identica nei due protocolli, di seguito viene descritta un'unica sequenza operativa, facendo riferimento al protocollo bicipite-tricipite brachiale a scopo esemplificativo.

Le immagini riportate si riferiscono pertanto a tale configurazione ma risultano rappresentative anche del task motorio 2, fatta eccezione per la diversa natura dell'oggetto grafico movimentato dal soggetto.

Il protocollo sperimentale è stato progettato per valutare l'apprendimento motorio nell'arco di due giornate consecutive, ciascuna articolata in tre blocchi principali: Baseline, Adaptation e Washout, per una durata complessiva di circa 45 minuti per giornata.

Nel Giorno 1, il biofeedback non è presente, le fasi di Baseline e Washout vengono eseguite senza l'utilizzo di bande elastiche, mentre queste vengono introdotte esclusivamente nella fase di Adaptation. L'obiettivo è individuare, per ciascun soggetto, la resistenza elastica più adeguata ai propri livelli di attivazione e osservare le strategie compensatorie spontaneamente adottate in presenza di carico.

La giornata include inoltre la misurazione della Massima Contrazione Volontaria (MVC), una fase di calibrazione e un test preliminare finalizzato alla scelta della banda elastica soggetto-specifica. Come riportato nella *sezione 2.4.2*, la selezione della banda elastica è basata sulla determinazione dell'EMGFT (Electromyographic Fatigue Threshold).

Durante la Baseline del Giorno 1 il soggetto esegue 10 trial di flesso-estensione in condizioni spontanee, senza biofeedback e senza resistenza elastica, al fine di campionare i pattern di attivazione naturali. Nella fase di Adaptation vengono eseguiti 90 trial con l'introduzione della banda elastica selezionata, infine, la fase di Washout, composta da 15 trial e svolta nuovamente senza elastici né biofeedback, consente di valutare la presenza di eventuali effetti residui immediati (after effects).

Nella seconda sessione (Giorno 2), viene introdotta la perturbazione. Per assicurare una resistenza costante, le bande elastiche sono applicate in tutti i blocchi, mentre l'uso del biofeedback EMG è limitato alla sola fase di Adaptation. In questa condizione, il soggetto è chiamato a compensare lo spostamento del cursore riducendo l'attivazione del muscolo agonista in estensione nel task motorio 1, mentre nel task motorio 2 deve modulare l'attività del muscolo trapezio al fine di mantenere l'oggetto celeste entro i limiti prestabiliti del canale

Nella successiva fase di Washout il biofeedback viene rimosso: il mantenimento di un'attivazione muscolare ridotta anche in assenza di feedback visivo rappresenta un indicatore di apprendimento motorio consolidato.

2.5.1 Valutazione MVC e Calibrazione Cinematica

Prima dell'esecuzione del compito, sono necessarie due fasi propedeutiche per personalizzare il sistema sulle caratteristiche fisiche del partecipante.

La prima fase prevede la valutazione della Massima Contrazione Volontaria (MVC). La procedura prevede l'esecuzione di tre contrazioni isometriche massimali per ciascun muscolo studiato; il valore di MVC di riferimento è il valore massimo raggiunto tra le tre prove effettuate.

La seconda fase è la Calibrazione Cinematica e Antropometrica, che serve a adattare l'ambiente virtuale alle caratteristiche fisiche dell'utente (*Figura 2.13*).

Sulla base della posizione del gomito e della lunghezza dell'avambraccio rilevate dalla tavoletta Calcomp, l'applicazione software adatta in modo dinamico le dimensioni del canale guida.

Questo processo di calibrazione consente di livellare la difficoltà del compito, normalizzando lo spazio di lavoro virtuale in funzione delle dimensioni corporee di ogni singolo utente.

All'apertura della sessione, viene visualizzato un target circolare rosso di 2 cm di diametro. Il soggetto deve quindi posizionarvi sopra il cursore blu, che mappa in tempo reale la posizione della mano sull'interfaccia grafica, seguendo le istruzioni visualizzate a monitor.



Figura 2.13: Schermata iniziale della fase di calibrazione: al partecipante è richiesto di posizionare il cursore sul punto di partenza, rappresentato da una corona circolare di colore rosso

Non appena il cursore viene correttamente posizionato all'interno della corona circolare, quest'ultima cambia colore da rosso a verde, segnalando al partecipante l'inizio della prova. A questo punto, il soggetto è tenuto a eseguire l'estensione dell'avambraccio avendo cura di mantenere l'articolazione del gomito in una posizione fissa, garantendo così l'isolamento del movimento richiesto (Figura 2.14).

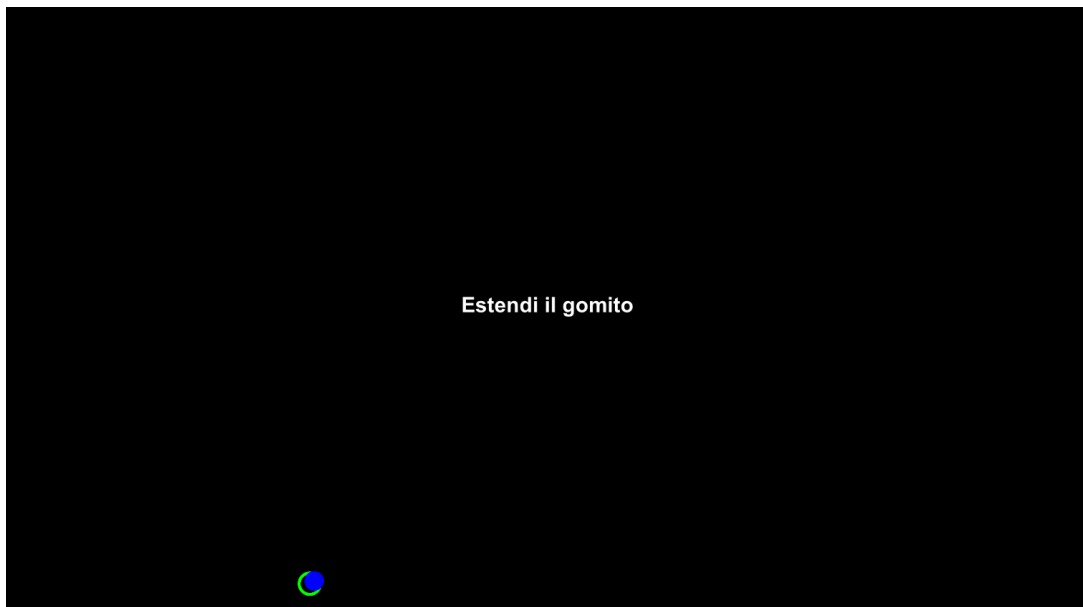
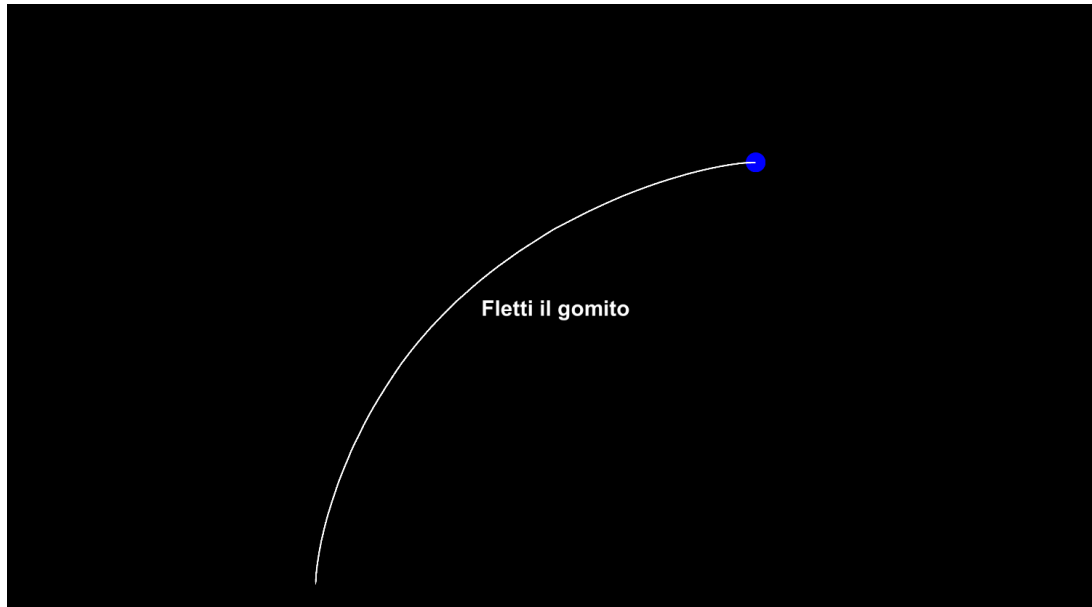


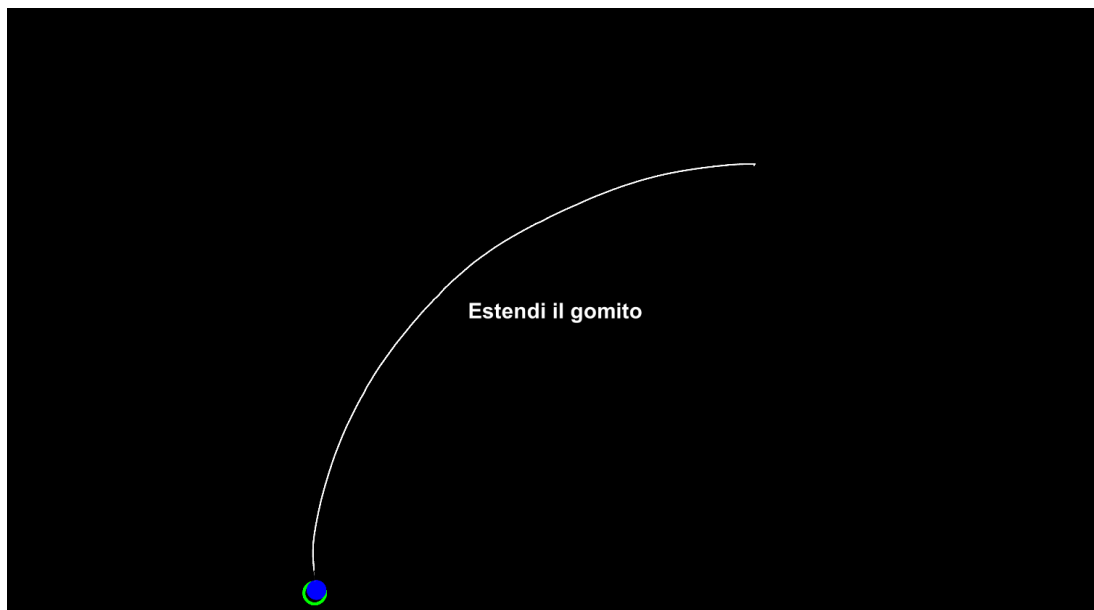
Figura 2.14: Dopo aver mantenuto il cursore sul punto di partenza per un secondo, la corona circolare cambia colore diventando verde e compare sullo schermo la scritta "Estendi il gomito"

Al termine dell'estensione, dopo uno stazionamento di un secondo sul target raggiunto, come mostrato in *Figura 2.15*, il sistema richiede la flessione del gomito attraverso un messaggio a video. In questa fase compare anche la traccia della traiettoria di estensione appena conclusa, permettendo al partecipante di visualizzare il percorso effettuato dal manipolando sulla tavoletta.



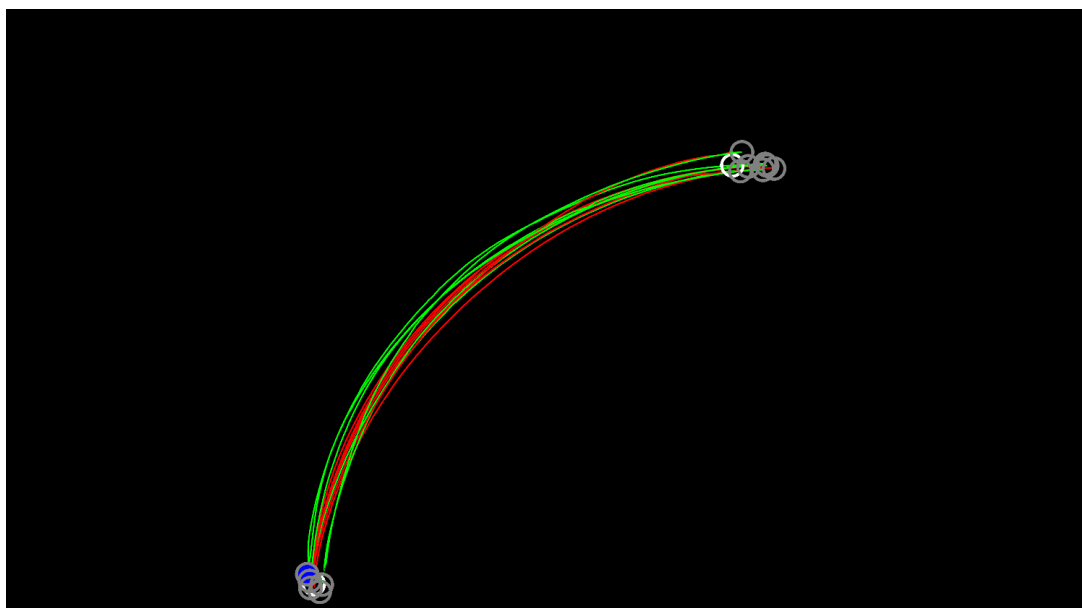
***Figura 2.15:** Dopo che il cursore è rimasto fermo per un secondo, viene visualizzata la traiettoria eseguita durante l'ultimo movimento, in questo caso un'estensione del braccio. Contestualmente compare sullo schermo l'istruzione "Fletti il gomito"*

Il sistema riconosce che il cursore è fermo quando il suo spostamento è quasi nullo (inferiore a 0.25 mm) e la velocità scende sotto 1 mm/s. Una volta rilevata questa condizione al termine dell'estensione, il software salva la posizione raggiunta e istruisce il soggetto a eseguire il movimento opposto di flessione (*Figura 2.16*).



***Figura 2.16:** Dopo che il cursore è rimasto fermo per un secondo, viene visualizzata la traiettoria eseguita durante l'ultimo movimento di flessione. Contestualmente compare sullo schermo l'istruzione "Estendi il gomito"*

Anche per la flessione, il soggetto deve mantenere il cursore immobile nel punto finale per un secondo; a quel punto riappare la corona circolare, segnalando che è possibile iniziare un nuovo ciclo. Questo esercizio di andata e ritorno viene ripetuto per cinque volte, per un totale di dieci movimenti complessivi (*Figura 2.17*). Al termine della procedura, lo schermo mostra un riepilogo visivo dell'intera prova.



***Figura 2.17:** Al termine della fase di calibrazione, sullo schermo vengono visualizzate le traiettorie di estensione (in verde) e di flessione (in rosso), insieme ai punti finali effettivamente raggiunti durante i movimenti, rappresentati da corone circolari grigie. Sono inoltre mostrati i target da raggiungere durante l'esecuzione del task, indicati da corone circolari bianche.*

I target teorici sono indicati da corone bianche, mentre i cinque punti effettivamente raggiunti dal soggetto sono contrassegnati da corone grigie. Il percorso effettuato viene tracciato con colori differenti per distinguere le fasi del movimento; le linee verdi rappresentano i movimenti di andata (estensione), mentre le linee rosse indicano quelli di ritorno (flessione).

La fase di calibrazione serve a creare un sistema di coordinate "su misura" per il soggetto. Grazie ai movimenti di prova effettuati, il software calcola la posizione ideale del centro del gomito. Questo punto diventa l'origine di ogni movimento e del sistema di riferimento cartesiano di misura: il paziente dovrà cercare di tenerlo fisso per tutta la durata dell'esercizio. Il sistema calcola quindi la lunghezza dell'avambraccio (distanza radiale) facendo una media delle posizioni raggiunte durante l'estensione e la flessione. In base a questa misura, vengono posizionati i due traguardi (target iniziale e finale) sullo schermo: Target 1 (Partenza) posizionato a 180° (estremità sinistra dell'arco) e Target 2 (Arrivo) posizionato a 90° (estremità superiore dell'arco). Infine, viene disegnato un canale guida largo 6 cm, formato da due archi bianchi. Il soggetto deve compiere movimenti di flesso estensione ripetuti mantenendo il cursore all'interno del canale.

2.5.2 Protocollo EMGFT e determinazione della soglia di fatica

L'interfaccia grafica sviluppata in ambiente Unity è stata dunque progettata per la gestione integrale del protocollo EMGFT. Tale procedura si colloca all'interno della prima sessione di test (Day 1) e viene eseguita immediatamente dopo la fase di calibrazione iniziale, fungendo da passaggio propedeutico alle successive fasi di esercizio vero e proprio (Baseline, Adaptation e Washout).

Il compito prevede l'esecuzione di quattro prove sperimentali della durata di 60 secondi ciascuna, impiegando bande elastiche con resistenza crescente. Durante ogni prova il soggetto esegue sul piano orizzontale movimenti ripetuti di flesso-estensione dell'arto superiore con un'ampiezza articolare compresa tra 90° e 180° in modo da riprodurre le condizioni del compito motorio principale.

Tra una prova e la successiva è stato previsto un periodo di recupero di 120 secondi in modo da permettere un completo recupero energetico ed evitare l'insorgenza di effetti di fatica residua.

Nonostante il task sperimentale principale (Baseline, Adaptation e Washout) preveda una durata prolungata, per la determinazione della Soglia di Fatica Elettromiografica si è optato per un protocollo con serie da 60 secondi in quanto tale scelta è ampiamente supportata dalla letteratura, la quale dimostra che le pendenze del segnale EMG calcolate su finestre temporali brevi (30-60 s) restituiscono stime della soglia di fatica sovrapponibili a quelle ottenute su test condotti di più lunga durata.

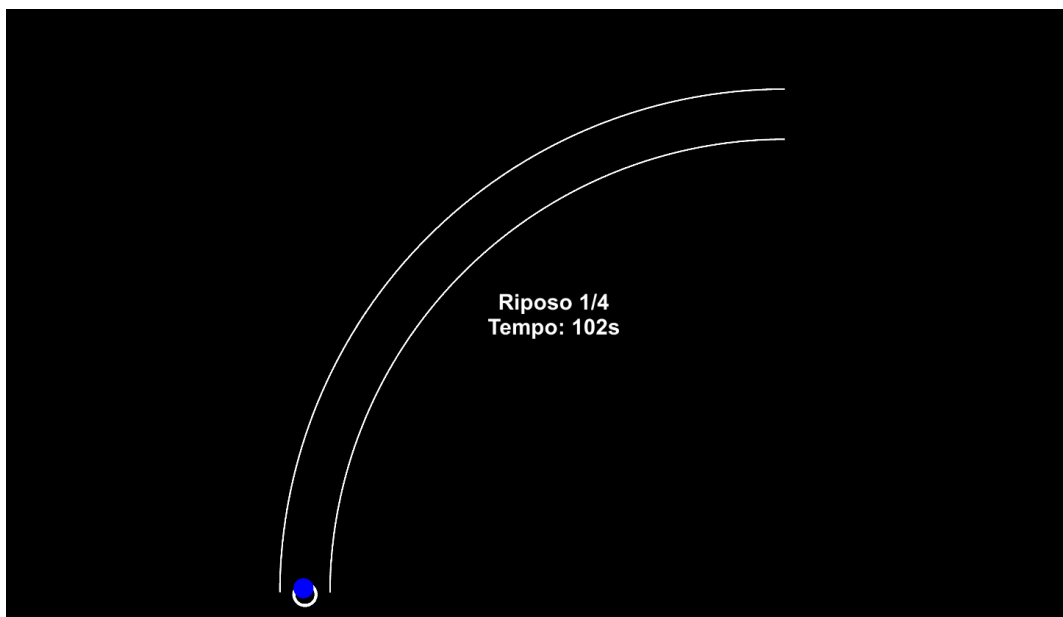
Durante tutte le prove, la postura del soggetto è stata rigorosamente standardizzata (posizione seduta, busto eretto, gomito flesso e mantenuto in posizione fissa) per replicare la configurazione del task principale.

Per evitare artefatti legati alla dinamica della contrazione, ai soggetti è stato richiesto di mantenere una velocità di esecuzione costante tra i diversi trial.

Durante le fasi attive, il soggetto esegue movimenti ciclici di flessione-estensione con l'obiettivo di mantenere il cursore blu all'interno del canale di riferimento visualizzato a schermo.

Al termine di ogni sessione di 60 secondi, l'interfaccia passa automaticamente alla modalità di recupero (*Figura 2.18*), disattivando il cursore e fornendo indicazioni testuali in tempo reale.

Nello specifico, la dicitura 'Riposo X/4' informa il soggetto sulla progressione degli intervalli di pausa, mentre un timer dedicato mostra il conto alla rovescia, garantendo il rispetto rigoroso dei tempi di recupero previsti prima dell'inizio della fase successiva.



***Figura 2.18:** Schermata dell'interfaccia visiva sviluppata in Unity, acquisita durante una fase di recupero del protocollo. Il sistema mostra al soggetto l'avanzamento delle prove (1 di 4) e il timer del recupero, scandendo le tempistiche del protocollo (prove da 60s alternate a pause da 120s)*

2.5.3 Esercizio vero e proprio: Baseline, Adaptation e Washout

Terminata la fase di calibrazione, l'esercizio vero e proprio consiste in un movimento di flessione-estensione (sul piano orizzontale) con il gomito sospeso, senza appoggio.

Il cursore blu sullo schermo risponde ai movimenti della mano sulla tavoletta. L'esercizio viene attivato dallo sperimentatore (premendo il tasto "A" della tastiera).

Lo "start point" (inizialmente grigio) diventa bianco per segnalare che il sistema è pronto. Il partecipante deve condurre il cursore blu sullo *start point* e mantenerlo in posizione stabile per due secondi.

Una volta validata la stasi, lo *start point* scompare e viene visualizzato il primo target da raggiungere in alto a destra (*Figura 2.19*).

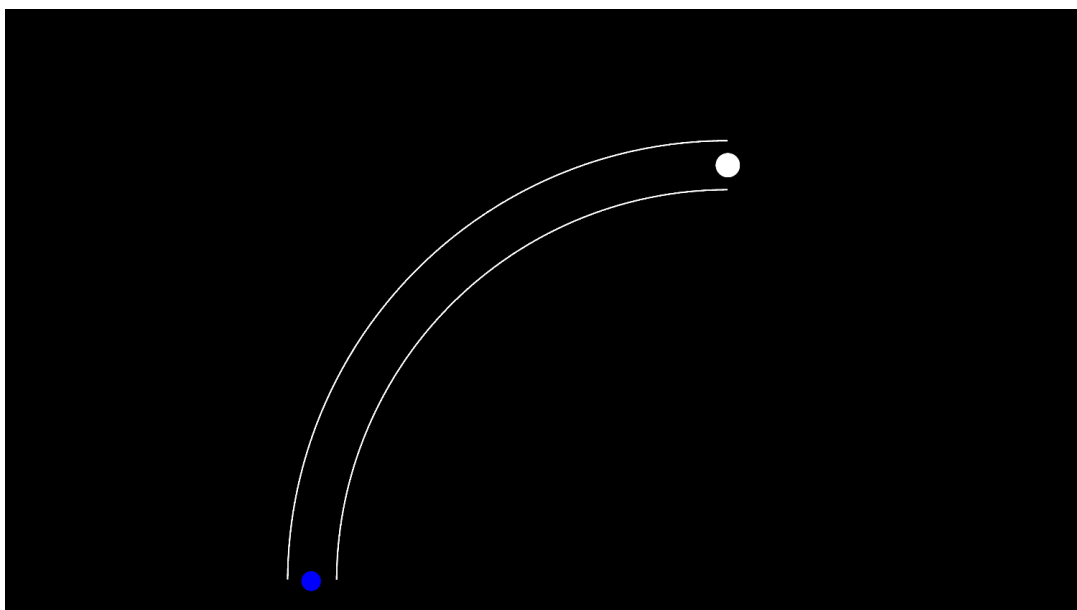


Figura 2.19: Dopo che il cursore è rimasto sovrapposto allo start point per due secondi viene visualizzato il primo target da raggiungere, posizionato in alto a destra.

Il compito richiede di muovere il braccio tra i 180° e i 90° , mantenendo il cursore all'interno del canale guida. Una volta arrivato sul target, il soggetto deve fermarsi per due secondi.

Se il movimento è avvenuto correttamente entro i limiti del canale, il target raggiunto diventa verde (Figura 2.20). Questo feedback positivo conferma al soggetto il successo della prova.

Dopo un secondo di conferma, il target precedente scompare e ne appare uno nuovo all'estremità opposta del canale. Il cursore torna di colore blu, segnalando al partecipante di invertire il movimento (passando dall'estensione alla flessione).

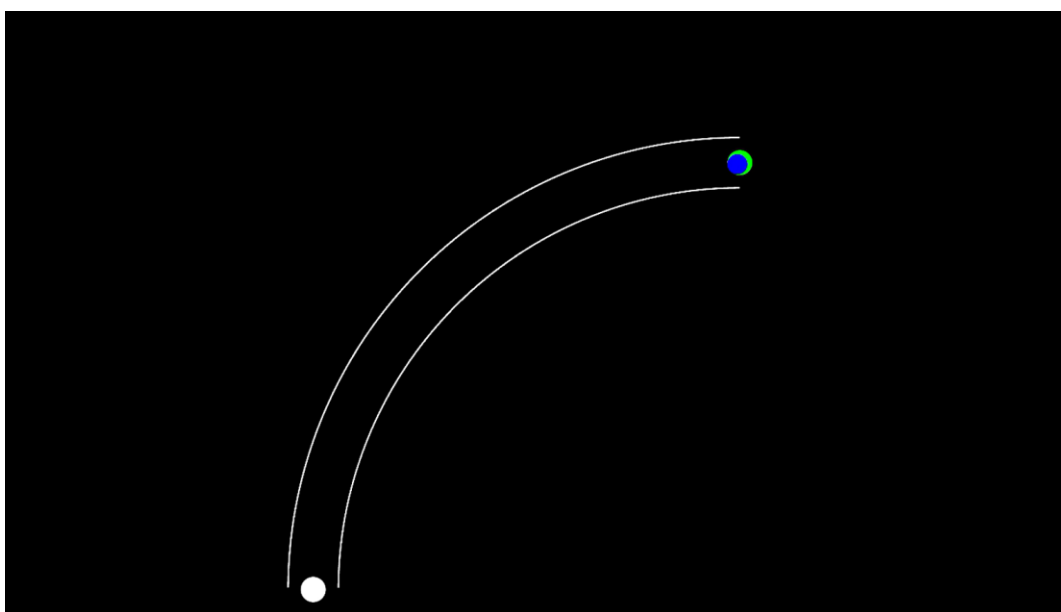


Figura 2.20: Una volta raggiunto il target e mantenuta la posizione per due secondi, questo cambia colore diventando verde e viene presentato il target successivo, posizionato in basso a sinistra.

Il partecipante prosegue l'esercizio muovendo il cursore verso il target successivo attraverso la flessione del gomito. Ogni sessione completa prevede un numero fissato di movimenti (alternando estensione e flessione); al termine dei quali il sistema va in pausa, come in *Figura 2.21*. Per riprendere l'attività, il soggetto deve posizionare il cursore sul target in basso, a quel punto l'operatore preme la barra spaziatrice per attivare la sessione successiva, per un totale di tre sessioni (baseline, adaptation, washout).

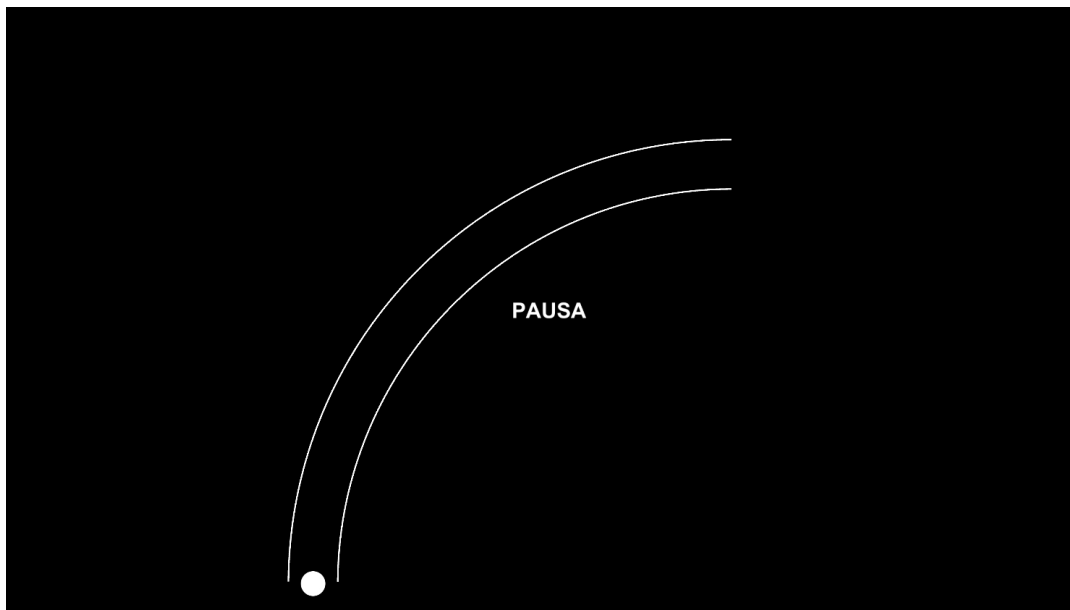


Figura 2.21: Al termine di ciascuna sessione viene visualizzata una schermata di pausa, durante la quale è possibile predisporre il setup per la sessione successiva.

L'obiettivo dell'esercizio rimane costante in tutte le tre fasi (Baseline, Adaptation e Washout): il partecipante deve muovere il cursore tra i target mantenendosi all'interno del canale guida.

2.5.4 Popolazione target

Lo studio è stato condotto su un campione di 15 soggetti sani per entrambi i task motori in esame di età compresa tra i 20 e i 26 anni (inclusi sia individui di genere maschile che femminile). I test sperimentali sono stati eseguiti presso il MeDSP Lab (Medical Devices and Signal Processing Laboratory) dell'Università degli Studi di Cagliari.

Per partecipare allo studio, i soggetti non dovevano presentare disordini neurologici o muscolo-scheletrici a carico dell'arto superiore. Tutti i partecipanti hanno visionato e sottoscritto il consenso informato prima dell'inizio delle attività.

2.6 Salvataggio e archiviazione dati

L'architettura software prevede un modulo dedicato alla registrazione e all'esportazione dei dati sperimentali. Prima dell'avvio della sessione, l'operatore configura il sistema inserendo il codice identificativo del soggetto. Al termine dell'acquisizione, il sistema genera automaticamente una directory radice nominata BFB_[ID_Soggetto] per ogni soggetto testato.

All'interno di questa directory viene creata la sottocartella *Protocol*, preposta al salvataggio dei file .csv relativi a ogni singola sessione. Questi file contengono le informazioni identificative dei trial associate ai parametri spaziali (distanza radiale tra lo start point e il target e la rispettiva fase). Il sistema esporta inoltre specifici file di testo (.txt) e tabellari (.csv) contenenti i parametri di configurazione e gli indicatori di performance calcolati in tempo reale dall'ambiente Unity:

- File di configurazione (Settings): file di testo generato per archiviare i parametri statici dell'apparato hardware e dell'interfaccia grafica. Al suo interno sono documentate: le dimensioni dell'area attiva della tavoletta CalComp (in cm), le dimensioni fisiche e la risoluzione dello schermo, i diametri degli elementi grafici (start point, target e cursore) e, infine, i parametri geometrici personalizzati estratti durante la calibrazione (raggi dell'arco superiore, della traiettoria ideale e dell'arco inferiore, in cm), fondamentali per la definizione spaziale del canale guida.
- File denominato IndicatoriSingoli: archivia per ciascun trial il numero di distacchi dell'oggetto dal cursore, il tempo di completamento e la massima dimensione raggiunta dall'oggetto nel Task Motorio 2.

Infine, gli indicatori cinematici (come la posizione del cursore a schermo e quella dell'end-effector) e i segnali EMG registrati durante il compito motorio vengono salvati nel file Acquisition_[ID_Soggetto].csv. La scrittura di questi dati è gestita da un thread dedicato con una frequenza di aggiornamento di 100 Hz, che si avvia con l'esercizio. Analizzando i file di output per ogni frame temporale vengono registrate le seguenti informazioni:

1. Indici temporali e di sessione: identificativo numerico del singolo trial e della fase sperimentale in corso (codificata logicamente come 1 per la Baseline, 2 per l'Adaptation e 3 per il Washout). Questi marcatori sono essenziali per la successiva segmentazione e analisi dei dati.
2. Parametri geometrici e spaziali del task: grandezze necessarie per la corretta generazione e ricostruzione della cinematica a schermo, che includono:
 - distanza radiale del target (in cm): rappresenta il raggio dell'arco di movimento e corrisponde alla lunghezza dell'avambraccio del soggetto acquisita dinamicamente durante la calibrazione;
 - posizione dello start point (in cm): coordinata sull'asse Y che definisce il punto di origine del movimento;

- fase angolare del target (in gradi): angolo esatto in cui viene generato il bersaglio lungo la traiettoria, definendo l'ampiezza dell'arco richiesta per il completamento del trial.
3. Coordinate e dimensioni degli elementi grafici: diametro a schermo (espresso in cm) dello start point, del target e del cursore, uniti alle coordinate spaziali istantanee (x, y) della mano del soggetto e dell'oggetto virtuale.
 4. Metriche della perturbazione visuo-motoria: variabili continue che quantificano l'entità del biofeedback restituito all'utente, come il fattore di perturbazione (che regola lo scostamento radiale del cursore nel Task 1) o la dimensione del diametro dell'oggetto (nel Task 2).
 5. Riferimento temporale: tempo trascorso (espresso in ms) dall'inizio dell'acquisizione.
 6. Direzionalità del movimento: variabile categoriale che indica se, in un dato istante, il soggetto sta eseguendo la fase di allontanamento (estensione, indicata con E) o di ritorno (flessione, indicata con F).
 7. Dati elettrofisiologici (sEMG): ampiezza dell'involuppo del segnale elettromiografico (espressa in μV), filtrata ed estratta in tempo reale. I canali registrati differiscono in base al protocollo: Bicipite e Tricipite brachiale per il Task 1; Trapezio superiore e Tricipite brachiale per il Task 2.
 8. Soglie adattive: soglie di attivazione per l'innescò della perturbazione visuo-motoria (soglia minima e soglia attuale) ricalcolate dall'algoritmo trial dopo trial.
 9. Massima Contrazione Volontaria (MVC): valori massimali calcolati per ciascun soggetto e per ogni distretto muscolare coinvolto

2.7 Analisi dei dati

Questo capitolo descrive le procedure matematiche adottate per l'elaborazione dei dati acquisiti. L'analisi è suddivisa in due sezioni principali: l'elaborazione preliminare per la determinazione della Soglia di Fatica Elettromiografica (EMGFT) e l'analisi delle performance cinematiche ed elettromiografiche relative ai due task motori.

2.7.1 Elaborazione dati Protocollo EMGFT ed estrazione indici di fatica

Al fine di definire il carico ottimale per ciascun soggetto, i segnali sEMG acquisiti durante il protocollo incrementale (11N, 21N, 30N e 46N) sono stati sottoposti a un'accurata elaborazione *offline*. La *pipeline* di analisi si è articolata in fasi sequenziali: dal filtraggio iniziale per la rimozione degli artefatti all'estrazione dei parametri di fatica nel dominio del tempo, necessari per stimare la Soglia di Fatica Elettromiografica (EMGFT) tramite un modello a doppia regressione.

Analisi nel dominio del tempo

L'andamento della fatica muscolare nel dominio del tempo è stato valutato calcolando l'involuppo del segnale sEMG per l'intero arco dei 60 secondi di prova. Per isolare l'attività muscolare massima ignorando i cambi di fase del movimento, è stato individuato il valore massimo dell'involuppo per ogni singola fase di estensione. Al fine di garantire la robustezza del dato rispetto a eventuali artefatti impulsivi isolati, ciascun picco non è stato estratto come singolo dato puntuale, ma è stato calcolato come media locale su una finestra di 100 ms (corrispondente a 10 campioni) centrata sul valore massimo istantaneo. La pendenza calcolata su questi picchi rappresenta un indicatore robusto della velocità di variazione del reclutamento muscolare nel tempo.

Calcolo della Soglia EMGFT (modello a doppia regressione)

La stima matematica della Soglia EMGFT è stata condotta attraverso un modello a doppia regressione lineare. Nella prima fase, per ciascun livello di resistenza elastica, è stata calcolata la retta di regressione lineare dell'ampiezza sEMG (dei picchi) in funzione del tempo. La pendenza (slope) di tale retta rappresenta l'indice di fatica: pendenze positive indicano affaticamento (reclutamento di nuove unità motorie), mentre pendenze nulle o negative indicano uno stato di equilibrio (steady-state).

Nella seconda fase, le pendenze ottenute sono state interpolate linearmente in funzione del rispettivo carico applicato (espresso in Newton). L'EMGFT è stata matematicamente identificata come l'intercetta di questa seconda retta di regressione sull'asse delle ascisse, individuando così il carico teorico esatto (pendenza nulla, slope = 0) al di sotto del quale il muscolo previene l'accumulo di scorie metaboliche e mantiene un perfetto equilibrio neuromuscolare.

2.7.2 Analisi dei dati task motori 1 e 2

L'analisi dei dati relativa ai due protocolli validati si articola in due macro-sezioni, corrispondenti ai due task sperimentali analizzati. Per ciascun task, l'analisi è stata strutturata in modo da integrare i parametri elettromiografici con gli indicatori di performance cinematica.

Pipeline di pre-elaborazione

Prima di procedere con la valutazione delle performance motorie, i dati esportati dall'ambiente virtuale sotto forma di file .csv sono stati importati e sottoposti a una pipeline di pre-elaborazione in ambiente MATLAB.

I dati cinematici (posizione del cursore, dimensioni degli oggetti) e l'involuppo dell'EMG calcolato in tempo reale da Unity vengono salvati nel file .csv con una frequenza di campionamento di 100 Hz, mentre il segnale elettromiografico grezzo (raw data) viene campionato nativamente dalla sonda

Due+ Lite a 2000 Hz. Per ottenere una stima corretta dell'attivazione muscolare massima, il segnale è stato rettificato e filtrato per estrarne l'involuppo effettivo ed è stato applicato un taglio spaziale che esclude gli ultimi 10° del range of motion. Questo taglio permette di isolare la finestra cinematica utile tra 0° e 80°, escludendo la fase terminale dell'estensione (la finestra 80° - 90°) in cui la mano del soggetto si trova in prossimità del target in alto a braccio teso. In questo specifico tratto finale, infatti, la banda elastica raggiunge la sua massima estensione ed esercita la massima forza di richiamo; ciò impone al soggetto un irrigidimento muscolare che altera il segnale, rendendo impossibile la naturale e fine modulazione fisiologica del segnale elettromiografico.

A valle di questa pulizia metodologica, l'esposizione dei risultati si articola in due sezioni principali basate su indicatori quantitativi ben definiti: l'analisi del singolo soggetto (esplorazione dettagliata trial-by-trial delle strategie motorie individuali nelle fasi principali dell'esperimento) e l'analisi di popolazione (confronto statistico aggregato su tutti i 15 soggetti testati per ogni task).

Indicatori quantitativi task motorio 1: Bicipite – Tricipite Brachiale

Il presente capitolo espone i risultati ottenuti dall'analisi dei dati cinematici ed elettromiografici (sEMG) raccolti durante il protocollo sperimentale relativo ai muscoli Bicipite e Tricipite Brachiale. Al fine di valutare l'apprendimento motorio, l'effetto della perturbazione e l'adattamento del soggetto alle differenti condizioni sperimentali, sono state condotte sia un'analisi del segnale EMG sia un'analisi cinematica:

- l'analisi elettromiografica (sEMG) è finalizzata a investigare le variazioni dell'attività muscolare nelle diverse fasi (Baseline, Adaptation e Washout). Questo approccio permette di valutare l'evoluzione del controllo muscolare nel corso del task
- l'analisi cinematica è volta a caratterizzare la qualità del movimento e la precisione dell'esecuzione attraverso lo studio delle traiettorie e l'estrazione di specifici parametri di errore spaziale.

Il task motorio ha previsto l'esecuzione di movimenti ciclici di flessione-estensione del gomito guidati all'interno di un canale visivo, con un *Range of Motion* (ROM) teorico pari a 90°. La convenzione geometrica del movimento è così strutturata: la posizione di partenza (gomito completamente flessione) corrisponde a 0°, mentre il target di arrivo, posizionato in alto e coincidente con la completa estensione dell'arto superiore, è posto a 90°.

Durante l'esecuzione del compito, sono state analizzate due distinte traiettorie cinematiche fondamentali per valutare il controllo motorio del soggetto:

- *Traiettoria Reale (Posizione Y Vera)*: mappa le coordinate spaziali e lo spostamento fisico effettivo dell'end-effector (la mano del soggetto) nello spazio di lavoro.

- *Traiettoria Perturbata (Posizione Y Perturbata)*: mappa le coordinate del cursore visualizzato sullo schermo.

Per descrivere in modo preciso le risposte cinematiche e muscolari dei soggetti, sono stati calcolati tre parametri fondamentali:

- *Attivazione Muscolare Massima trial by trial* di entrambi i distretti muscolari nelle tre fasi dell'esperimento (Baseline, Adaptation e Washout): rappresenta il valore di picco (espresso come %MVC) dell'involuppo del segnale sEMG, ottenuto previa rettificazione e filtraggio passa-basso tramite media mobile. Questo indicatore viene calcolato all'interno del ROM utile di ogni singola estensione per mappare la strategia di reclutamento del Tricipite Brachiale (muscolo target agonista) e del Bicipite Brachiale (antagonista).
- *Indicatori cinematici: Errore Radiale Medio e Massimo* calcolati rispetto alla traiettoria ideale. Si tratta di due indicatori cinematici che esprimono l'accuratezza spaziale globale del soggetto. L'errore radiale medio è calcolato come la distanza euclidea media assoluta tra la traiettoria fisica reale descritta dalla mano e la traiettoria ideale rappresentata dal centro del canale visivo. L'errore radiale massimo registra la singola deviazione di picco (espressa in centimetri) avvenuta all'interno di un singolo trial rispetto alla traiettoria centrale ideale.

Indicatori quantitativi task motorio 2: Trapezio – Tricipite Brachiale

Il secondo protocollo sperimentale estende l'indagine ai muscoli Trapezio e Tricipite brachiale, con l'obiettivo di validare l'apprendimento motorio in risposta a una perturbazione visuo-motoria specifica: la variazione dinamica della dimensione dell'oggetto celeste, indotta in funzione dell'attività elettromiografica del muscolo trapezio.

In continuità con quanto definito per il Task 1, l'analisi si avvale di indicatori quantitativi specifici:

- *Attivazione Muscolare Massima espressa come %MVC*: calcolata *trial-by-trial* per mappare le strategie di reclutamento dei distretti muscolari coinvolti, seguendo la medesima pipeline di filtraggio del segnale del task motorio 1.
- *Indicatori Cinematici*: numero di distacchi del cursore dall'oggetto celeste e tempo di completamento del trial. Il numero di distacchi del cursore dall'oggetto celeste rappresenta l'indicatore principale della performance motoria; il superamento della soglia di tolleranza predefinita determina il distacco del cursore, riflettendo un aumento dell'attività del muscolo trapezio superiore. Parallelamente, il tempo di completamento del trial, in quanto variabile correlata alla frequenza dei distacchi e utile a monitorare l'evoluzione della prestazione nelle diverse sotto-fasi sperimentali (*late Baseline, early Adaptation, mid Adaptation, late Adaptation* ed *early Washout*)

Nel dettaglio, per valutare l'evoluzione dei compensi a carico del muscolo trapezio — quantificati tramite il numero di distacchi del cursore — il protocollo sperimentale è stato suddiviso nelle cinque

sotto-fasi di interesse (late Baseline [IB], early Adaptation [eA], mid Adaptation [mA], late Adaptation [lA], early Washout [eW]). Considerata la natura discreta della variabile di interesse è stata condotta un'analisi preliminare per verificare l'assunzione di normalità della distribuzione tramite il test di Lilliefors. I risultati del test hanno evidenziato una distribuzione non normale dei dati; per questo motivo, il ricorso a indici parametrici, quali media aritmetica e deviazione standard, è stato ritenuto inappropriato, data la loro elevata sensibilità agli outlier e il presupposto di simmetria della distribuzione. Si è pertanto optato per l'impiego di statistiche descrittive robuste (mediana e intervallo interquartile), sintetizzate graficamente mediante l'utilizzo di boxplot.

Valutazione statistica comune ai due task

Mentre l'andamento trial-by-trial descrive la dinamica temporale continua dell'apprendimento, la valutazione statistica richiede di raggruppare i trial in blocchi omogenei. Il protocollo sperimentale viene quindi segmentato in cinque sotto-fasi distinte, ciascuna composta da un blocco di 10 trial: late Baseline (IB, ultimi 10 trial della baseline), early Adaptation (eA, primi 10 trial dell'adattamento), mid Adaptation (mA, 10 trial nella fase centrale dell'adattamento), late Adaptation (lA, ultimi 10 trial dell'adattamento) ed early Washout (eW, primi 10 trial). L'analisi dei segnali sEMG così estratti ha richiesto una valutazione preliminare della distribuzione statistica dei dati, al fine di determinare l'applicabilità di test parametrici o non parametrici. La normalità delle distribuzioni è stata verificata mediante il test di Anderson-Darling, i cui risultati hanno evidenziato una deviazione sistematica dalla distribuzione Gaussiana nella quasi totalità dei campioni analizzati. Questo comportamento risulta consistente con le caratteristiche tipiche dei segnali elettromiografici, spesso influenzati da rumore biologico e artefatti di movimento. Alla luce di queste evidenze, l'intera elaborazione è stata condotta adottando un approccio non parametrico.

Per i singoli soggetti presi in esame, i trial sono stati raggruppati all'interno delle cinque sotto-fasi sopra descritte. Per ciascun blocco di trial è stata valutata la distribuzione dei dati tramite l'utilizzo di boxplot individuali. Nello specifico, la tendenza centrale è evidenziata dal valore numerico della mediana (50° percentile), mentre la dispersione e la variabilità delle risposte muscolari sono quantificate dal 25° e dal 75° percentile, i quali delimitano rispettivamente il bordo inferiore e superiore della scatola del boxplot. Questo approccio permette di descrivere in modo preciso sia il livello di attivazione medio sia la variabilità intra-soggetto delle risposte elettromiografiche nelle diverse fasi. Nell'analisi di popolazione, le medesime cinque sotto-fasi sono state valutate aggregando i dati di tutti i 15 soggetti testati, mantenendo separati i risultati relativi al Day 1 e al Day 2. Al fine di validare il trend di gruppo e verificare la presenza di variazioni significative nei pattern di attivazione durante il processo di adattamento, è stato applicato il test non parametrico di Wilcoxon (*Wilcoxon signed-rank test*) per campioni appaiati tra le diverse sotto-fasi. I confronti che hanno rivelato differenze statisticamente rilevanti (con $p < 0.05$) sono stati segnalati direttamente sui grafici tramite apposite barre di significatività sormontate da un asterisco (*).

CAPITOLO 3: Risultati

Il capitolo è dedicato all'analisi dei risultati emersi dalla sperimentazione. La trattazione è strutturata in sezioni sequenziali: in primo luogo, vengono presentati i risultati relativi alla caratterizzazione delle resistenze elastiche e del protocollo propedeutico per la determinazione della Soglia di Fatica Elettromiografica (EMGFT). Successivamente, l'esposizione si concentra sull'analisi dell'apprendimento motorio in risposta ai biofeedback visuo-motori per i due task sperimentali analizzati (Task Motorio 1 e Task Motorio 2). Per ciascun task, i risultati vengono descritti partendo dall'esplorazione dettagliata delle dinamiche di soggetti rappresentativi, per giungere infine alla validazione statistica condotta sull'intera popolazione di 15 soggetti per ciascun task.

3.1 Risultati Protocollo EMGFT

Questo paragrafo presenta i risultati ottenuti dalla fase preliminare dello studio, dedicata alla determinazione della Soglia di Fatica Elettromiografica (EMGFT), il cui obiettivo è la valutazione della fatica muscolare e la personalizzazione del carico meccanico. L'esposizione dei risultati è articolata in due parti: prima si riportano i dati relativi alla caratterizzazione meccanica delle bande elastiche condotta con il dinamometro; successivamente, si analizza l'andamento temporale del reclutamento motorio per definire la Soglia di Fatica Elettromiografica (EMGFT).

3.1.1 Caratterizzazione meccanica delle bande elastiche

La prima parte è stata dedicata alla determinazione della resistenza per ciascuna banda elastica. La *Tabella 3.1* e la *Figura 3.1* mostrano i valori medi di resistenza ottenuti. Si osserva un incremento lineare della resistenza dalla banda verde alla rossa, accompagnato da una maggiore dispersione dei dati (aumento della deviazione standard) per i carichi più elevati, un andamento coerente con la maggiore rigidità del materiale. Per ciascuna banda elastica sono state effettuate tre misurazioni; il valore di resistenza finale associato a ogni elastico è stato calcolato come media delle tre prove.

Banda elastica	Resistenza Media [N]	Deviazione Standard
1 (verde)	11.1	0.7
2 (gialla)	20.8	1.4
3 (blu)	29.9	0.9
4 (rossa)	45.9	1.8

Tabella 3.1: Valori di resistenza media espressa in Newton e deviazione standard misurate per ciascuna banda elastica.

Come illustrato in *Figura 3.1*, per ciascun elastico (identificato sull'asse delle ascisse in ordine crescente di rigidità) sono state eseguite tre misurazioni indipendenti di trazione. I dati relativi ad ogni singola prova sono rappresentati nel grafico dai marcatori circolari di colore grigio. La media aritmetica di tali prove, indicata dai marcatori colorati e dalla relativa linea di tendenza, definisce il valore nominale di resistenza utilizzato per la successiva analisi dei dati.

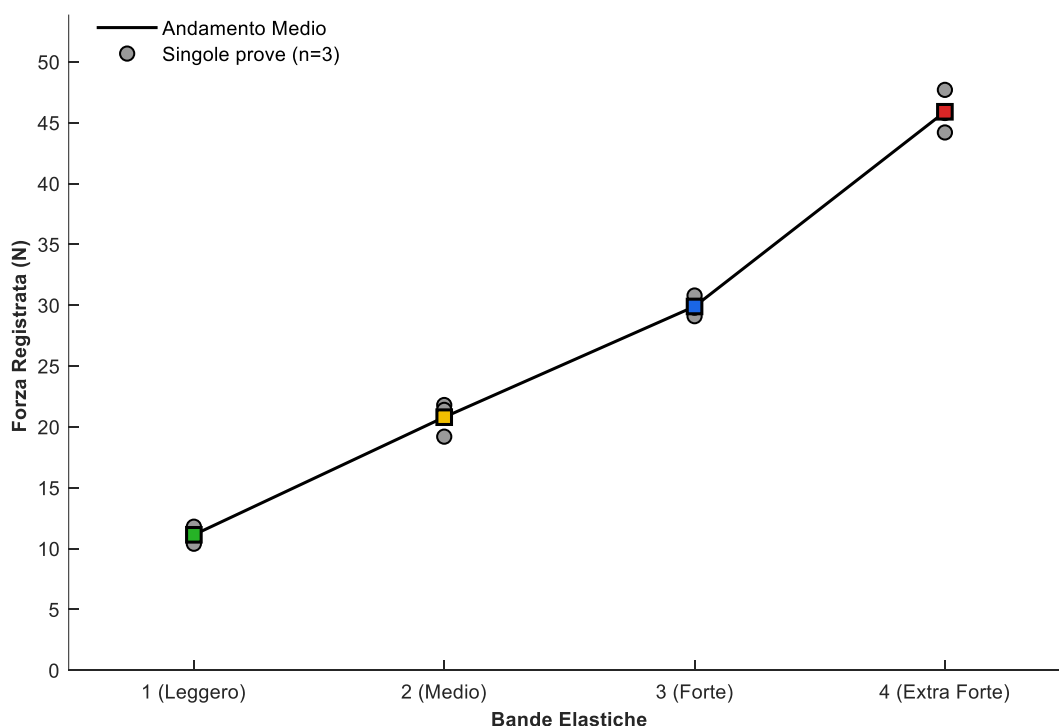


Figura 3.1: Caratterizzazione della resistenza delle quattro bande elastiche. La linea continua evidenzia il trend di carico crescente. Si nota una dispersione dei dati superiore per le bande di resistenza più elevata.

3.1.2 Acquisizione elettromiografica e determinazione soglia EMGFT

In questa sezione viene valutata la risposta muscolare al variare del carico durante l'estensione del gomito contro resistenza elastica. L'obiettivo dell'analisi risiede nella valutazione dell'adattamento del sistema muscolare in risposta a carichi crescenti durante un compito motorio dinamico. L'attenzione è focalizzata, in particolare, sull'andamento dei picchi di attivazione, i quali rappresentano l'espressione del massimo sforzo muscolare in ogni fase di estensione.

L'analisi dell'ampiezza del segnale sEMG del muscolo agonista in estensione evidenzia un chiaro aumento della pendenza (slope) della retta di regressione all'aumentare della resistenza elastica.

Nel dettaglio, la *Figura 3.2* mostra l'andamento del segnale elettromiografico (EMG) del tricipite brachiale durante le quattro prove condotte con resistenze crescenti: 11N, 22N, 31N e 46N. Si nota chiaramente un andamento ciclico in cui si alternano fasi di sforzo (estensione) e fasi di parziale rilascio (flessione). Complessivamente, è evidente come la pendenza aumenti in modo proporzionale all'aumentare del carico.

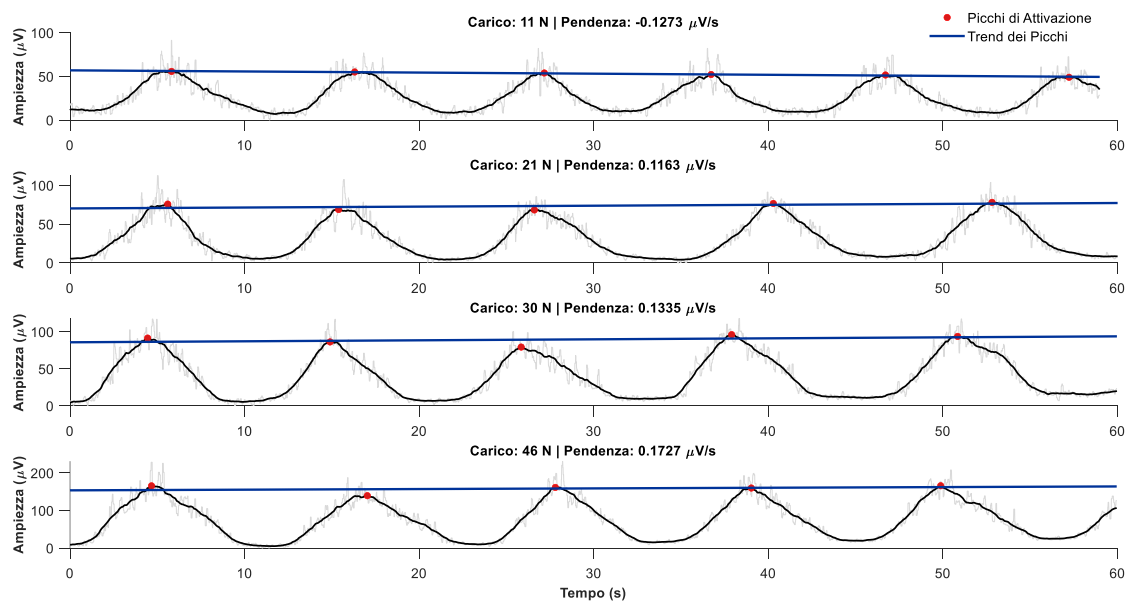


Figura 3.2: Analisi dell'ampiezza del segnale EMG del muscolo tricipite brachiale in funzione del tempo per quattro livelli di carico incrementali. La linea nera rappresenta l'involuppo del segnale EMG che evidenzia le fasi di attivazione e rilassamento del muscolo. La linea blu tratteggiata rappresenta la pendenza calcolata sui massimi locali (punti blu) di ogni fase di estensione.

Confermato l'affaticamento progressivo del tricipite brachiale, si è proceduto alla determinazione della Soglia EMGFT. Come mostrato in *Figura 3.3*, interpolando linearmente i valori di pendenza (slope) dei picchi di attivazione del muscolo – estratti dai grafici in *Figura 3.2* per i quattro carichi usati (11N, 21N, 30N, 46N) – è stato possibile individuare il carico teorico di equilibrio. Per definizione, la Soglia EMGFT corrisponde all'intercetta in cui la pendenza della retta è esattamente uguale a zero che per questo specifico soggetto equivale a 17.3N. Per questa ragione l'elastico scelto è stato l'elastico verde.

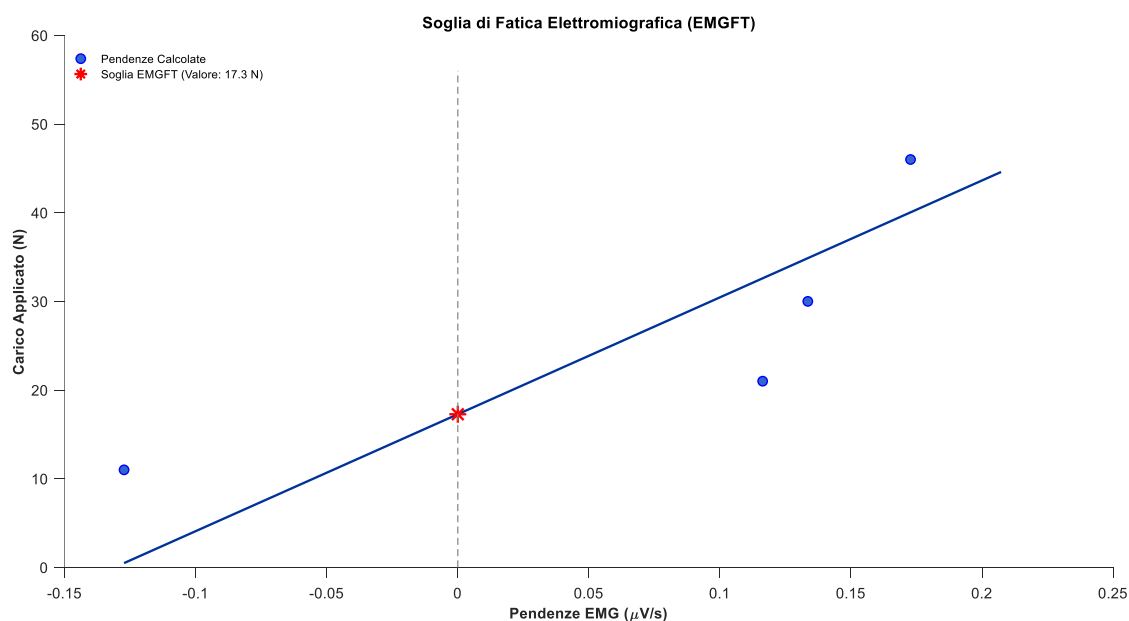


Figura 3.3: La retta di regressione indica l'andamento della pendenza del segnale EMG al variare del carico. Il punto di intersezione con l'asse verticale (Pendenza = 0), contrassegnato dalla stella, identifica la soglia di carico sostenibile senza insorgenza di fatica.

3.2. Risultati task motorio 1: Bicipite – Tricipite Brachiale

In questa sezione vengono presentati i risultati sperimentali ottenuti durante l'esecuzione del primo task motorio, focalizzato sulla modulazione dell'attività elettromiografica del bicipite e del tricipite brachiale. L'analisi è strutturata per descrivere l'evoluzione del controllo muscolare in risposta ai carichi meccanici (banda elastica) e alla perturbazione. L'esposizione segue un approccio gerarchico: si introduce l'analisi del singolo soggetto, utile per esplorare le strategie motorie trial-by-trial, per poi giungere alla valutazione statistica di popolazione, condotta su 15 soggetti, finalizzata a validare i trend di adattamento e l'efficacia del processo di apprendimento.

3.2.1 Analisi singolo soggetto

Al fine di fornire un quadro esaustivo dell'efficacia del protocollo, sono stati analizzati i risultati di due soggetti caratterizzati da pattern di adattamento differenti.

Soggetto 1

Dinamiche di Attivazione Muscolare (EMG)

Le *Figure 3.4* e *3.5* illustrano l'andamento dell'attivazione muscolare massima (Max EMG) del Bicipite e del Tricipite Brachiale lungo le singole prove di estensione durante la prima giornata (Day 1) e la seconda giornata di test (Day 2).

Nella prima giornata di test, (*Figura 3.4*), l'analisi visiva delle tre fasi sperimentali (10 trial in Baseline, 90 trial in Adaptation e 15 trial in Washout) permette di evidenziare le seguenti dinamiche:

- In Baseline, fase eseguita senza elastico e senza perturbazione, entrambi i muscoli mostrano un livello di attivazione di picco stabile e contenuto.
- La fase di Adaptation coincide con l'introduzione della resistenza elastica.
Come atteso, questo evento genera un incremento dell'attività elettromiografica in entrambi i distretti muscolari. Il Tricipite (agonista) aumenta l'attivazione per reclutare la forza necessaria a vincere la resistenza elastica, mentre il Bicipite (antagonista) risponde con una co-contrazione per garantire la stabilità articolare.
I dati evidenziano chiaramente come la resistenza della banda elastica determini un incremento di attivazione maggiore nel Tricipite rispetto al Bicipite, confermando il ruolo del Tricipite come muscolo target.
- Nell'ultima fase (Washout) la resistenza elastica viene rimossa. L'attivazione massima di entrambi i muscoli diminuisce, ritornando ai valori registrati durante la Baseline.

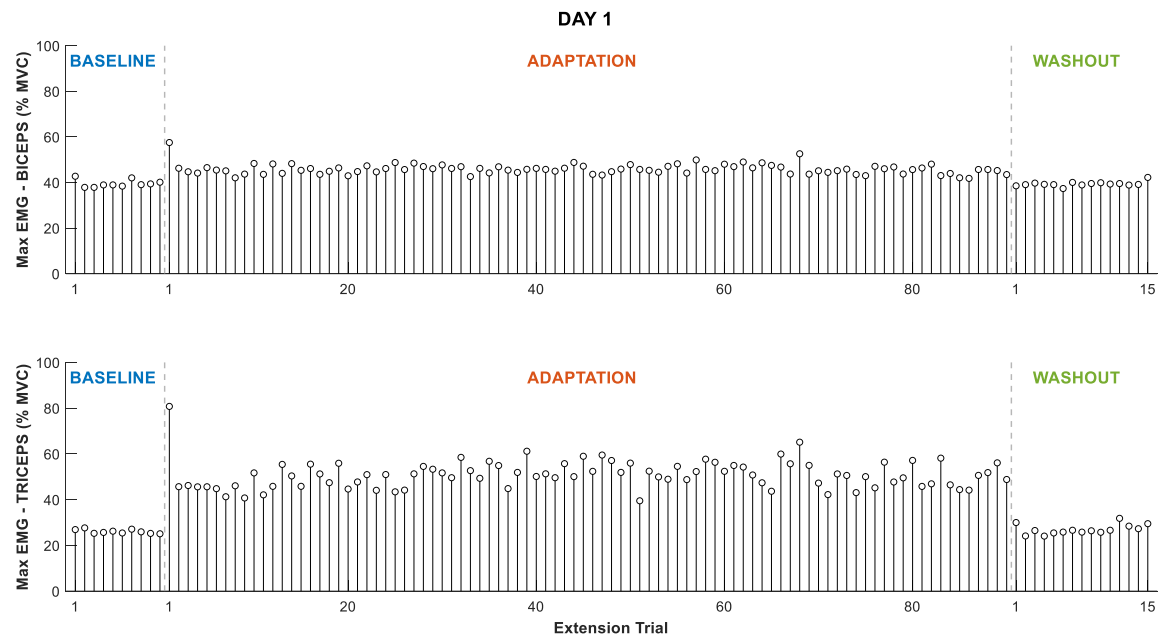


Figura 3.4: Andamento dell'attivazione muscolare massima del Soggetto 1 per il Bicipite (pannello superiore) e il Tricipite Brachiale (pannello inferiore) registrata durante la prima giornata di test (Day 1). I grafici illustrano la variazione del picco elettromiografico nel corso dei trial di estensione, evidenziando le transizioni tra le tre fasi sperimentali: Baseline, Adaptation e Washout. L'introduzione della resistenza elastica (in Adaptation) genera un incremento dell'attività sia nel tricipite (agonista) che nel bicipite (antagonista), con un ritorno netto e immediato ai valori di Baseline al momento della rimozione dell'elastico (in Washout).

A differenza di quanto osservato nel Day 1, la seconda giornata di test (*Figura 3.5*) evidenzia dinamiche di attivazione diverse. Tale divergenza è riconducibile alla presenza della perturbazione in Adaptation e all'utilizzo delle bande elastiche per tutta la durata del test:

- In Baseline entrambi i muscoli mostrano un livello di attivazione di picco fisiologico e variabile, assestandosi su valori medi compresi tra 20% e 35% dell'MVC.
- L'Adaptation costituisce la fase centrale di adattamento al task sperimentale. Nei primissimi trial si registra un incremento dei livelli EMG di entrambi i muscoli rispetto alla Baseline, imputabile alla reazione del soggetto all'introduzione improvvisa della perturbazione che genera uno spostamento radiale del cursore rispetto alla traiettoria ideale. Nel pannello inferiore, relativo al Tricipite, è tracciata in rosso la soglia minima per la quale si attiva tale perturbazione. Col progredire dei trial, è evidente come l'attivazione del Tricipite decresce progressivamente fino a convergere verso i valori di tale soglia.

Parallelamente, l'attività del Bicipite mostra un andamento non lineare: si osserva un iniziale incremento dell'attivazione, seguito da un assestamento e, infine, da un nuovo e ulteriore aumento negli ultimi trial dell'Adaptation.

- In Washout, in concomitanza con la rimozione della perturbazione, il Tricipite si stabilizza su valori persino inferiori rispetto a quelli registrati in Baseline. Di contro, l'attivazione del Bicipite subisce un incremento rispetto alla condizione iniziale. Una possibile spiegazione è che il soggetto avendo interiorizzato la necessità di abbassare l'attività del Tricipite per mantenere il cursore all'interno del canale durante l'Adaptation, compensi iper-attivando il Bicipite anche quando la perturbazione non è più presente.

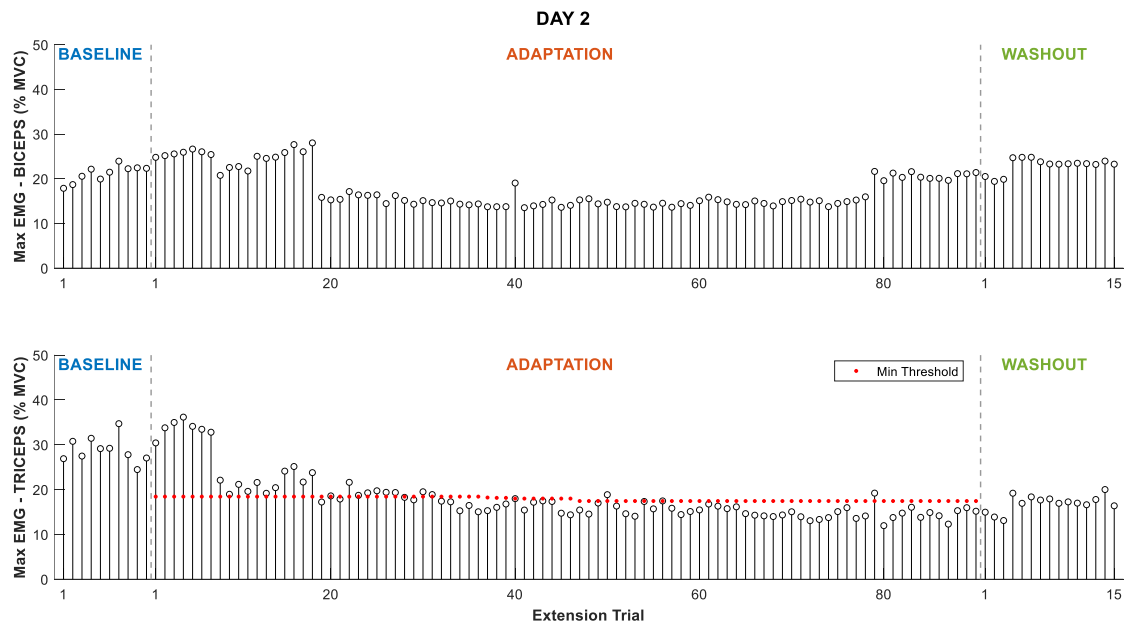


Figura 3.5: Andamento dell'attivazione muscolare massima del Bicipite e del Tricipite Brachiale del Soggetto 1 durante le prove di estensione della seconda giornata di test (Day2). Le linee verticali tratteggiate delimitano le tre fasi sperimentali: Baseline, Adaptation e Washout. Nel riquadro del Tricipite la linea rossa indica la soglia minima adattiva per cui si innesca la perturbazione. A fronte della perturbazione (presente in Adaptation) il tricipite decresce progressivamente, mentre il bicipite incrementa la sua attività fungendo da stabilizzatore articolare. Questa strategia di compensazione permane anche nella fase di Washout.

Mentre l'andamento trial-by-trial fornisce una chiara visione della dinamica di apprendimento motorio, per caratterizzare e quantificare con precisione le specifiche strategie motorie adottate dal soggetto nelle singole fasi è stata condotta un'analisi mirata su finestre temporali di interesse.

Nel dettaglio, la *Figura 3.6* e la *Figura 3.7* illustrano l'andamento del picco di attività elettromiografica dei muscoli Tricipite e Bicipite Brachiale durante il movimento di estensione all'interno delle cinque finestre temporali: late Baseline (lB, ultimi 10 trial della baseline), early Adaptation (eA, primi 10 trial dell'adattamento), mid Adaptation (mA, 10 trial nella fase centrale dell'adattamento), late Adaptation (lA, ultimi 10 trial dell'adattamento) ed early Washout (eW, primi 10 trial).

Nella prima giornata di test (*Figura 3.6*), gli effetti osservati sono i seguenti:

- Durante la Baseline (IB), l'assenza dell'elastico permette di osservare la naturale attivazione dei muscoli coinvolti. Questa dinamica si riconferma pienamente nella fase di Washout (eW): una volta rimossa la resistenza elastica, l'attivazione muscolare ritorna a valori pressappoco identici a quelli misurati a inizio sessione (IB) sia per Bicipite che Tricipite Brachiale.
- L'introduzione dell'elastico in eA richiede un immediato aumento del reclutamento motorio, principalmente del muscolo agonista. Il Tricipite incrementa progressivamente la sua attivazione per vincere la resistenza della banda. Parallelamente, il Bicipite mostra un aumento in co-contrazione per stabilizzare l'articolazione. L'attivazione di entrambi i muscoli rimane elevata per tutta la durata della fase (IA).

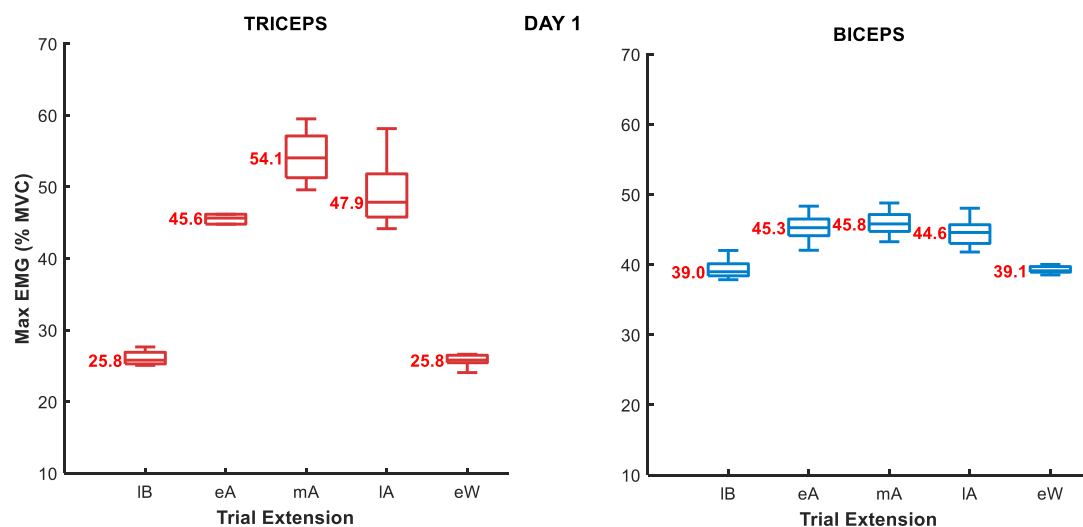


Figura 3.6: Distribuzione statistica dei valori di attivazione muscolare massima per il Tricipite (a sinistra, in rosso) e il Bicipite Brachiale (a destra, in blu) durante il Day 1. I box plot illustrano la variabilità e la mediana (valori numerici riportati in rosso) dell'attività elettromiografica suddivisa in specifiche sotto-fasi del protocollo sperimentale: IB, eA, mA, IA, e eW. I boxplot confermano la forte co-contrazione di entrambi i muscoli per l'intera durata dell'Adaptation (eA, mA, IA) rispetto ai valori registrati senza banda elastica (IB, eW).

La seconda giornata, mostrata in *Figura 3.7*, presenta una sfida più complessa: il soggetto lavora costantemente contro l'elastico, a cui si somma una perturbazione inaspettata durante la fase di Adaptation. I risultati sono i seguenti:

- Il tricipite in IB parte già da un valore elevato, vicino a quello raggiunto a fine Day 1
- Quando, in Adaptation, subentra la perturbazione, il sistema reagisce con un ulteriore picco di attivazione in entrambi i muscoli per contrastare meccanicamente l'effetto di tale perturbazione che inizialmente il soggetto non riesce a gestire.

- Dopo l'iniziale reazione di forza in eA, si osserva in mA un simultaneo rilassamento in entrambi i distretti muscolari. Questa caduta riflette una riorganizzazione strategica: il soggetto "abbandona" la rigidità muscolare e modula la propria attività per rimanere all'interno del canale.

Nella fase finale dell'adattamento (IA) si osserva invece una netta differenziazione nel comportamento dei due muscoli: il tricipite (agonista) mantiene la propria attivazione a valori minimi, avendo ormai ottimizzato l'efficienza del movimento; questo marcato rilassamento dell'agonista richiede tuttavia una compensazione per non compromettere la stabilità dell'arto, di conseguenza, il bicipite incrementa la sua attività per fungere da stabilizzatore articolare.

- Rimuovendo la perturbazione in Washout (eW), il tricipite mantiene questo pattern ottimizzato, mentre il bicipite torna a stabilizzarsi su valori più alti, non distanti da quelli assunti in IB.

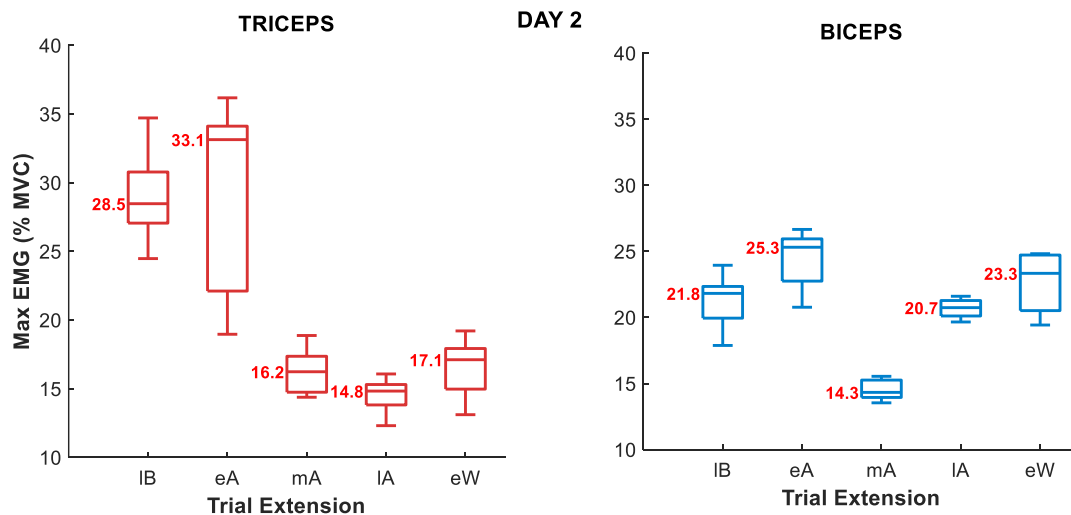


Figura 3.7: Distribuzione statistica dell'attivazione muscolare massima del Soggetto 1 per il tricipite e il bicipite durante le prove di estensione del Day 2. Si evidenzia un'iniziale co-contrazione di entrambi i muscoli (eA), seguita da un calo simultaneo dell'attivazione (mA) e da una successiva divergenza strategica che permane anche nella fase di post-adattamento (eW).

Analisi dell'Errore Cinematico

A completamento dell'indagine sulle strategie motorie, è stata condotta una valutazione della performance cinematica del soggetto. L'evoluzione dell'attivazione muscolare precedentemente discussa si correla in modo evidente con l'andamento dell'errore spaziale misurato lungo le tre fasi sperimentali: Baseline, Adaptation e Washout.

A tal proposito, le Figure 3.8 e 3.9 illustrano l'andamento dell'errore cinematico durante le singole prove di estensione, valutato rispetto alla traiettoria centrale ideale.

Il pannello di sinistra riporta l'errore radiale medio (calcolato come la distanza media assoluta dal centro per ogni trial), mentre il pannello di destra mostra l'errore radiale massimo (la singola deviazione di picco all'interno del trial).

Dall'analisi dell'errore lungo le tre fasi sperimentali della prima giornata di test (*Figura 3.8*) emergono le seguenti dinamiche:

- Baseline (trial 1-10): in condizioni fisiologiche, la performance motoria del soggetto risulta accurata e l'errore medio si mantiene a livelli minimi e costanti (sotto i 1.5 cm).
- Adaptation (trial 11-100): a differenza di quanto osservato nei tracciati elettromiografici, l'introduzione della resistenza elastica (in corrispondenza della linea verticale rossa) non genera alcuna deviazione spaziale significativa fatto salvo il primo trial. L'errore radiale sia medio che massimo si mantengono abbastanza in linea con i valori di Baseline per tutta la durata della fase.

Il soggetto è costretto ad aumentare notevolmente l'attivazione muscolare (come evidenziato dalla co-contrazione in *Figura 3.4*) per vincere la resistenza, ma riesce a mantenere un controllo spaziale della traiettoria senza subire deviazioni radiali significative.

- Washout (trial 101-115): la rimozione della resistenza elastica (in corrispondenza della linea verticale verde) non produce alterazioni sulla cinematica.

L'errore radiale persevera sul medesimo *trend* di stabilità, confermando l'assenza di *after-effect* spaziali in questa prima giornata di test.

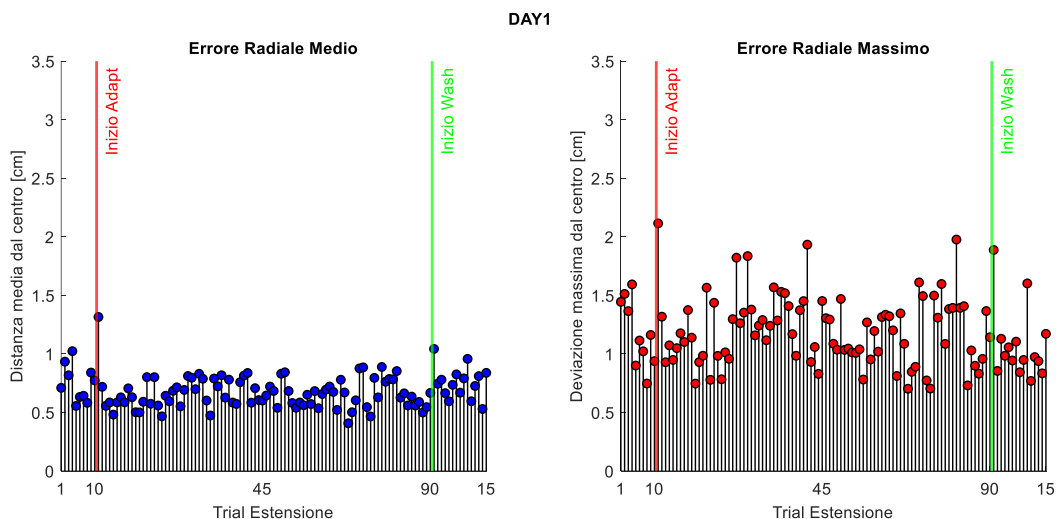


Figura 3.8: Andamento dell'errore cinematico radiale durante la prima giornata di test (Day 1 del Soggetto 1). I grafici illustrano l'evoluzione dell'errore radiale medio (a sinistra, in blu) e dell'errore radiale massimo (a destra, in rosso), misurati in centimetri, nel corso dei trial di estensione. Le linee verticali contrassegnano le transizioni tra le fasi sperimentali, indicando rispettivamente l'inizio della fase di Adaptation (linea rossa) e della fase di Washout (linea verde). Nonostante l'incremento dello sforzo muscolare, l'errore spaziale si mantiene costantemente minimo, indicando una perfetta compensazione della resistenza elastica.

Dall'analisi dell'errore lungo le tre fasi sperimentali della seconda giornata di test (*Figura 3.9*), emergono invece le seguenti dinamiche:

- In assenza di perturbazione (in Baseline), la performance motoria del soggetto è stabile. L'errore medio si mantiene costantemente intorno ad 1 cm, con deviazioni massime strettamente contenute (attorno ai 2 - 4 cm).
- In Adaptation (trial 11-90), l'introduzione della perturbazione genera un impatto immediato e dirompente sulla cinematica del movimento. Nei primissimi trial di adattamento si registra un picco d'errore evidente: l'errore radiale medio supera i 4 cm, mentre la deviazione massima schizza oltre i 10 cm, evidenziando la perdita iniziale di controllo della traiettoria. Tuttavia, con il susseguirsi dei trial, il soggetto impara progressivamente a compensare la perturbazione, riducendo l'errore. Già dopo pochi trial l'errore medio scende per poi stabilizzarsi attorno a 1.5 cm.
- In concomitanza con la rimozione della perturbazione (linea verticale verde), si assiste a un abbattimento dell'errore in Washout. Dopo soli 3 trial di assestamento, l'errore si riduce a valori inferiori a quelli registrati in Baseline. Questo rapido recupero indica che il soggetto può tornare a una traiettoria ideale, senza mostrare deviazioni spaziali significative.

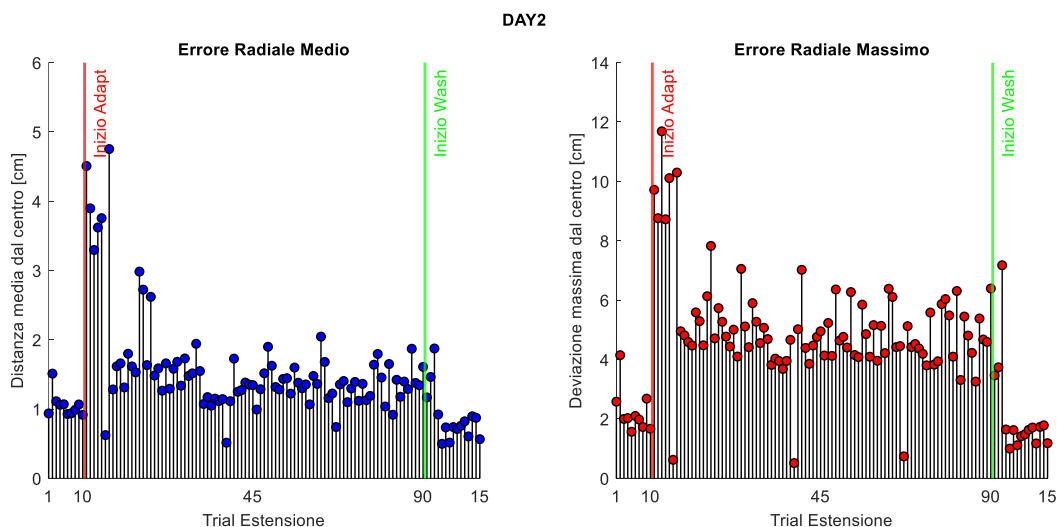


Figura 3.9: Evoluzione dell'errore radiale medio (sinistra, in blu) e massimo (destra, in rosso) durante le prove di estensione del Day 2 del Soggetto 1. Le linee verticali indicano l'inizio dell'Adaptation (rossa) e del Washout (verde). I grafici evidenziano il forte disturbo iniziale causato dalla perturbazione all'inizio dell'Adaptation, seguito da una progressiva riduzione dell'errore a fine Adaptation e da un immediato recupero della traiettoria ideale nella fase finale di Washout.

Andamento traiettorie vere e perturbate

I grafici in *Figura 3.10* e *3.11* mostrano l'evoluzione della cinematica del movimento durante le quattro fasi dell'esperimento (*Late Baseline*, *Early Adaptation*, *Late Adaptation*, *Early Washout*).

Nel Day 1, mostrato in *Figura 3.10*, non è prevista alcuna perturbazione di tipo visuo-motorio, ma unicamente l'introduzione della resistenza fisica esterna (la banda elastica) in Adaptation.

Le traiettorie vere sono quindi pressoché identiche in tutte le fasi; questo indica che il sistema motorio del soggetto compensa rapidamente la forza elastica, mantenendo un'elevata precisione cinematica senza mostrare deviazioni significative.

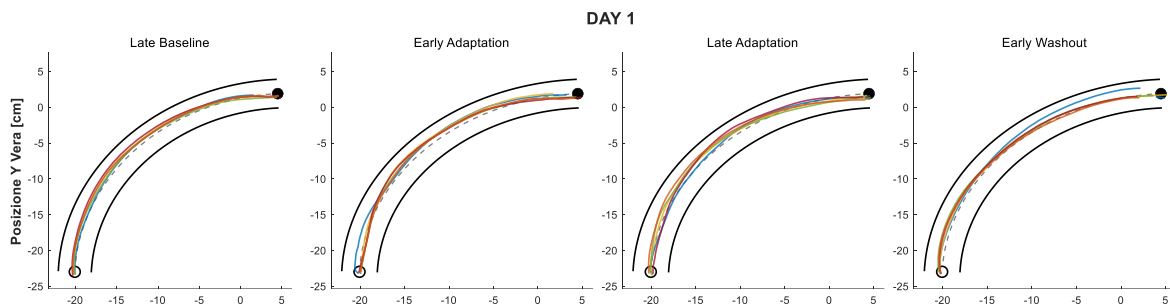


Figura 3.10: Traiettorie cinematiche vere eseguite durante la prima giornata di test (Day 1). Le colonne illustrano l'evoluzione del controllo motorio confrontando quattro sotto-fasi chiave del protocollo: fine della Baseline (*Late Baseline*), inizio e fine dell'Adaptation (*Early* e *Late Adaptation*) e inizio del Washout (*Early Washout*). La sovrapposizione tra le diverse fasi conferma l'assenza di deviazioni spaziali significative e una cinematica fluida in tutte le fasi sperimentali.

Il Day 2, mostrato invece in *Figura 3.11*, evidenzia l'effetto dell'introduzione della perturbazione nella fase di Adaptation. In late Baseline, come atteso, in assenza di perturbazione, il soggetto mostra traiettorie fluide e all'interno del canale. L'ingresso nella fase di Early Adaptation, marcato dall'introduzione della perturbazione si traduce in un evidente decadimento della performance motoria iniziale. Osservando la riga inferiore (*Posizione Y Perturbata*), il cursore esce caoticamente dal canale, presentando traiettorie frastagliate con evidenti oscillazioni e correzioni *on-line*. Di riflesso, la riga superiore (*Posizione Y Vera*) mostra come la mano del soggetto compia movimenti altrettanto ampi e irregolari nel tentativo (inizialmente fallimentare) di contrastare l'errore visivo percepito a schermo.

Progredendo verso la fase di Late Adaptation, si osserva un chiaro recupero della stabilità cinematica: osservando la riga inferiore, si nota come le traiettorie del cursore siano tornate a essere fluide, coese e quasi interamente contenute all'interno del canale ideale, in particolar modo nella sua porzione iniziale. Nella porzione terminale del movimento, tuttavia, permane una certa variabilità spaziale, tale fenomeno è riconducibile alla meccanica della banda elastica, la quale esercita in quel tratto la sua massima forza di richiamo; a quel grado di estensione per il soggetto risulta complesso modulare

finemente l'attività elettromiografica per mantenere la precisione della traiettoria; la strategia motoria adottata si riduce quindi a un irrigidimento muscolare, volto prevalentemente a contrastare la resistenza elastica.

Alla rimozione improvvisa della perturbazione visiva (in Early Washout), la mano e il cursore tornano a coincidere spazialmente con traiettorie più vicine alla traiettoria ideale anche rispetto alla fase di Baseline.

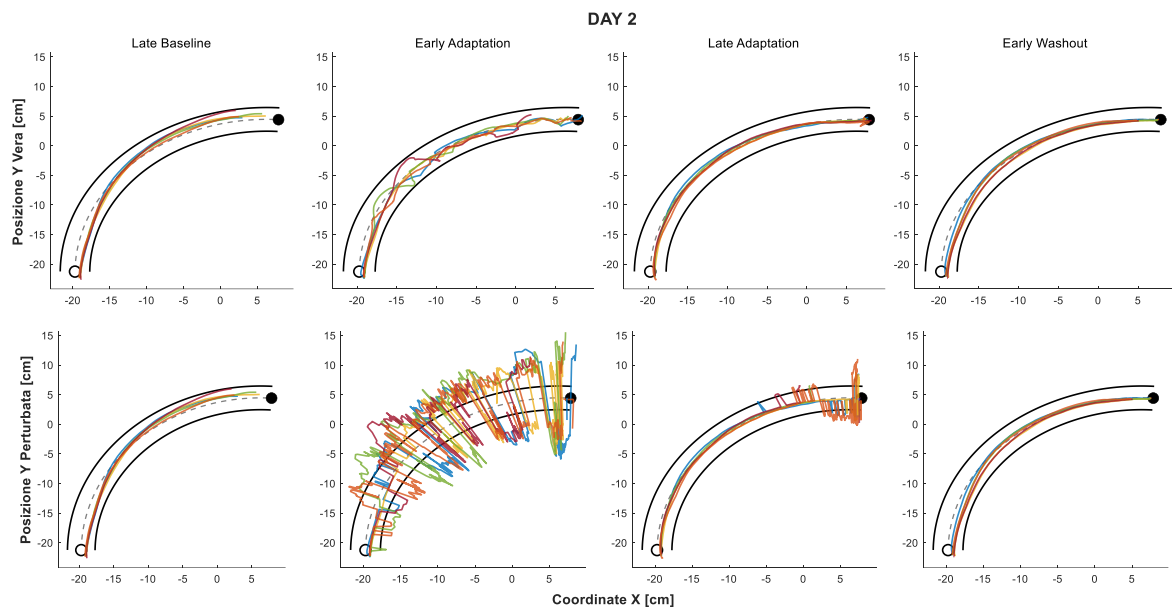


Figura 3.11: I grafici illustrano le traiettorie cinematiche del Day2 di 5 trial di estensione all'interno delle quattro fasi sperimentali (Late Baseline, Early Adaptation, Late Adaptation, Early Washout). La riga superiore traccia le coordinate spaziali reali dell'end-effector (Mano Vera), mentre la riga inferiore mostra le coordinate del cursore a schermo. È visibile il forte disturbo caotico in Early Adaptation e il successivo recupero della stabilità in Late Adaptation, pur permanendo una certa variabilità nella porzione terminale del movimento.

Soggetto 2

Dinamiche di Attivazione Muscolare (EMG)

A differenza del Soggetto 1, il Soggetto 2 presenta una strategia motoria in parte differente, il che evidenzia come il sistema nervoso centrale possa ricorrere a soluzioni diverse a fronte del medesimo task sperimentale. Tale eterogeneità risulta particolarmente preziosa per contestualizzare i successivi risultati dell'analisi di popolazione.

In *Figura 3.12*, è mostrata l'attivazione *trial-by-trial* in estensione dei muscoli bicipite e tricipite durante la prima giornata di test. Nella fase iniziale di Baseline, entrambi i muscoli mostrano un'attivazione stabile. L'introduzione della resistenza elastica nella fase di Adaptation provoca un incremento dell'attività del tricipite che risponde con un innalzamento netto e immediato: dal primo trial l'attivazione aumenta e si mantiene per tutta la fase tra il 15% e il 25% dell'MVC mostrando un forte reclutamento per contrastare la resistenza; il bicipite mostra invece valori nettamente inferiori. Infine, con la rimozione della banda elastica nella fase di Washout, si osserva un simultaneo decadimento dei segnali di entrambi i muscoli con un ritorno ai valori registrati in Baseline.

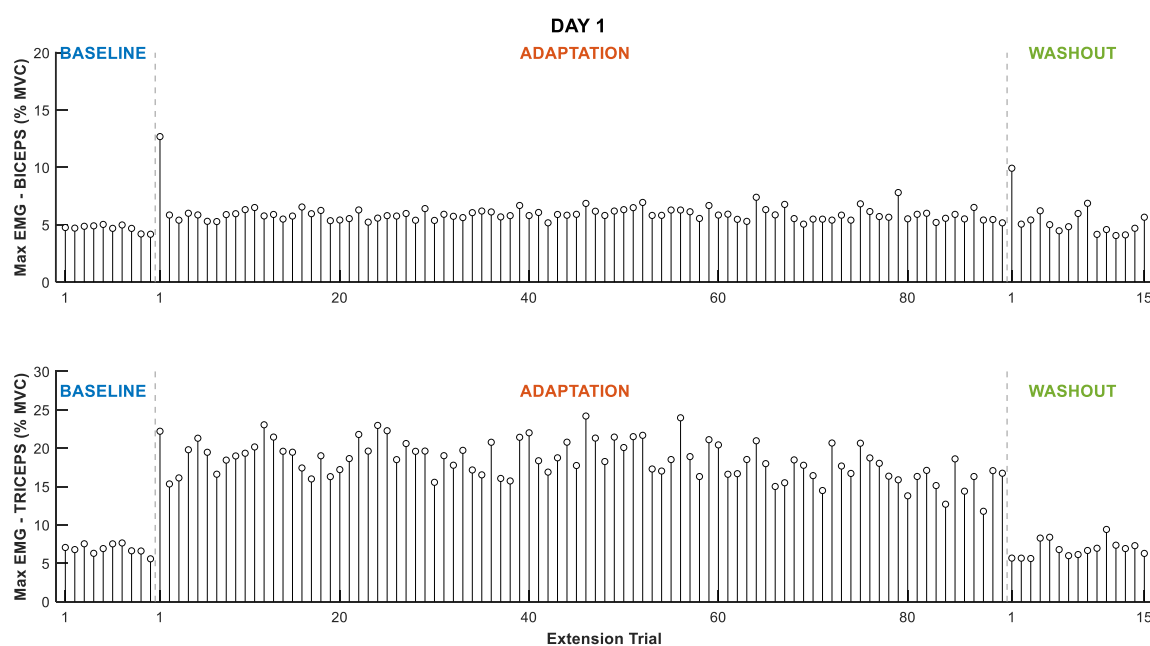


Figura 3.12: Andamento dell'attivazione muscolare massima del Bicipite e del Tricipite Brachiale del Soggetto 2 durante le prove di estensione nella prima giornata di test. Rispetto al Soggetto 1, la resistenza elastica stimola un reclutamento quasi esclusivo del tricipite, mentre il bicipite mantiene un'attività di fondo stabile e ridotta.

Nella seconda giornata, mostrata in *Figura 3.13*, caratterizzata dalla presenza costante dell'elastico e dall'aggiunta della perturbazione in Adaptation, il pattern di attivazione cambia radicalmente rispetto al Soggetto 1.

In questa condizione, l'andamento dell'attività del bicipite sembra ricalcare in modo quasi simmetrico l'andamento del tricipite: all'innesco della perturbazione in Adaptation si osserva un reclutamento congiunto in entrambi i muscoli (co-contrazione), seguito, con il progredire dei trial, da un rilassamento progressivo e simultaneo.

Nella fase di Washout, entrambi i muscoli mostrano una riduzione del segnale elettromiografico anche rispetto alla Baseline, a dimostrazione del fatto che il soggetto ha imparato a modulare la propria attività elettromiografica.

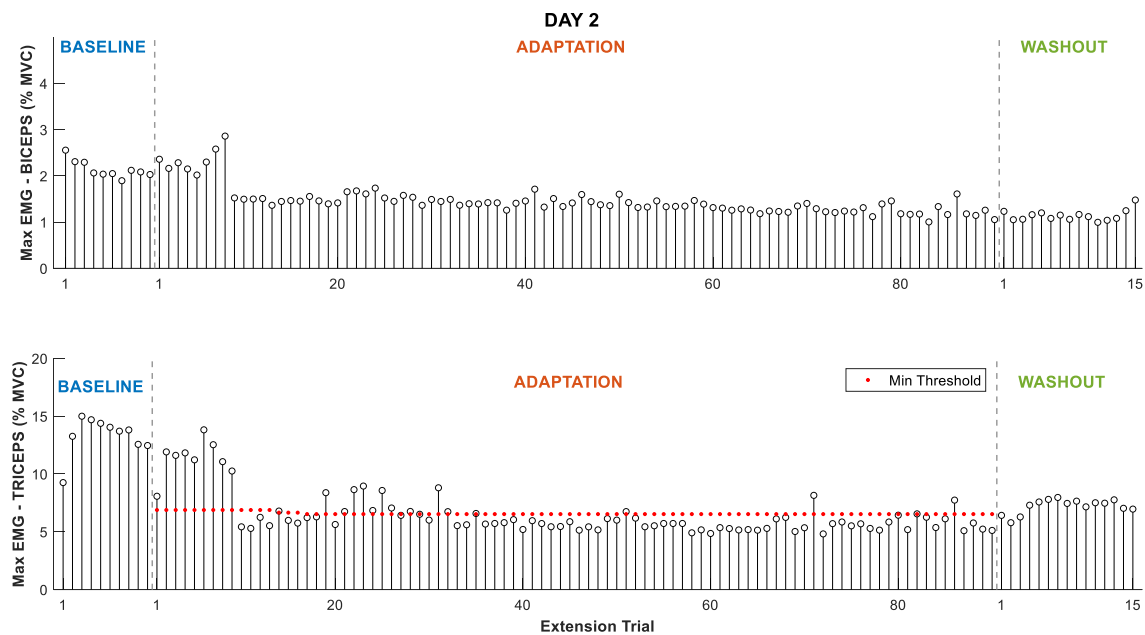


Figura 3.13: Andamento dell'attivazione muscolare massima del Soggetto 2 durante il Day 2. In contrasto col Soggetto 1, la risposta alla perturbazione è caratterizzata da una co-contrazione iniziale seguita da un progressivo e simultaneo rilassamento di entrambi i muscoli, che in Washout si stabilizzano su valori persino inferiori a quelli di Baseline,

L'evoluzione temporale del segnale elettromiografico trova un riscontro quantitativo nell'analisi (IB, eA, mA, lA, eW) illustrata tramite boxplot. Durante la prima giornata di test (Figura 3.14), mentre il tricipite registra un netto incremento di attivazione nel passaggio dalla Baseline (IB) all'inizio dell'Adattamento (eA), l'attività del bicipite non subisce variazioni di rilievo. Le mediane di quest'ultimo rimangono infatti quasi stabili attraverso tutte le fasi.

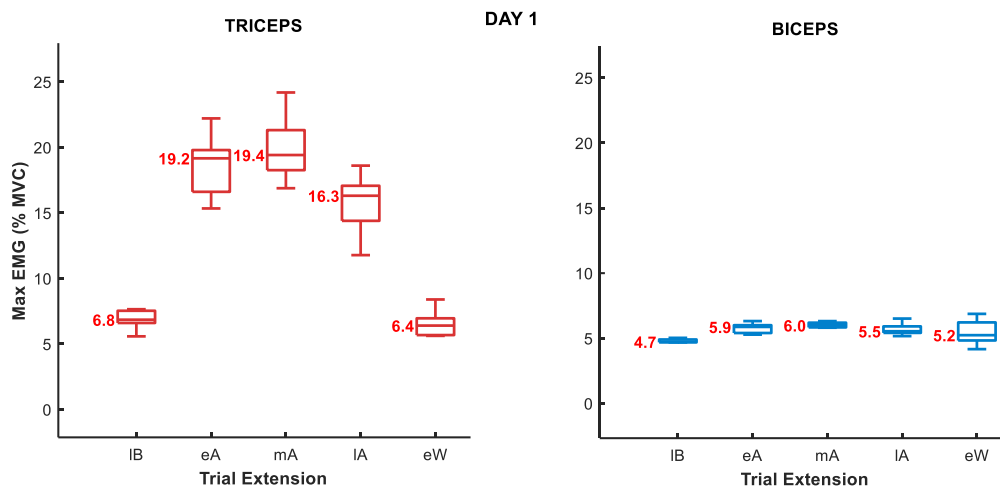


Figura 3.14: Analisi statistica dell'attivazione muscolare massima del Soggetto 2 per il tricipite e il bicipite durante le prove di estensione del Day1. I boxplot illustrano l'evoluzione della strategia motoria attraverso le cinque fasi chiave (IB, eA, mA, IA, eW), evidenziando quantitativamente l'incremento di attivazione a carico del solo tricipite durante la fase di adattamento.

Per quanto riguarda la seconda giornata di test (*Figura 3.15*) l'analisi delle finestre temporali quantifica chiaramente la strategia precedentemente descritta in *Figura 3.13*. Nella fase iniziale di Adattamento (eA), mentre l'agonista mostra un netto innalzamento dell'attivazione per contrastare la perturbazione, il bicipite non subisce alcun incremento iniziale. Nelle fasi centrali e finali dell'Adattamento (mA e IA), si nota un calo dell'attività in entrambi i muscoli: il bicipite segue di fatto lo stesso andamento del tricipite. Si tratta di un comportamento opposto a quello del Soggetto 1, che invece alla fine dell'adattamento attivava maggiormente il bicipite. Infine, nella fase di Washout (eW), con la rimozione della perturbazione, l'attivazione di entrambi i muscoli si mantiene sui valori bassi vicini a quelli raggiunti a fine adattamento; anche in questa fase il Soggetto 2 si differenzia dal Soggetto 1: il bicipite non mostra un ritorno ai livelli di baseline, ma si stabilizza verso valori inferiori.

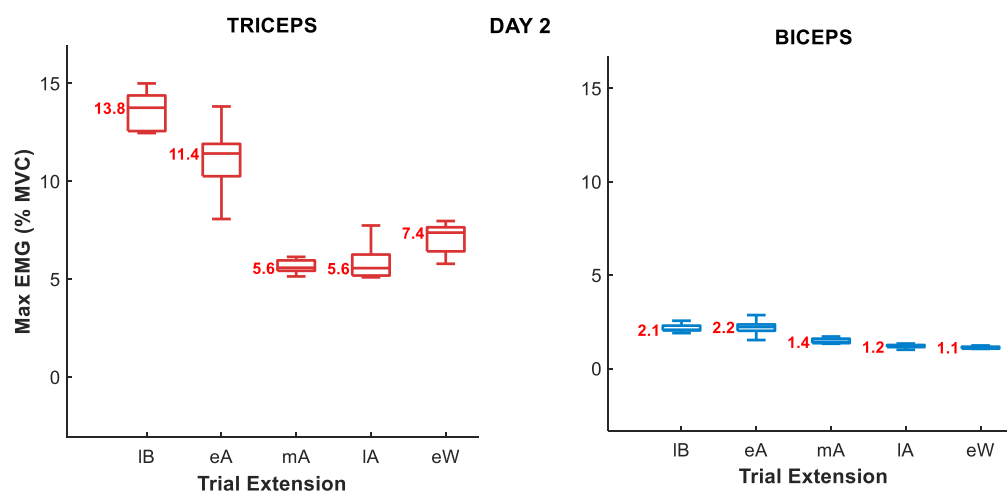


Figura 3.15: Analisi statistica dell'attivazione muscolare massima del Soggetto 2 per il tricipite (agonista, a sinistra) e il bicipite (antagonista, a destra) durante le prove di estensione del Day 2. Si conferma numericamente l'adozione di una strategia di massima "efficienza muscolare", con un decremento congiunto dell'attività di bicipite e tricipite dalla metà dell'adattamento (mA) in poi.

Analisi errore cinematico

L'analisi dell'errore cinematico del Soggetto 2, mostrata in *Figura 3.16* e *3.17* presenta interessanti analogie se confrontata con il comportamento del Soggetto 1.

Similmente a quanto osservato nel Soggetto 1, nella prima giornata di test, l'introduzione della resistenza elastica non compromette la precisione globale del movimento, l'errore radiale medio si mantiene estremamente basso (attorno a 1 cm) e costante per l'intera durata della sessione.

Si osservano due picchi isolati e marcati esattamente in concomitanza con l'introduzione dell'elastico (Inizio Adapt, circa 3 cm) e con la sua rimozione (Inizio Washout, circa 3.5 cm).

Questo andamento suggerisce un effetto sorpresa meccanico di brevissima durata, che il soggetto riesce a correggere già dal trial successivo, ripristinando la precisione spaziale.

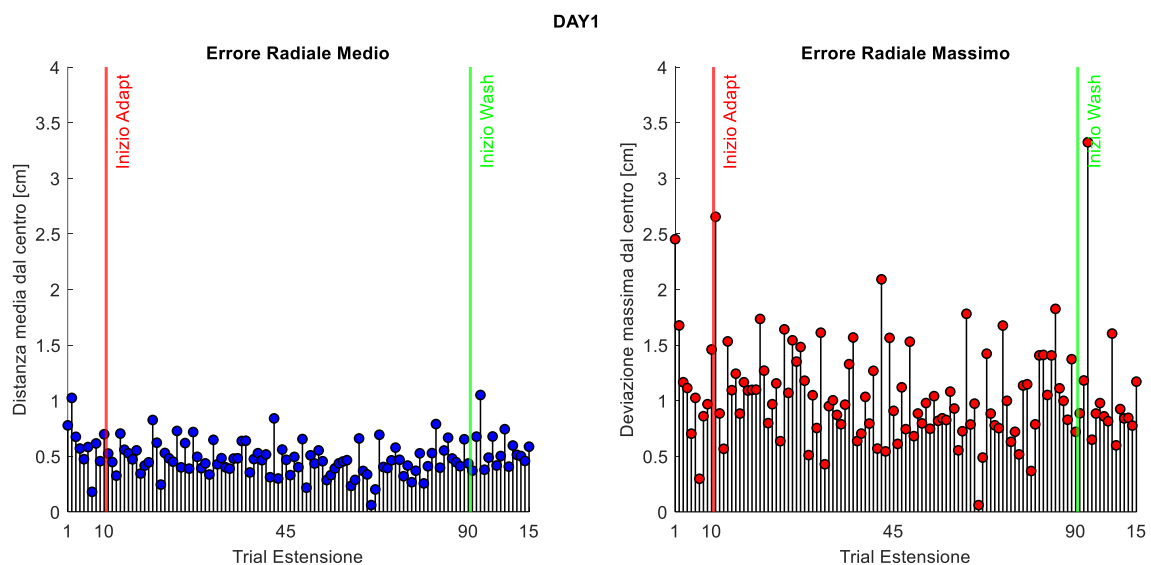


Figura 3.16: Evoluzione dell'errore radiale medio (sinistra, in blu) e massimo (destra, in rosso) del Soggetto 2 durante le prove di estensione del Day 1. Le linee verticali indicano l'inizio dell'Adaptation (rossa) e del Washout (verde). L'accuratezza del movimento si mantiene molto elevata; si registrano solo due picchi isolati (effetto "sorpresa") in esatta corrispondenza dell'inserimento e della rimozione dell'elastico, immediatamente corretti.

Nella seconda giornata di test, mostrata in *Figura 3.17*, in assenza di perturbazioni visive in Baseline, il soggetto dimostra un buon controllo motorio, con errori medi stabilmente prossimi a 1 cm. L'impatto della perturbazione in Early Adaptation genera invece deviazioni significative: in un trial l'errore medio supera i 6 cm, e quello massimo sfiora i 13 cm.

Tuttavia, la vera differenza rispetto al Soggetto 1 si osserva nel prosieguo della fase. Mentre il Soggetto 1 mostrava una curva di errore che andava a stabilizzarsi in Late Adaptation, il Soggetto 2 presenta un errore (sia medio che massimo) caratterizzato da forti oscillazioni per tutta la durata dell'adattamento. I valori continuano a fluttuare costantemente (tra 1 e 3.5 cm per l'errore medio e tra 4 e 10 cm per il massimo).

Con la rimozione della perturbazione, l'errore radiale si abbassa attestandosi su valori di stabilità addirittura inferiori rispetto a quelli in Baseline.

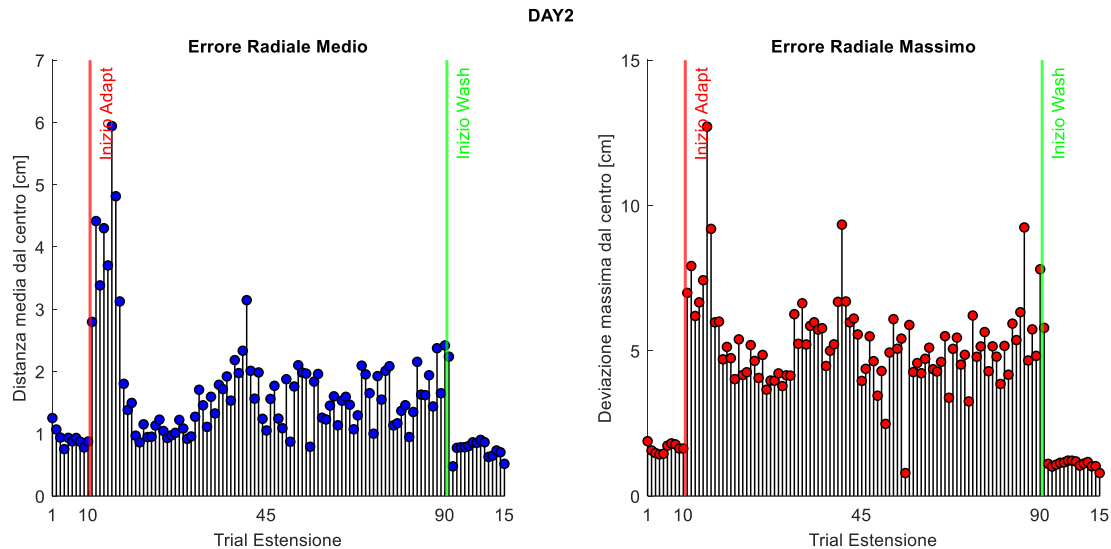


Figura 3.17: Evoluzione dell'errore radiale medio (sinistra, in blu) e massimo (destra, in rosso) del Soggetto 2 durante le prove di estensione del Day 2. I grafici evidenziano il forte disturbo iniziale causato dalla perturbazione, seguito da una progressiva riduzione e da un immediato recupero della traiettoria ideale nella fase finale di Washout.

Andamento traiettorie vere e perturbate

L'analisi delle traiettorie cinematiche del Soggetto 2 presenta interessanti analogie e divergenze se confrontata con il comportamento del Soggetto 1 precedentemente discusso. Durante il Day 1 il comportamento motorio dei due partecipanti risulta pressoché analogo: le traiettorie del Soggetto 2 (*Figura 3.18*) non mostrano deviazioni spaziali significative, confermando una rapida ed efficace compensazione del carico meccanico imposto dalla banda elastica, similmente a quanto osservato nel Soggetto 1.

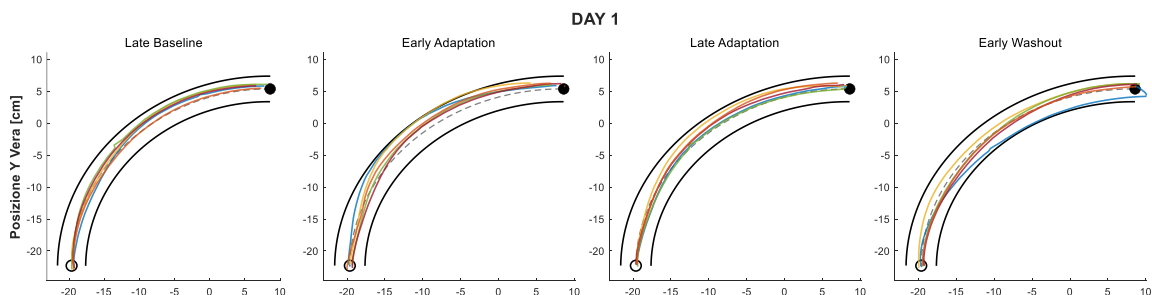


Figura 3.18: I grafici illustrano le traiettorie cinematiche di Day1 di 5 trial di estensione selezionati all'interno delle quattro fasi sperimentali (Late Baseline, Early Adaptation, Late Adaptation, Early Washout). Analogamente al Soggetto 1, si osserva una compensazione fluida ed efficace della forza elastica, con traiettorie reali coincidenti in tutte le fasi.

L'effetto inter-individuale di maggiore rilievo emerge tuttavia nel Day 2, durante l'esposizione alla perturbazione visuo-motoria.

In *Figura 3.19* è evidente come nella fase di Late Adaptation, il Soggetto 2 dimostra di aver appreso il task: riesce infatti a correggere l'errore iniziale e a mantenere (quasi) il cursore perturbato all'interno del canale di tolleranza, migliorando nettamente la propria performance spaziale rispetto all'Early Adaptation. Tuttavia, a differenza del Soggetto 1 — che presentava una cinematica fluida ma con un'elevata variabilità confinata nella porzione terminale del movimento — le traiettorie del Soggetto 2 in Late Adaptation appaiono globalmente più frastagliate e caratterizzate da continue micro-correzioni spaziali.

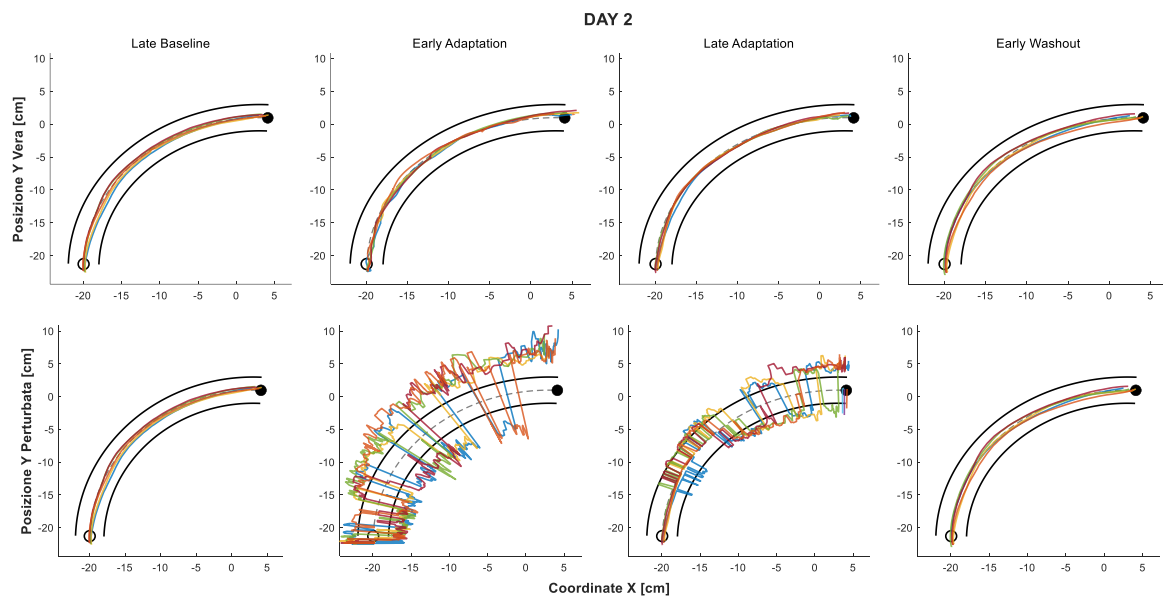


Figura 3.19: I grafici illustrano le traiettorie cinematiche del Day2 di 5 trial di estensione selezionati all'interno delle quattro fasi sperimentali (Late Baseline, Early Adaptation, Late Adaptation, Early Washout). La riga superiore traccia le coordinate spaziali reali dell'end-effector (Mano Vera), mentre la riga inferiore mostra le coordinate del cursore a schermo.

Pur dimostrando di aver appreso la dinamica della perturbazione, in Late Adaptation, le traiettorie appaiono globalmente più frastagliate e soggette a continue micro-correzioni.

Il confronto tra questi due soggetti dimostra come lo stesso task possa essere affrontato con strategie opposte: una basata su una maggiore attività dell'antagonista (Soggetto 1) per compensare l'abbassamento dell'attività del tricipite, l'altra sull'efficienza muscolare (Soggetto 2), caratterizzata dalla diminuzione dell'attività di entrambi i muscoli. Comprendere questa variabilità individuale è la chiave per interpretare l'analisi di popolazione.

La dispersione dei dati e l'andamento medio "piatto" del bicipite nel Day 2 sono l'effetto statistico di strategie del tutto diverse che, nel calcolo della media, finiscono per compensarsi a vicenda.

3.2.2 Analisi di popolazione task motorio 1

La seguente sezione presenta l'analisi statistica di popolazione relativa alle dinamiche di attivazione muscolare di 15 soggetti naïf di età compresa tra i 21 e i 26 anni. L'obiettivo principale è quantificare e validare in modo rigoroso le strategie di controllo motorio adottate dai soggetti in risposta alle diverse condizioni di carico sperimentale introdotte nelle due giornate di test.

Dinamica di attivazione muscolare

In *Figura 3.20* sono riportati i risultati visivi di tale confronto per le due giornate di test (Day 1 e Day 2), i cui esiti statistici vengono dettagliati di seguito.

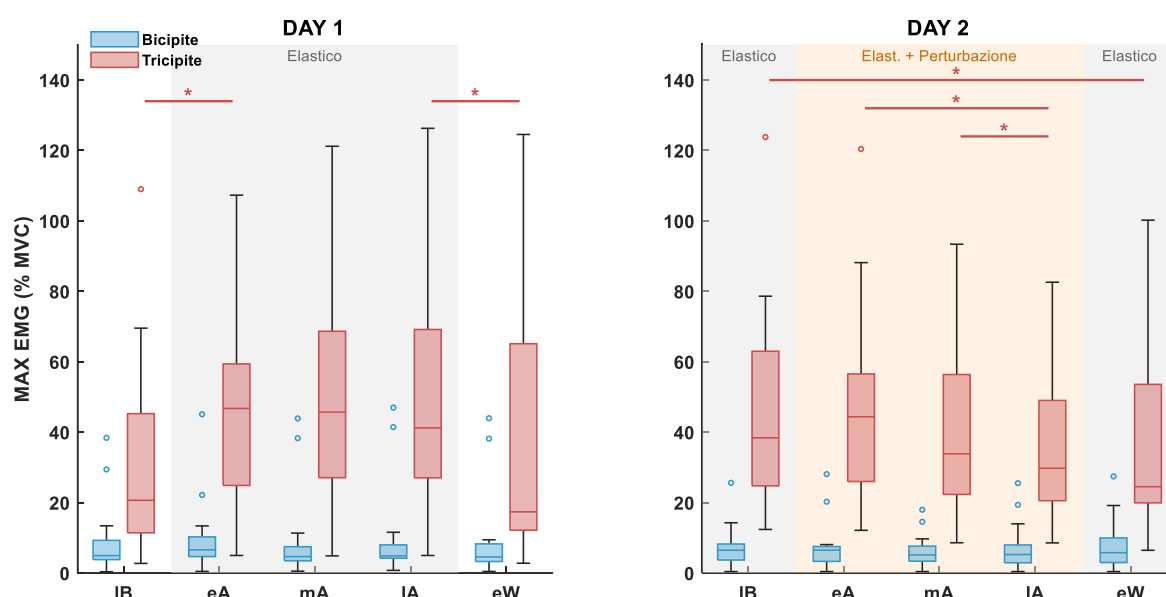


Figura 3.20: Confronto dell'attivazione muscolare massima (Max EMG) di 15 soggetti per il muscolo Bicipite (azzurro) e Tricipite (rosso) nel Day 1 (sinistra) e Day 2 (destra). I boxplot illustrano la distribuzione dei valori massimi estratti da blocchi di 10 trial per le fasi di interesse: fine Baseline (IB), inizio (eA), metà (mA) e fine (IA) Adattamento, e inizio Washout (eW). Le linee orizzontali () indicano una differenza statisticamente significativa ($p < 0.05$) tra le sotto-fasi confrontate, valutata tramite il test non parametrico di Wilcoxon.*

Nella prima giornata (Day 1), il passaggio dalla fase di baseline (IB) all'inizio dell'adattamento (eA) ha generato una variazione statisticamente significativa dell'attivazione massima del tricipite ($p = 0.0002$) per effetto dell'introduzione della banda elastica. Nel corso della fase di adattamento, l'attivazione di entrambi i muscoli ha registrato un andamento pressoché costante.

In Washout, rimuovendo la banda elastica, si è assistito ad un decremento dell'attività del tricipite (IA vs eW, $p=0.0353$). L'introduzione e la rimozione della banda elastica non hanno invece determinato variazioni significative nell'attività del bicipite. Il confronto tra la baseline e l'inizio del

washout (*IB* vs *eW*) non è risultato statisticamente significativo per entrambi i muscoli, indicando un ritorno completo ai livelli di attivazione muscolare di partenza.

Nella seconda giornata, in cui l'utilizzo delle bande elastiche era previsto costantemente in tutte le fasi, i pattern motori mostrano dinamiche profondamente diverse, riflettendo a livello di popolazione le strategie di adattamento motorio indagate in precedenza.

Nel Day 2 il bicipite (antagonista) non registra una reazione significativa all'introduzione della perturbazione aggiuntiva in Adaptation, questo muscolo mantiene un profilo di attivazione tendenzialmente piatto per tutta la durata del test.

L'attività del tricipite mostra invece una significativa riduzione durante tutta la fase di adattamento (*eA* vs *IA*, $p < 0.0004$). Tale diminuzione conferma l'abbandono della strategia di irrigidimento a favore di una maggiore efficienza motoria. Il risultato più rilevante del Day 2 si osserva infine nella fase di post-adattamento per il tricipite: la rimozione della perturbazione in Washout genera infatti un ritorno a valori di attivazione più bassi di quelli rilevati in baseline, il confronto tra *IB* ed *eW* per il tricipite risulta altamente significativo ($p = 0.001$).

Questo evidenzia un forte *after-effect*: i soggetti mantengono l'attivazione del tricipite inibita e ottimizzata anche quando la perturbazione viene rimossa.

È stato inoltre eseguito un confronto *inter-day* diretto per ciascuna delle fasi sperimentali. Nel dettaglio, al fine di indagare se l'attivazione muscolare durante il Day 2 ritorni mai ai livelli fisiologici di partenza espressi in assenza di carico meccanico nel Day 1, è stato eseguito un confronto statistico tra la baseline del primo giorno (*IB* Day) e tutte le fasi del Day 2.

Per il bicipite (antagonista), il confronto non ha mostrato variazioni statisticamente significative in nessuna delle fasi del Day 2, confermando una stabilità dell'attivazione del muscolo.

Al contrario, l'analisi del tricipite mostra che in *IB*, *eA* e *mA* della seconda giornata (Day 2), il tricipite si attiva in modo significativamente maggiore rispetto alla baseline del primo giorno. Questo incremento riflette il costo metabolico e meccanico imposto dal setup sperimentale (resistenza elastica combinata alla perturbazione in Adaptation).

Il risultato più rilevante emerge nel confronto tra la Late Adaptation (*IA*) del Day 2 e la baseline del Day 1, dove la differenza statistica scompare del tutto. Questo dato dimostra l'efficacia dell'apprendimento motorio: con il ripetersi dei trial, i soggetti ottimizzano il reclutamento del tricipite. Di conseguenza, nonostante la presenza simultanea del carico elastico e della perturbazione nel Day 2, l'attivazione del muscolo si riduce fino a ritornare ai livelli fisiologici iniziali del primo giorno senza carico. Tale condizione si mantiene stabile anche nella successiva fase di Early Washout (*eW* Day 2), in cui l'attività del tricipite, a seguito della rimozione della perturbazione, non mostra differenze significative rispetto alla baseline del Day 1.

Analisi errore cinematico

La *Figura 3.23* illustra l'andamento trial-by-trial dell'errore radiale (medio a sinistra in blu, massimo a destra in rosso) mediato sull'intera popolazione di 15 soggetti durante la fase di estensione del Day 1. Questa analisi cinematica permette di valutare la deviazione del cursore dalla traiettoria ideale e di quantificare visivamente il processo di apprendimento motorio nei due giorni di acquisizione.

Nel primo giorno, l'introduzione della banda elastica (indicata dalla linea rossa verticale: Inizio Adapt) non produce perturbazioni cinematiche significative. Sia l'errore radiale medio che quello massimo mantengono un andamento piatto e costante per tutta la durata della sessione, assestandosi rispettivamente intorno ai 3.5 cm e 4 cm, senza variazioni di rilievo nemmeno durante la successiva fase di Washout (individuata dalla linea verde).

Questo andamento indica che la sola resistenza elastica, pur richiedendo un maggiore sforzo motorio (come evidenziato dall'analisi EMG), non compromette l'accuratezza della traiettoria.

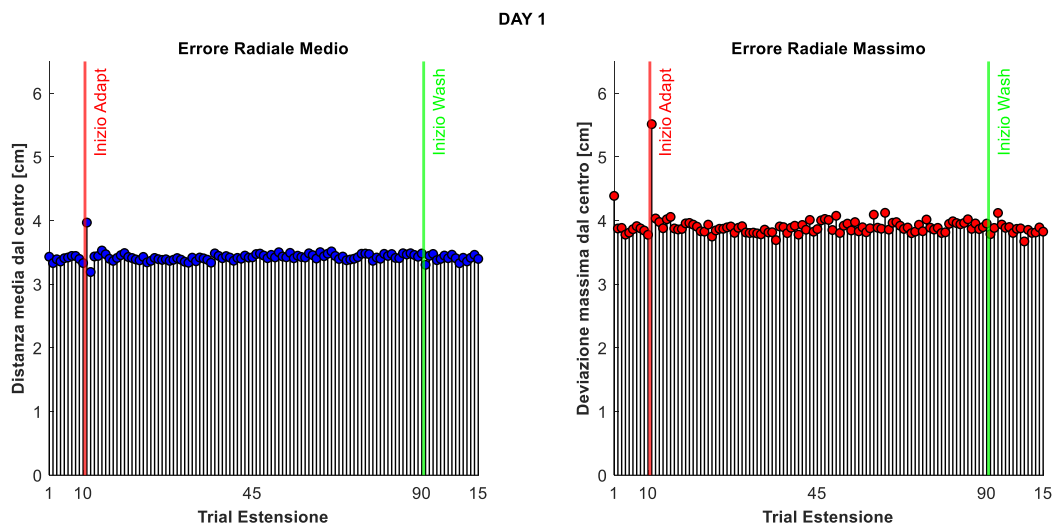


Figura 3.23: Andamento trial-by-trial dell'Errore Radiale di popolazione durante la fase di estensione del Day1. I pannelli illustrano i valori mediati sull'intero campione per l'Errore Radiale Medio (colonna di sinistra, pallini blu) e per l'Errore Radiale Massimo (colonna di destra, pallini rossi). Le linee verticali indicano le transizioni tra le fasi sperimentali: Inizio Adaptation e Inizio Washout.

L'andamento piatto dimostra che l'introduzione del solo carico meccanico (elastico) richiede maggior sforzo muscolare ma non altera l'accuratezza globale della traiettoria del campione.

Nel secondo giorno, mostrato in *Figura 3.24*, la presenza della perturbazione nella fase centrale del task genera dinamiche cinematiche diverse:

- L'introduzione inaspettata della perturbazione visiva causa un'immediata e marcata deviazione della traiettoria. Si registra un picco evidente sia nell'errore radiale medio (~5 cm) sia, in modo ancora più marcato, nell'errore radiale massimo (che supera i 10 cm nei primi trial perturbati).

- Nei trial successivi della fase di Adaptation, si osserva una chiara e progressiva riduzione dell'errore (decadimento). Questa curva discendente riflette il processo di ricalibrazione del sistema nervoso centrale: i soggetti imparano trial dopo trial a contrastare la perturbazione, migliorando progressivamente la performance cinematica. È interessante notare come questa progressiva riduzione dell'errore spaziale coincida temporalmente con il decremento dell'attivazione muscolare (fase mA dell'EMG).
- Alla rimozione della perturbazione (in Washout), l'errore radiale subisce un abbassamento, stabilizzandosi su valori bassi (~3 cm per il medio, ~3.5 cm per il massimo), equiparabili o persino inferiori a quelli della Baseline.

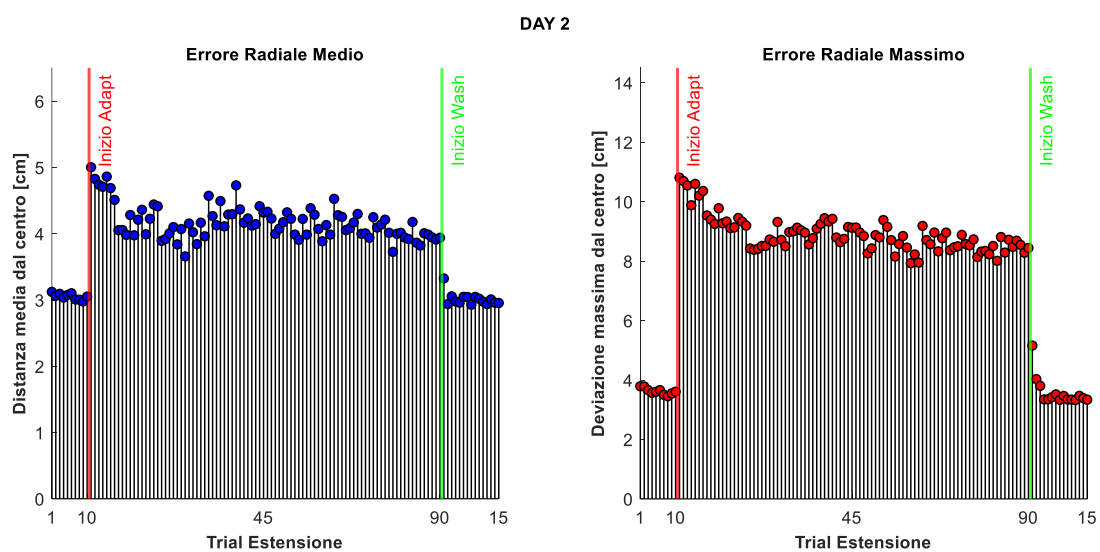


Figura 3.24: Andamento trial-by-trial dell'Errore Radiale di popolazione durante la fase di estensione del Day 2. I pannelli illustrano i valori mediati sull'intero campione per l'Errore Radiale Medio (colonna di sinistra, pallini blu) e per l'Errore Radiale Massimo (colonna di destra, pallini rossi). È evidente la curva di apprendimento motorio collettiva in risposta alla perturbazione visuo-motoria: un errore drastico iniziale (all'inizio dell'Adaptation), una progressiva ricalibrazione spaziale (a fine Adattamento) e un decremento dell'errore in Washout.

3.3 Risultati task motorio 2: Trapezio Superiore – Tricipite Brachiale

In questa sezione vengono analizzati i risultati relativi al secondo task motorio; nel dettaglio, si procede con l'analisi di un singolo soggetto per poi proseguire con l'analisi di popolazione su 15 soggetti.

3.3.1 Analisi singolo soggetto

Al fine di fornire un quadro esaustivo dell'efficacia del protocollo, è stato selezionato un singolo soggetto rappresentativo, il cui comportamento motorio risulta coerente con le strategie adottate dall'intera popolazione.

Soggetto 1

Dinamiche di Attivazione Muscolare (EMG)

Nel primo giorno (*Figura 3.25*), il soggetto esegue il compito motorio affrontando l'introduzione della resistenza fisica (la banda elastica) esclusivamente durante la fase di Adaptation. I risultati emersi nelle fasi principali dell'esperimento sono i seguenti:

- Baseline (assenza di resistenza): il muscolo trapezio mostra un progressivo aumento dell'attività elettromiografica (EMG). Al contrario, il tricipite presenta un profilo di attivazione più piatto e costante.
- Adaptation (introduzione della banda elastica): il tricipite (muscolo agonista del movimento di estensione) mostra un incremento immediato e marcato dell'attività EMG, che si mantiene elevato per l'intera fase. Anche il trapezio evidenzia un aumento del reclutamento rispetto alla Baseline, sebbene caratterizzato da una maggiore variabilità inter-trial (trial-by-trial).
- Washout (Rimozione della banda elastica): l'attività EMG del tricipite decade rapidamente, ritornando ai livelli registrati durante la Baseline. Diversamente, l'attività del trapezio non ritorna ai valori di base, ma mostra un marcato aumento, nonostante l'assenza del carico elastico.

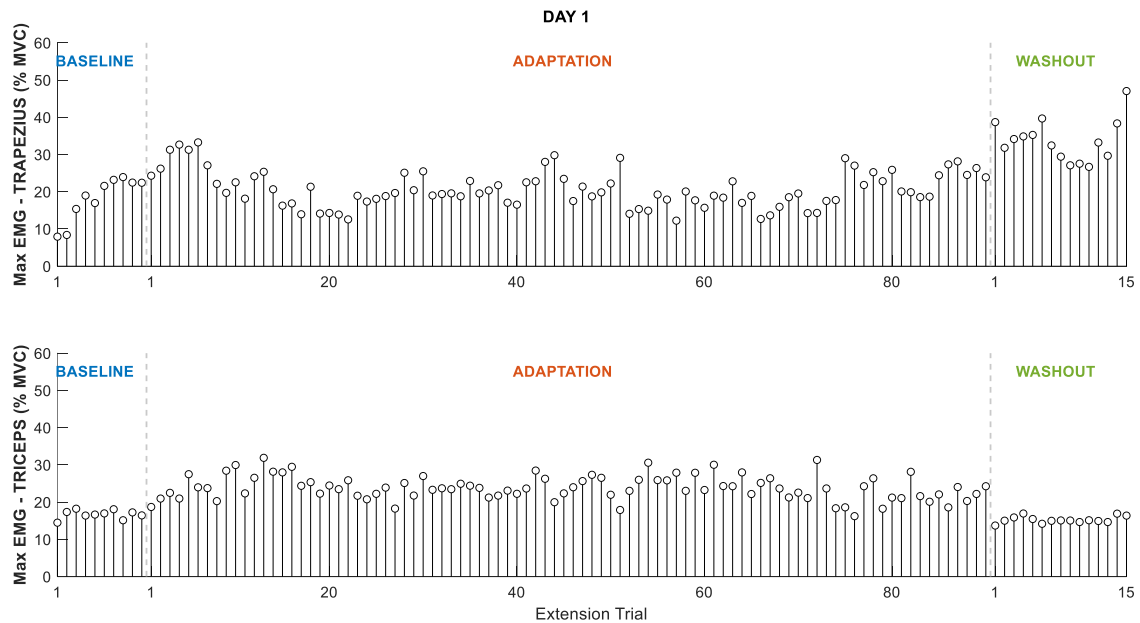


Figura 3.25: Andamento del picco massimo di attivazione muscolare (espresso in percentuale della Massima Contrazione Volontaria, % MVC) durante la prima giornata di acquisizione (DAY 1). Il grafico superiore mostra i valori registrati per il muscolo Trapezio, mentre quello inferiore per il muscolo Tricipite. L'asse delle ascisse rappresenta i trial di estensione consecutivi. Le linee verticali tratteggiate delimitano le tre fasi del protocollo sperimentale: Baseline, Adaptation e Washout. Ogni punto indica il picco massimo di ampiezza del segnale sEMG per una singola estensione.

Nel secondo giorno (*Figura 3.26*), con l'applicazione costante della banda elastica in tutte le fasi e l'introduzione della perturbazione esclusivamente in Adaptation, si osservano i seguenti risultati:

- Baseline (presenza della sola banda elastica): entrambi i muscoli presentano livelli di attivazione relativamente elevati.
- Adaptation (introduzione della perturbazione): in concomitanza con l'introduzione della perturbazione, si registra un incremento dell'attività elettromiografica (EMG) in entrambi i distretti muscolari, ma maggiore nel trapezio (muscolo target del task motorio 2). Tuttavia, con il procedere dei trial, si osserva una progressiva riduzione del reclutamento del trapezio, che si stabilizza su valori inferiori; tale andamento suggerisce una marcata inibizione del muscolo in risposta alla perturbazione. Parallelamente, anche il tricipite mostra una marcata riduzione dell'attività rispetto alla Baseline. Nel complesso, questo comportamento indica l'adozione di una strategia motoria orientata a un rilassamento muscolare generale per far fronte al disturbo.
- Washout (rimozione della perturbazione): entrambi i muscoli mantengono livelli di attivazione ridotti, pressoché sovrapponibili a quelli registrati negli ultimi trial della fase di Adaptation e significativamente inferiori rispetto ai valori di Baseline.

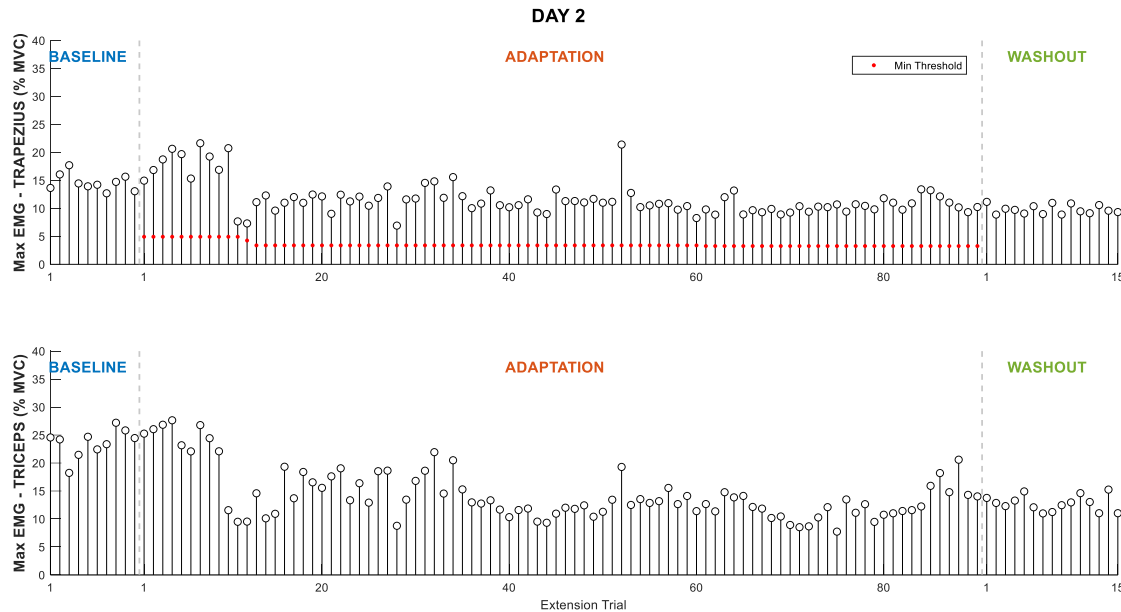


Figura 3.26: Andamento del picco massimo di attivazione muscolare (espresso in % MVC) durante la seconda giornata di acquisizione (DAY 2). Il pannello superiore illustra i valori registrati per il muscolo Trapezio, dove è evidenziata in rosso la soglia minima di attivazione della perturbazione in Adaptation.

L'evoluzione temporale del segnale elettromiografico trova un riscontro quantitativo nell'analisi illustrata tramite boxplot nelle 5 sotto-fasi dell'esperimento.

Il fenomeno più evidente che trova conferma nelle due analisi è il comportamento dei muscoli all'inizio della fase di Washout (eW), ovvero all'improvvisa rimozione della perturbazione cinematica.

Nel Day 1 il grafico temporale continuo in *Figura 3.25* mostrava un incremento marcato dei picchi di attivazione del Trapezio non appena cessava la perturbazione, con valori che oscillavano stabilmente sopra il 30% dell'MVC. Questa evidenza è confermata matematicamente nel relativo boxplot mostrato in *Figura 3.27*, dove la sotto-fase eW registra per il trapezio il valore mediano più alto dell'intera giornata (32.1% MVC).

Al contrario, il Tricipite mostrava in eW un ritorno a valori prossimi a quelli registrati in Baseline, andamento che si riflette nel boxplot con una riduzione della mediana a 15.0% MVC e una dispersione minima della scatola, indice di un'attivazione costantemente bassa e priva di variabilità.

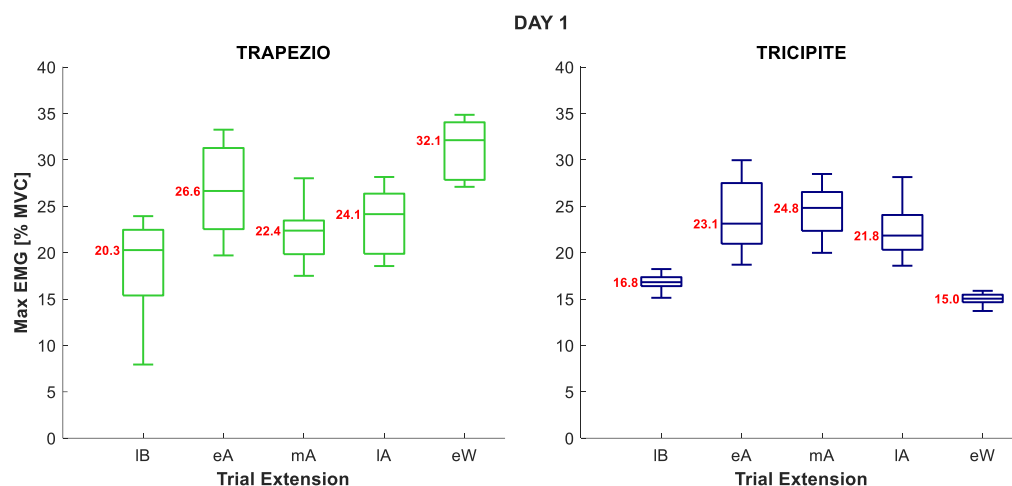


Figura 3.27: Confronto dell'attivazione muscolare massima (espressa in % MVC) durante i movimenti di estensione nel Day1. I boxplot illustrano la distribuzione e le mediane (valori in rosso) per i muscoli Trapezio (verde) e Tricipite (blu) suddivise in cinque sotto-fasi del protocollo da 10 trial ciascuna: fine Baseline (IB), inizio Adaptation (eA), metà Adaptation (mA), fine Adaptation (IA) e inizio Washout (eW).

Nel Day 2, i boxplot in *Figura 3.28*, confermano una riduzione dell'attività di entrambi i distretti muscolari tra IB e eW. I valori registrati in eW si attestano su livelli minimi per entrambi i muscoli (9.8% MVC per il Trapezio e 12.7% MVC per il Tricipite), con distribuzioni estremamente schiacciate. Inoltre, nella fase di early Adaptation si osservano valori alti di picco (19.0% MVC per il Trapezio e 24.8% MVC per il Tricipite), giustificati dalla presenza della perturbazione.

Tuttavia, già a partire dalla sotto-fase successiva (mA), entrambi i muscoli si posizionano su livelli significativamente inferiori (le mediane scendono a 11.2% MVC per il Trapezio e 11.4% MVC per il Tricipite), mantenendosi quasi stabili fino alla fine della fase (IA).

Al contrario, nel Day 1 i boxplot mostravano valori mediani costantemente elevati e sovrapponibili tra eA, mA e IA (oscillanti tra il 22% e il 26% MVC per il Trapezio e tra il 22% e il 25% MVC per il Tricipite).

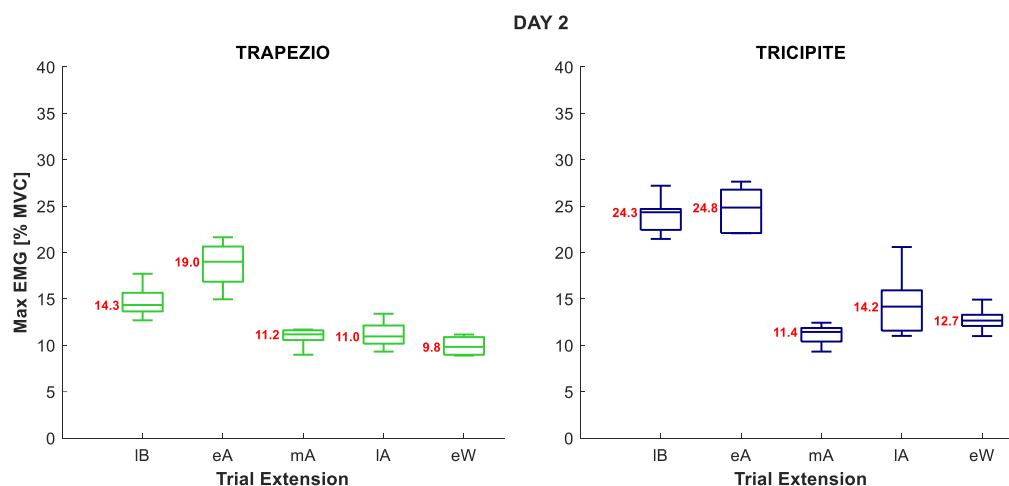


Figura 3.28: Confronto dell'attivazione muscolare massima (espressa in % MVC) durante i movimenti di estensione nel Day2. I boxplot illustrano la distribuzione e le mediane (valori in rosso) per i muscoli Trapezio (verde) e Tricipite (blu) suddivise in cinque sotto-fasi del protocollo

Analisi Cinematica: numero di distacchi

L'analisi del numero di distacchi del cursore dall'oggetto celeste durante i trial di estensione è finalizzata alla valutazione cinematica della performance. Si ricorda che il biofeedback nella fase di Adaptation del Day 2 è definito da una variazione dimensionale dell'oggetto celeste, con conseguente distacco del cursore al superamento della soglia stabilita.

In questo contesto, il numero di distacchi funge da indicatore diretto della performance del soggetto ed è correlato all'attivazione muscolare del trapezio (maggiore è il numero di distacchi, maggiore è il reclutamento del muscolo).

Per valutare l'evoluzione dei compensi a carico del muscolo trapezio — quantificati tramite il numero di distacchi del cursore — il protocollo sperimentale è stato suddiviso in cinque sotto-fasi di interesse (late Baseline [LB], early Adaptation [eA], mid Adaptation [mA], late Adaptation [LA], early Washout [eW]). I risultati relativi ai movimenti di estensione sono rappresentati graficamente tramite diagrammi a scatola e baffi (*Boxplot*).

Questa scelta grafica permette di visualizzare in modo robusto l'intera distribuzione dei dati:

- La linea orizzontale all'interno di ciascuna scatola indica la mediana (50° percentile), che rappresenta la tendenza centrale del numero di distacchi
- I limiti inferiore e superiore della scatola (box) definiscono il range interquartile (IQR), che racchiude il 50% centrale delle osservazioni (dal 25° al 75° percentile).
- I segmenti verticali (*whiskers* o baffi) si estendono fino ai valori minimi e massimi misurati, fornendo una misura visiva della dispersione dei dati in ciascuna sotto-fase.

Come si evince dalla *Figura 3.29*, durante la fase di *late Baseline* (LB) e *early Washout* (eW) il numero di distacchi è nullo per l'assenza della perturbazione.

L'introduzione della perturbazione in *early Adaptation* (eA) causa invece un brusco incremento sia nella mediana che nella variabilità inter-trial.

Nelle sotto-fasi successive (*mA* e *LA*), si osserva una progressiva riduzione della mediana e un restringimento del range interquartile, indici di un adattamento motorio e di una progressiva stabilizzazione della performance del soggetto.

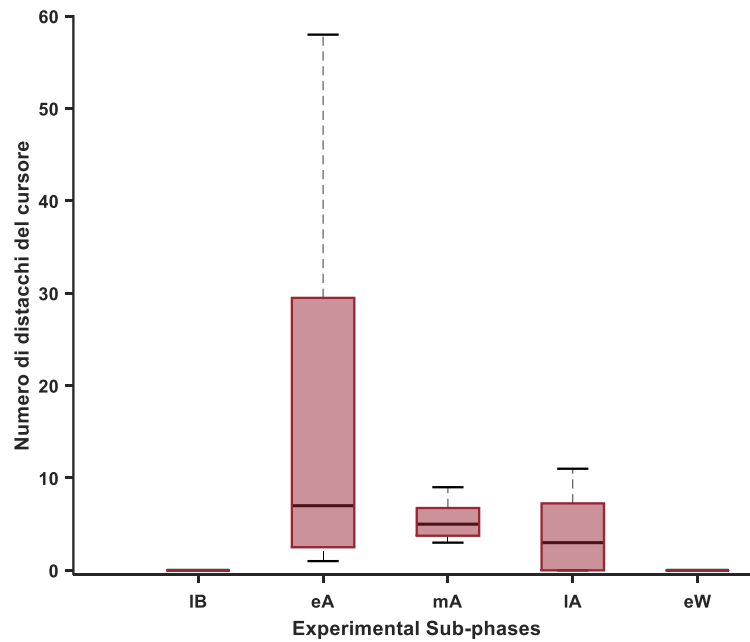


Figura 3.29: Analisi dei distacchi del cursore per il singolo soggetto nelle cinque sotto-fasi sperimentali (late Baseline [IB], early Adaptation [eA], mid Adaptation [mA], late Adaptation [IA], early Washout [eW]). Il grafico a Boxplot illustra la distribuzione del numero di distacchi per ciascuna finestra di analisi di 10 trial. La linea orizzontale interna al box rappresenta la mediana, mentre il box indica l'intervallo interquartile (IQR). I segmenti verticali (whiskers) rappresentano la dispersione dei dati entro l'intervallo di confidenza standard. Si osservi l'incremento del numero di distacchi e della variabilità osservato in fase di early Adaptation, seguito da una progressiva stabilizzazione nelle fasi successive, a testimonianza dell'avvenuto processo di adattamento motorio.

Dinamica temporale dell'adattamento motorio

Per comprendere a fondo la dinamica temporale dell'adattamento motorio è utile esaminare l'andamento del tempo di completamento dei trial del Day 2 (Figura 3.30).

La verifica della normalità tramite il test di Lilliefors ha evidenziato una distribuzione Gaussiana dei tempi di completamento in tutte le fasi analizzate. Nonostante tale evidenza permetta l'impiego di statistiche parametriche, si è scelto di mantenere una rappresentazione tramite *Boxplot* per garantire uniformità metodologica con il resto dell'analisi cinematica. Tale scelta permette inoltre di evidenziare visivamente la presenza di trial anomali (*outlier* temporali), che rappresentano momenti di incertezza motoria o errore del soggetto, informazioni che verrebbero occultate dall'uso della sola media aritmetica

Il grafico evidenzia in modo chiaro la transizione tra le diverse fasi del protocollo sperimentale:

- Nelle fasi di *late Baseline* (IB) e *early Washout* (eW), il tempo di completamento si mantiene costante e su valori minimi, definendo lo stato di stabilità del soggetto.

- L'introduzione della perturbazione in *early Adaptation* (eA) comporta un netto incremento dei tempi di esecuzione, accompagnato da un'elevata variabilità inter-trial, indice di una fase di incertezza motoria e di apprendimento attivo.
- Nelle fasi centrali (*mid Adaptation*) e finali (*late Adaptation*) dell'adattamento, si osserva un *trend* decrescente sia nella mediana che nella dispersione dei tempi di completamento. Tale riduzione dei valori indica che il soggetto sta raffinando la propria strategia motoria, riducendo progressivamente i tempi necessari per portare a termine il compito, segno di un processo di adattamento motorio efficace e in via di consolidamento.

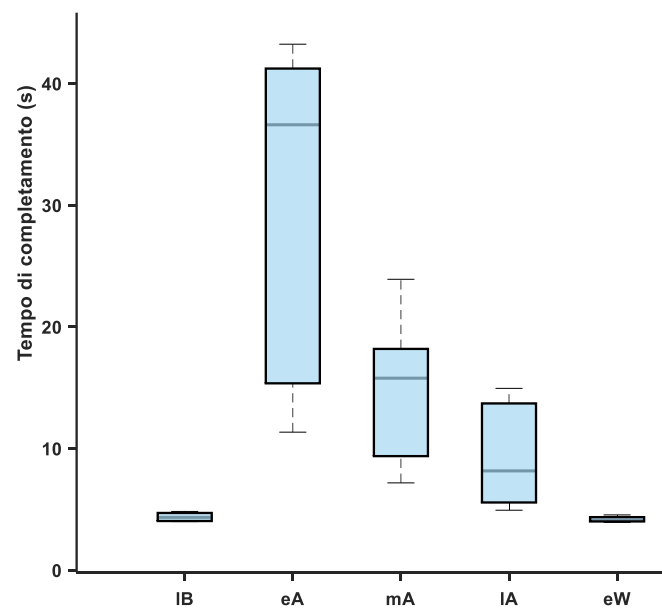


Figura 3.30: Analisi del tempo di completamento del movimento nelle cinque sotto-fasi del protocollo. Il grafico riporta la distribuzione dei tempi di esecuzione per ogni sotto-fase: la linea orizzontale centrale indica la mediana, mentre il box rappresenta l'intervallo interquartile (IQR), racchiudendo il 50% centrale delle osservazioni. I segmenti verticali indicano il range di variabilità dei trial per il soggetto analizzato. Si noti il progressivo decremento dei tempi di completamento a partire dalla fase di *early Adaptation* verso la fase di *late Adaptation*.

3.3.2 Analisi di Popolazione Task motorio 2

La seguente sezione presenta l'analisi statistica di popolazione relativa alle dinamiche di attivazione muscolare di 15 soggetti naïf di età compresa tra i 21 e i 25 anni.

Dinamica di attivazione muscolare

Per valutare le variazioni nell'attivazione muscolare massima del Trapezio e del Tricipite Brachiale durante le diverse fasi del protocollo, è stato applicato il test non parametrico di Wilcoxon esattamente come è stato fatto per il task motorio 1.

L'analisi dell'attivazione muscolare, espressa in percentuale della Massima Contrazione Volontaria (% MVC), è stata condotta a livello di popolazione su un campione di 15 soggetti sani.

Per valutare l'evoluzione dell'attività sEMG attraverso le cinque sotto-fasi sperimentali (IB, eA, mA, IA, eW), è stato calcolato il valore medio di attivazione di ciascun soggetto all'interno della specifica finestra temporale di interesse. Questa aggregazione intra-soggetto ha permesso di estrarre un singolo valore rappresentativo per fase per ogni partecipante.

Data la natura della metrica, anche in questo caso, per confrontare statisticamente le diverse sotto-fasi all'interno della stessa giornata (es. Baseline vs Early Adaptation) è stato impiegato il test non parametrico di Wilcoxon per dati appaiati (*Wilcoxon signed-rank test*).

In *Figura 3.31* sono riportati i risultati di tale confronto per le due giornate di test (Day 1 e Day 2).

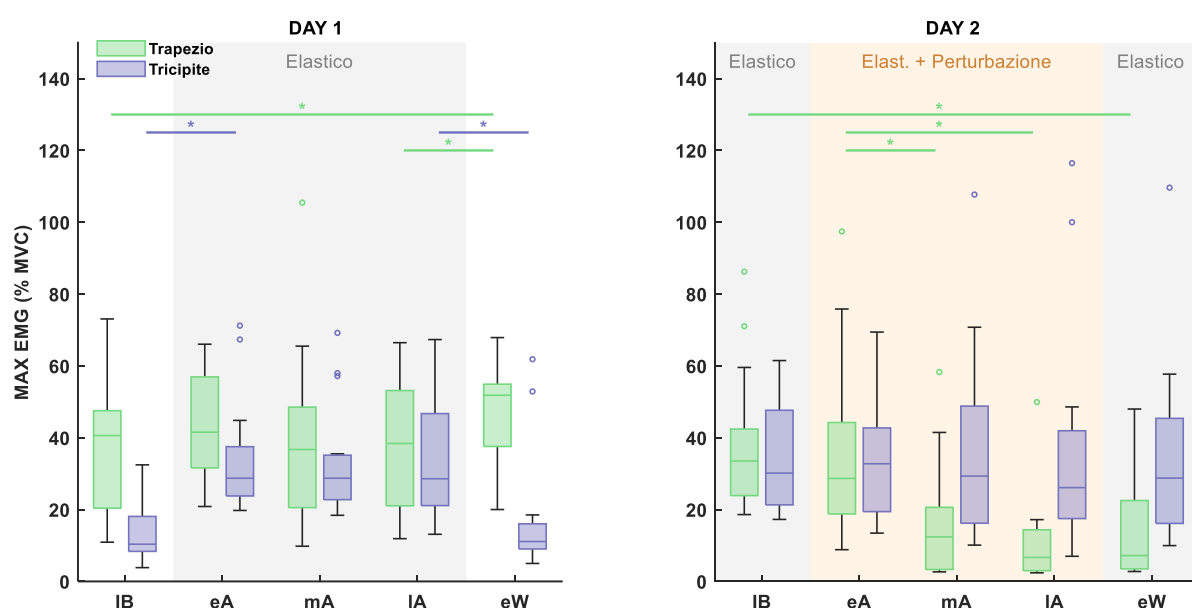


Figura 3.31: Confronto dell'attivazione muscolare massima (Max EMG) di 15 soggetti per il muscolo Trapezio (verde) e Tricipite (blu) nel Day 1 (sinistra) e Day 2 (destra). I boxplot illustrano la distribuzione dei valori massimi estratti da blocchi di 10 trial per le fasi di interesse: fine Baseline (IB), inizio (eA), metà (mA) e fine (IA) Adattamento, e inizio Washout (eW). Le linee orizzontali (*) indicano una differenza statisticamente significativa ($p < 0.05$) tra le sotto-fasi confrontate, valutata tramite il test non parametrico di Wilcoxon.

Nel Day 1, durante la fase di Baseline (IB), eseguita in totale assenza di carichi entrambi i muscoli mostrano livelli di attivazione ridotti. Al fine di correggere l'errore statistico dovuto ai confronti multipli interni alla sessione (6 test per giornata), è stata applicata la correzione di Bonferroni impostando una soglia di significatività più restrittiva pari a $p < 0.0083$. In base a questo criterio, l'aumento di attività tra IB ed eA risulta statisticamente significativo solo per il tricipite ($p = 0.0001$). Nelle successive fasi di transizione dell'adattamento non si registrano ulteriori scostamenti, evidenziando una stabilizzazione del tricipite a fronte di un comportamento visivamente più instabile del trapezio.

La rimozione del carico nella fase di Early Washout (eW) determina una netta divergenza tra i due muscoli. Il tricipite mostra una riduzione immediata e significativa rispetto alla fase di 1A ($p = 0.0001$), tornando a livelli del tutto confrontabili con la baseline (confronto 1B vs eW non significativo). Al contrario, il trapezio manifesta un marcato effetto inverso incrementando significativamente la propria attivazione sia rispetto all'ultimo blocco di adattamento ($p = 0.0054$) sia rispetto alla stessa baseline ($p = 0.0034$).

Nel Day 2, l'introduzione della resistenza elastica permanente e della perturbazione in Adaptation modifica radicalmente le dinamiche intra-day. Il passaggio tra la nuova baseline con elastico e l'inizio della perturbazione (1B vs eA) non mostra variazioni significative per entrambi i muscoli ($p > 0.45$). Tuttavia, nel corso della fase di adattamento emerge una progressiva riduzione dell'attività sEMG del trapezio: il decremento risulta altamente significativo sia nel passaggio tra eA e mA ($p = 0.0006$) sia tra eA e 1A ($p = 0.0001$). Tale andamento dimostra una ricalibrazione del controllo motorio, in cui il soggetto impara a contrastare la perturbazione ottimizzando e riducendo lo sforzo a carico di questo muscolo. Il tricipite mostra una tendenza analoga ma non sufficientemente robusta da risultare significativa. Infine, in eW, la rimozione della perturbazione induce un'ulteriore inibizione del trapezio, che si riduce significativamente al di sotto della propria baseline (1B vs eW, $p = 0.0001$), mentre il tricipite mantiene un livello di attivazione stabile.

Per valutare l'effetto del condizionamento continuo tra le due sessioni, è stata eseguita un'analisi *inter-day* accoppiando le medesime fasi delle due giornate. Per questo blocco di indagine, basato su 5 confronti paralleli, l'applicazione della correzione di Bonferroni ha fissato la soglia di significatività a $p < 0.0100$.

L'analisi evidenzia che nella fase di Baseline (1B), il tricipite presenta un'attivazione di partenza nel Day 2 significativamente più elevata rispetto al Day 1 ($p = 0.0002$), confermando l'effetto del carico imposto dall'elastico fin dal primo minuto. Durante l'adattamento centrale, il trapezio registra una significativa riduzione nel Day 2 rispetto al Day 1, sia in mA ($p = 0.0009$) che in 1A ($p = 0.0001$), validando statisticamente il processo di apprendimento motorio. Anche nella fase di Early Washout (eW), il trapezio mostra una riduzione significativa tra le due giornate ($p = 0.0001$).

Per mappare infine l'evoluzione assoluta dei pattern motori rispetto alla condizione fisiologica priva di carichi, è stato eseguito un confronto incrociato valutando la baseline del primo giorno (1B Day 1) contro tutte le fasi del secondo giorno. I risultati rivelano che il trapezio nelle prime sotto-fasi del Day 2, si mantiene su livelli quantitativamente identici alla baseline del Day 1. Tuttavia, a partire dalla Mid Adaptation ($p = 0.0009$), in Late Adaptation ($p = 0.0001$) e nel Washout finale ($p = 0.0002$), l'attività del trapezio scende e si discosta in modo altamente significativo dalla 1B del Day 1.

Analisi Cinematica

Per valutare l'andamento dell'apprendimento motorio è stata condotta un'analisi cinematica di popolazione su un campione di 15 soggetti sani. L'analisi si è concentrata esclusivamente sulla fase di estensione (movimenti "E") per un totale di 115 trial (10 di *Baseline*, 90 di *Adaptation* e 15 di *Washout*). Per quantificare l'evoluzione temporale della performance, la variabile dipendente esaminata è stata il numero di distacchi del cursore, parametro indicativo dell'errore nell'esecuzione del task. Il processo di analisi ha previsto due passaggi metodologici fondamentali. Inizialmente, per ogni singolo soggetto, è stata calcolata la mediana del numero di distacchi all'interno di ciascuna finestra di dieci trial, al fine di ottenere una stima robusta della performance. Successivamente, le mediane così ottenute sono state aggregate a livello di popolazione. La distribuzione dei risultati è illustrata in *Figura 3.32* tramite diagrammi *Boxplot*. Tale rappresentazione permette di osservare non solo la tendenza centrale della popolazione, ma anche la variabilità inter-soggetto e l'eventuale presenza di *outlier*.

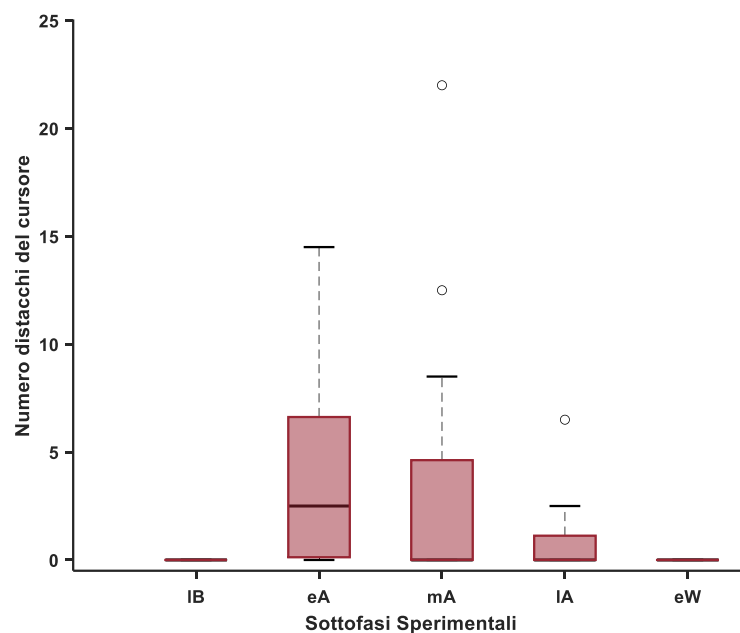


Figura 3.32: Distribuzione delle mediane soggettive del numero di distacchi del cursore nelle cinque sotto-fasi sperimentali. Per ogni soggetto, è stata calcolata la mediana dei distacchi all'interno di ciascuna finestra di 10 trial. Il grafico riporta la distribuzione di tali valori mediana all'interno della popolazione. La linea centrale indica la mediana della popolazione, mentre il box rappresenta l'intervallo interquartile (IQR). I punti isolati rappresentano i soggetti che presentano una compensazione anomala rispetto alla mediana del gruppo

L'andamento del grafico descrive in modo chiaro la tipica dinamica dell'adattamento motorio. Il numero di distacchi risulta uguale a zero nelle fasi di *late Baseline* (IB) e *early Washout* (eW), confermando l'assenza di perturbazioni. L'introduzione della perturbazione in *early Adaptation* (eA)

determina un incremento del numero di distacchi, evidenziato da un innalzamento della mediana della popolazione e da un'elevata dispersione dei dati, segno di una variabilità soggettiva marcata nella risposta motoria iniziale. Nelle fasi successive (*mid Adaptation* e *late Adaptation*), si osserva una progressiva contrazione della scatola (*box*) e della mediana, indicativa di un efficace processo di adattamento motorio e di una riduzione dell'attività del trapezio superiore.

Dinamica temporale dell'adattamento motorio

L'analisi aggregata condotta sull'intera popolazione sperimentale (*Figura 3.33*) conferma l'esistenza di un processo di adattamento motorio in risposta alla perturbazione introdotta in Adaptation. I dati, rappresentati mediante Boxplot, illustrano l'evoluzione dei tempi di completamento attraverso le cinque sotto-fasi del protocollo per l'intera popolazione di 15 soggetti.

I risultati mostrano un comportamento coerente tra i soggetti:

- Fasi di stabilità (IB e eW): durante la late Baseline e l'inizio del Washout, i tempi di completamento risultano minimi e stabili, indicando che in assenza di perturbazione il soggetto esegue il compito con un automatismo consolidato.
- Fase di perturbazione (eA): l'introduzione della perturbazione in early Adaptation provoca un incremento marcato della mediana dei tempi di completamento. Parallelamente, si osserva una notevole estensione della scatola (*box*) che riflette un'ampia variabilità inter-soggetto nella gestione iniziale della sfida motoria.
- Consolidamento (mA e IA): nelle fasi successive, il trend decrescente sia della mediana che dell'intervallo interquartile evidenzia un efficace processo di apprendimento. Il progressivo restringimento della dispersione dei dati suggerisce che, con la ripetizione del compito, la popolazione converge verso una strategia motoria più efficiente e condivisa.

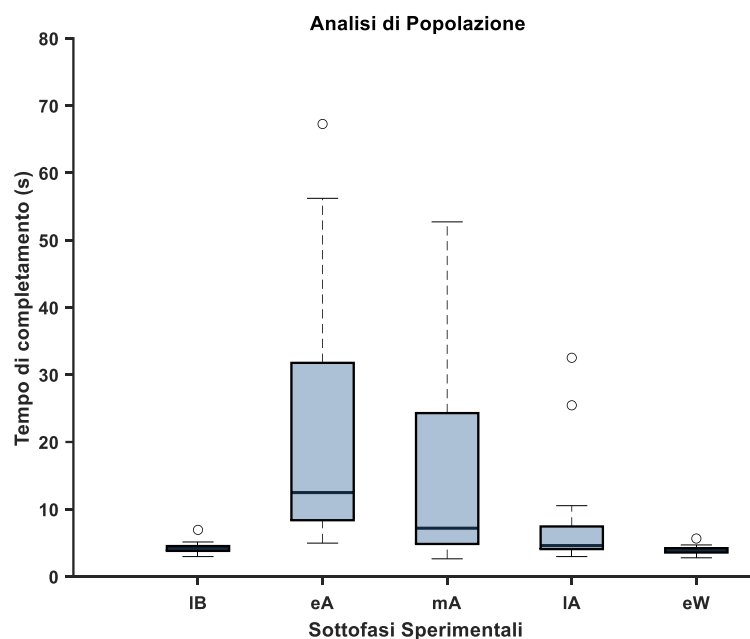


Figura 3.33: Analisi del tempo di completamento di popolazione. Il grafico illustra la distribuzione delle mediane soggettive rilevate nelle cinque sotto-fasi sperimentali (IB, eA, mA, IA, eW). La linea centrale di ogni box indica la mediana della popolazione, mentre il box definisce l'intervallo interquartile (IQR).

CAPITOLO 4. Conclusioni

Il presente lavoro di tesi ha avuto come obiettivo principale la validazione di due protocolli di apprendimento motorio in presenza di biofeedback basato su segnali elettromiografici (sEMG) per l'arto superiore. Per raggiungere tale scopo, è stato progettato e sviluppato un apparato sperimentale integrato che combina l'utilizzo della tavoletta digitalizzatrice CalComp per il tracciamento dei movimenti di flessione-estensione condotti sul piano orizzontale, un ambiente virtuale sviluppato in Unity per la restituzione del feedback visivo in tempo reale e il sistema wireless Due+ Lite per l'acquisizione dei segnali elettromiografici.

Al fine di garantire la corretta esecuzione del compito motorio e personalizzare il carico di lavoro, la sperimentazione è stata preceduta da una fase di studio preliminare che ha previsto la caratterizzazione meccanica di specifiche bande elastiche e la determinazione della Soglia di Fatica Elettromiografica (EMGFT) individuale, parametro fondamentale per assegnare a ciascun soggetto partecipante una resistenza adeguata a stimolare un maggiore reclutamento muscolare senza indurre fatica.

La validazione dell'apprendimento motorio è stata condotta attraverso due distinti task sperimentali, entrambi basati sull'esecuzione di movimenti ciclici di flessione-estensione del gomito all'interno di un canale virtuale. Il primo protocollo (Task 1) si è focalizzato sull'acquisizione del segnale EMG di tricipite e bicipite brachiale, introducendo uno spostamento radiale del cursore come biofeedback. Il secondo protocollo (Task 2) ha esteso l'indagine al muscolo trapezio superiore, in tal caso il biofeedback era determinato dalla variazione dimensionale e il distacco del cursore da un oggetto celeste virtuale legato al livello di attivazione muscolare. Entrambi i protocolli si sono articolati su due giornate (Day 1 e Day 2), strutturate nelle fasi di Baseline, Adaptation (fase in cui è stato introdotto il carico meccanico nel Day 1 e la perturbazione visuomotoria nel Day2) e Washout.

Per valutare la risposta del sistema nervoso a tali perturbazioni, i dati sono stati sottoposti a una rigorosa pipeline di analisi e depurati da artefatti tramite tagli spaziali e finestre temporali. L'evoluzione del controllo motorio è stata indagata quantificando l'attivazione muscolare massima (espressa come %MVC) e gli errori cinematici (errore radiale, numero di distacchi e tempo di completamento dei trial). Questa valutazione è stata condotta con un approccio multilivello: partendo dall'esplorazione trial-by-trial delle strategie del singolo soggetto, fino a giungere a una validazione statistica non parametrica sull'intera popolazione (15 soggetti per ogni task), analizzata raggruppando i dati in sotto-fasi omogenee da 10 trial ciascuna (LB, eA, mA, lA, eW).

L'analisi congiunta dei due task motori ha permesso di evidenziare in modo chiaro l'evoluzione delle strategie di controllo motorio. I risultati emersi dalla prima giornata di test (Day 1) in entrambi i task motori hanno dimostrato che l'esposizione alla sola resistenza meccanica (la banda elastica) innesca

una risposta fisiologica prevedibile: un reclutamento marcato del muscolo agonista in estensione (il tricipite brachiale).

Al contrario, l'attività dei muscoli antagonista e stabilizzatore (bicipite e trapezio, rispettivamente) si è mantenuta su livelli inferiori o pressoché piatti, dimostrando che il solo carico meccanico non richiede una iper-attivazione. Questa risposta si è rivelata un adattamento puramente transitorio: la rimozione del carico elastico ha infatti riportato immediatamente l'attivazione muscolare del tricipite ai livelli basali di riposo.

Al contrario, la seconda giornata di test (Day 2) ha confermato l'efficacia del biofeedback visuomotorio nell'innescare un reale processo di apprendimento motorio. A fronte di una perturbazione inaspettata che penalizzava le attivazioni eccessive dei muscoli target (tricipite brachiale nel protocollo 1 e trapezio superiore nel protocollo 2), i soggetti hanno inizialmente manifestato una perdita di accuratezza spaziale associata a uno sforzo muscolare eccessivo. Tuttavia, trial dopo trial, i soggetti hanno imparato a minimizzare l'errore cinematico riducendo progressivamente l'attività muscolare.

La prova inequivocabile dell'avvenuto apprendimento è emersa nella fase conclusiva di Washout: rimuovendo la perturbazione visiva l'attivazione muscolare (in particolare di tricipite nel Task 1 e trapezio nel Task 2) non è tornata ai valori fisiologici iniziali, ma si è mantenuta su livelli significativamente inferiori. Questa marcata ritenzione motoria dimostra che i soggetti hanno interiorizzato e mantenuto attivo il pattern muscolare ottimizzato anche in assenza di feedback visivo. L'analisi cinematica di entrambi i protocolli ha inoltre dimostrato che la progressiva diminuzione dell'attività elettromiografica viaggia in parallelo con la riduzione degli errori spaziali (come l'errore radiale nel Task 1 e il numero di distacchi del cursore nel Task 2).

In sintesi, lo studio dimostra che l'esposizione ripetuta a perturbazioni prevedibili guida il sistema motorio verso una rapida minimizzazione degli errori cinematici accoppiata a una massimizzazione dell'efficienza muscolare.

Nonostante i risultati promettenti, il presente studio presenta alcune limitazioni che offrono spunti per futuri sviluppi della ricerca. In primo luogo, l'attuale analisi di popolazione è stata condotta su un campione di soggetti sani. Sebbene ciò abbia permesso di validare l'affidabilità del setup sperimentale, il reale banco di prova sarà l'applicazione in ambito clinico. Lo sviluppo futuro consiste nel testare questi protocolli su pazienti affetti da disordini neurologici (ad esempio, pazienti post-ictus), al fine di verificare se le dinamiche di ottimizzazione motoria osservate in questo studio possano tradursi in un effettivo recupero funzionale all'interno di un percorso riabilitativo.

In secondo luogo, la valutazione della ritenzione motoria e dell'apprendimento è stata misurata a breve termine (nella fase di Washout). Indagini future dovrebbero prevedere l'integrazione di sessioni di follow-up a medio e lungo termine (ad esempio a distanza di giorni o settimane). Questo

permetterebbe di verificare se l'allenamento con il biofeedback porta a un apprendimento motorio stabile e duraturo nel tempo.

Inoltre, un ulteriore e importante sviluppo metodologico riguarderà l'espansione del monitoraggio elettromiografico a distretti muscolari prossimali, come il muscolo deltoide. L'inclusione del deltoide permetterebbe di identificare e quantificare l'insorgenza di eventuali compensi motori a carico della spalla e del tronco, garantendo che l'ottimizzazione dell'efficienza registrata nei muscoli target derivi da un reale apprendimento motorio e non dall'utilizzo di strategie biomeccaniche compensatorie.

Infine, a coronamento di questi sviluppi metodologici e clinici, emerge la forte valenza di questo paradigma per la tele-riabilitazione domiciliare. L'integrazione di sensori wireless e di un ambiente virtuale interattivo lo rende, infatti, uno strumento ideale per erogare trattamenti a distanza. Questo approccio consentirebbe ai pazienti post-ictus e a soggetti affetti da altre patologie neuromotorie di svolgere un training motorio intensivo, autonomo e personalizzato direttamente al proprio domicilio. Un simile scenario permetterebbe di abbattere le barriere logistiche, garantendo il monitoraggio da remoto da parte del clinico e assicurando quella continuità terapeutica essenziale per massimizzare il recupero funzionale.

Bibliografia

- [1] D. W. Franklin e D. M. Wolpert, «Computational Mechanisms of Sensorimotor Control», *Neuron*, vol. 72, fasc. 3, pp. 425–442, nov. 2011, doi: 10.1016/j.neuron.2011.10.006.
- [2] S. H. Scott, «Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control», *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 5, fasc. 7, pp. 532–545, lug. 2004, doi: 10.1038/nrn1427.
- [3] J. W. Krakauer, «Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation», *Curr. Opin. Neurol.*, vol. 19, fasc. 1, pp. 84–90, feb. 2006, doi: 10.1097/01.wco.0000200544.29915.cc.
- [4] D. M. Wolpert e J. R. Flanagan, «Motor prediction», *Curr. Biol.*, vol. 11, fasc. 18, pp. R729–R732, set. 2001, doi: 10.1016/S0960-9822(01)00432-8.
- [5] S. H. Scott, «A Functional Taxonomy of Bottom-Up Sensory Feedback Processing for Motor Actions», *Trends Neurosci.*, vol. 39, fasc. 8, pp. 512–526, ago. 2016, doi: 10.1016/j.tins.2016.06.001.
- [6] M. Desmurget e S. Grafton, «feedback control for fast reaching movements», *Trends Cogn. Sci.*, vol. 4, fasc. 11, 2000.
- [7] E. Todorov e M. I. Jordan, «Optimal feedback control as a theory of motor coordination», *Nat. Neurosci.*, vol. 5, fasc. 11, pp. 1226–1235, nov. 2002, doi: 10.1038/nn963.
- [8] D. M. Wolpert, R. C. Miall, e M. Kawato, «Internal models in the cerebellum», *Trends Cogn. Sci.*, vol. 2, fasc. 9, pp. 338–347, set. 1998, doi: 10.1016/S1364-6613(98)01221-2.
- [9] M. Kawato, «Internal models for motor control and trajectory planning», *Curr. Opin. Neurobiol.*, vol. 9, fasc. 6, pp. 718–727, dic. 1999, doi: 10.1016/S0959-4388(99)00028-8.
- [10] R. Shadmehr e F. Mussa-Ivaldi, «Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task», *J. Neurosci.*, vol. 14, fasc. 5, pp. 3208–3224, mag. 1994, doi: 10.1523/JNEUROSCI.14-05-03208.1994.
- [11] J. Duchateau e R. M. Enoka, «Human motor unit recordings: Origins and insight into the integrated motor system», *Brain Res.*, vol. 1409, pp. 42–61, ago. 2011, doi: 10.1016/j.brainres.2011.06.011.
- [12] D. M. Wolpert, Z. Ghahramani, e M. I. Jordan, «An Internal Model for Sensorimotor Integration», *Science*, vol. 269, fasc. 5232, pp. 1880–1882, set. 1995, doi: 10.1126/science.7569931.
- [13] N. Hogan, «Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles», *IEEE Trans. Autom. Control*, vol. 29, fasc. 8, pp. 681–690, ago. 1984, doi: 10.1109/TAC.1984.1103644.
- [14] T. Flash e N. Hogan, «The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model», *J. Neurosci.*, vol. 5, fasc. 7, pp. 1688–1703, lug. 1985, doi: 10.1523/JNEUROSCI.05-07-01688.1985.

- [15] P. G. Morasso e V. Sanguineti, «Ankle Muscle Stiffness Alone Cannot Stabilize Balance During Quiet Standing», *J. Neurophysiol.*, vol. 88, fasc. 4, pp. 2157–2162, ott. 2002, doi: 10.1152/jn.2002.88.4.2157.
- [16] L. P. J. Selen, D. W. Franklin, e D. M. Wolpert, «Impedance Control Reduces Instability That Arises from Motor Noise», *J. Neurosci.*, vol. 29, fasc. 40, pp. 12606–12616, ott. 2009, doi: 10.1523/JNEUROSCI.2826-09.2009.
- [17] D. W. Franklin, E. Burdet, R. Osu, M. Kawato, e T. E. Milner, «Functional significance of stiffness in adaptation of multijoint arm movements to stable and unstable dynamics», *Exp. Brain Res.*, vol. 151, fasc. 2, pp. 145–157, lug. 2003, doi: 10.1007/s00221-003-1443-3.
- [18] D. W. Franklin, G. Liaw, T. E. Milner, R. Osu, E. Burdet, e M. Kawato, «Endpoint Stiffness of the Arm Is Directionally Tuned to Instability in the Environment», *J. Neurosci.*, vol. 27, fasc. 29, pp. 7705–7716, lug. 2007, doi: 10.1523/JNEUROSCI.0968-07.2007.
- [19] E. Burdet, R. Osu, D. W. Franklin, T. E. Milner, e M. Kawato, «The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance», *Nature*, vol. 414, fasc. 6862, pp. 446–449, nov. 2001, doi: 10.1038/35106566.
- [20] P. L. Gribble, L. I. Mullin, N. Cothros, e A. Mattar, «Role of Cocontraction in Arm Movement Accuracy», *J. Neurophysiol.*, vol. 89, fasc. 5, pp. 2396–2405, mag. 2003, doi: 10.1152/jn.01020.2002.
- [21] E. Perreault, R. Kirsch, e P. Crago, «Effects of voluntary force generation on the elastic components of endpoint stiffness», *Exp. Brain Res.*, vol. 141, fasc. 3, pp. 312–323, dic. 2001, doi: 10.1007/s002210100880.
- [22] D. A. Winter, A. E. Patla, F. Prince, M. Ishac, e K. Gielo-Perczak, «Stiffness Control of Balance in Quiet Standing», *J. Neurophysiol.*, vol. 80, fasc. 3, pp. 1211–1221, set. 1998, doi: 10.1152/jn.1998.80.3.1211.
- [23] G. Wulf e W. Prinz, «Directing attention to movement effects enhances learning: A review», *Psychon. Bull. Rev.*, vol. 8, fasc. 4, pp. 648–660, dic. 2001, doi: 10.3758/BF03196201.
- [24] U. Proske e S. C. Gandevia, «The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force», *Physiol. Rev.*, vol. 92, fasc. 4, pp. 1651–1697, ott. 2012, doi: 10.1152/physrev.00048.2011.
- [25] A. J. Bastian, «Understanding sensorimotor adaptation and learning for rehabilitation», *Curr. Opin. Neurol.*, vol. 21, fasc. 6, pp. 628–633, dic. 2008, doi: 10.1097/WCO.0b013e328315a293.
- [26] J. A. Saunders e D. C. Knill, «Visual Feedback Control of Hand Movements», *J. Neurosci.*, vol. 24, fasc. 13, pp. 3223–3234, mar. 2004, doi: 10.1523/JNEUROSCI.4319-03.2004.
- [27] P. M. Van Vliet e G. Wulf, «Extrinsic feedback for motor learning after stroke: What is the evidence?», *Disabil. Rehabil.*, vol. 28, fasc. 13–14, pp. 831–840, gen. 2006, doi: 10.1080/09638280500534937.

- [28] L. Marchal-Crespo, L. Michels, L. Jaeger, J. López-Olóriz, e R. Riener, «Effect of Error Augmentation on Brain Activation and Motor Learning of a Complex Locomotor Task», *Front. Neurosci.*, vol. 11, p. 526, set. 2017, doi: 10.3389/fnins.2017.00526.
- [29] R. Sigrist, G. Rauter, R. Riener, e P. Wolf, «Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review», *Psychon. Bull. Rev.*, vol. 20, fasc. 1, pp. 21–53, feb. 2013, doi: 10.3758/s13423-012-0333-8.
- [30] M. A. Guadagnoli e T. D. Lee, «Challenge Point: A Framework for Conceptualizing the Effects of Various Practice Conditions in Motor Learning», *J. Mot. Behav.*, vol. 36, fasc. 2, pp. 212–224, giu. 2004, doi: 10.3200/JMBR.36.2.212-224.
- [31] R. C. Wilson, A. Shenhav, M. Straccia, e J. D. Cohen, «The Eighty Five Percent Rule for optimal learning», *Nat. Commun.*, vol. 10, fasc. 1, p. 4646, nov. 2019, doi: 10.1038/s41467-019-12552-4.
- [32] G. Wulf e C. H. Shea, «Principles derived from the study of simple skills do not generalize to complex skill learning», *Psychon. Bull. Rev.*, vol. 9, fasc. 2, pp. 185–211, giu. 2002, doi: 10.3758/BF03196276.
- [33] D. E. Sherwood, «Effect of Bandwidth Knowledge of Results on Movement Consistency», *Percept. Mot. Skills*, vol. 66, fasc. 2, pp. 535–542, apr. 1988, doi: 10.2466/pms.1988.66.2.535.
- [34] F. Lacquaniti e C. Maioli, «Adaptation to suppression of visual information during catching», *J. Neurosci.*, vol. 9, fasc. 1, pp. 149–159, gen. 1989, doi: 10.1523/JNEUROSCI.09-01-00149.1989.
- [35] M. T. G. Pain e A. Hibbs, «Sprint starts and the minimum auditory reaction time», *J. Sports Sci.*, vol. 25, fasc. 1, pp. 79–86, gen. 2007, doi: 10.1080/02640410600718004.
- [36] H. L. Pick, D. H. Warren, e J. C. Hay, «Sensory conflict in judgments of spatial direction», *Percept. Psychophys.*, vol. 6, fasc. 4, pp. 203–205, lug. 1969, doi: 10.3758/BF03207017.
- [37] O. M. Giggins, U. M. Persson, e B. Caulfield, «Biofeedback in rehabilitation».
- [38] R. Poppen, H. B. Hanson, e S.-M. Vitti Ip, «Generalization of EMG biofeedback training», *Biofeedback Self-Regul.*, vol. 13, fasc. 3, pp. 235–243, set. 1988, doi: 10.1007/BF00999172.
- [39] D. Farina, R. Merletti, e R. M. Enoka, «The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update», *J. Appl. Physiol.*, vol. 117, fasc. 11, pp. 1215–1230, dic. 2014, doi: 10.1152/japplphysiol.00162.2014.
- [40] R. Sigrist, G. Rauter, R. Riener, e P. Wolf, «Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review», *Psychon. Bull. Rev.*, vol. 20, fasc. 1, pp. 21–53, feb. 2013, doi: 10.3758/s13423-012-0333-8.
- [41] R. Osu *et al.*, «Short- and Long-Term Changes in Joint Co-Contraction Associated With Motor Learning as Revealed From Surface EMG», *J. Neurophysiol.*, vol. 88, fasc. 2, pp. 991–1004, ago. 2002, doi: 10.1152/jn.2002.88.2.991.

- [42] J. W. Krakauer, Z. M. Pine, M.-F. Ghilardi, e C. Ghez, «Learning of Visuomotor Transformations for Vectorial Planning of Reaching Trajectories», *J. Neurosci.*, vol. 20, fasc. 23, pp. 8916–8924, dic. 2000, doi: 10.1523/JNEUROSCI.20-23-08916.2000.
- [43] L. Marchal-Crespo e D. J. Reinkensmeyer, «Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury», *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 6, fasc. 1, p. 20, dic. 2009, doi: 10.1186/1743-0003-6-20.
- [44] H. Heuer, M. Hegele, e S. Sülzenbrück, «Implicit and explicit adjustments to extrinsic visuomotor transformations and their age-related changes», *Hum. Mov. Sci.*, vol. 30, fasc. 5, pp. 916–930, ott. 2011, doi: 10.1016/j.humov.2010.07.004.
- [45] C. H. Shea e G. Wulf, «Enhancing motor learning through external-focus instructions and feedback», *Hum. Mov. Sci.*, vol. 18, fasc. 4, pp. 553–571, ago. 1999, doi: 10.1016/S0167-9457(99)00031-7.
- [46] R. E. Johnson, K. P. Kording, L. J. Hargrove, e J. W. Sensinger, «Does EMG control lead to distinct motor adaptation?», *Front. Neurosci.*, vol. 8, set. 2014, doi: 10.3389/fnins.2014.00302.
- [47] K. R. Lyons e S. S. Joshi, «Effects of Mapping Uncertainty on Visuomotor Adaptation to Trial-By-Trial Perturbations with Proportional Myoelectric Control», in *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Honolulu, HI: IEEE, lug. 2018, pp. 5178–5181. doi: 10.1109/EMBC.2018.8513412.
- [48] N. Pusenjak, A. Grad, M. Tusak, M. Leskovsek, e R. Schwarzlin, «Can biofeedback training of psychophysiological responses enhance athletes' sport performance? A practitioner's perspective», *Phys. Sportsmed.*, vol. 43, fasc. 3, pp. 287–299, lug. 2015, doi: 10.1080/00913847.2015.1069169.
- [49] Dr. T. R. Rossiter e T. J. La Vaque, «A Comparison of EEG Biofeedback and Psychostimulants in Treating Attention Deficit/Hyperactivity Disorders», *J. Neurother.*, vol. 1, fasc. 1, pp. 48–59, giu. 1995, doi: 10.1300/J184v01n01_07.
- [50] Ujala Sajid, Shamoon Noushad, e Sadaf Ahmed, «Effect of EMG, RESP, and TEMP Biofeedback Training to reduce Anxiety among Undergraduate Students», *Ann. Psychophysiol.*, vol. 9, fasc. 1, pp. 56–63, giu. 2022, doi: 10.29052/2412-3188.v9.i1.2022.56-63.
- [51] J.-H. Kim, «The effects of training using EMG biofeedback on stroke patients upper extremity functions», *J. Phys. Ther. Sci.*, vol. 29, fasc. 6, pp. 1085–1088, 2017, doi: 10.1589/jpts.29.1085.
- [52] C. Lirio-Romero *et al.*, «Electromyographic biofeedback improves upper extremity function: a randomized, single-blinded, controlled trial», *Physiotherapy*, vol. 110, pp. 54–62, mar. 2021, doi: 10.1016/j.physio.2020.02.002.
- [53] D. Falla, «Unravelling the complexity of muscle impairment in chronic neck pain», *Man. Ther.*, vol. 9, fasc. 3, pp. 125–133, ago. 2004, doi: 10.1016/j.math.2004.05.003.

- [54] N. Dursun, E. Dursun, e Z. Kiliç, «Electromyographic biofeedback–controlled exercise versus conservative care for patellofemoral pain syndrome», *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 82, fasc. 12, pp. 1692–1695, dic. 2001, doi: 10.1053/apmr.2001.26253.
- [55] J. D. Moreland, M. A. Thomson, e A. R. Fuoco, «Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: A meta-analysis», *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 79, fasc. 2, pp. 134–140, feb. 1998, doi: 10.1016/S0003-9993(98)90289-1.
- [56] E. Dursun, N. Dursun, e D. Alican, «Effects of biofeedback treatment on gait in children with cerebral palsy», *Disabil. Rehabil.*, vol. 26, fasc. 2, pp. 116–120, gen. 2004, doi: 10.1080/09638280310001629679.
- [57] H. J. Woodford e C. I. Price, «EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke», *Cochrane Database Syst. Rev.*, vol. 2010, fasc. 1, apr. 2007, doi: 10.1002/14651858.CD004585.pub2.
- [58] Y.-T. Tseng, Y.-W. Chen, Y.-H. Lin, C.-L. Tsai, e C.-H. Chuang, «Cortical brain potentials in response to lower limb proprioceptive stimuli in young adults with a probable developmental coordination disorder», 10 settembre 2024. doi: 10.22541/au.172595242.28386946/v1.
- [59] A. A. Mullick, S. K. Subramanian, e M. F. Levin, «Emerging evidence of the association between cognitive deficits and arm motor recovery after stroke: A meta-analysis», *Restor. Neurol. Neurosci.*, vol. 33, fasc. 3, pp. 389–403, giu. 2015, doi: 10.3233/RNN-150510.
- [60] V. C. K. Cheung *et al.*, «Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage», *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 109, fasc. 36, pp. 14652–14656, set. 2012, doi: 10.1073/pnas.1212056109.
- [61] S. Del Din *et al.*, «Assessment of biofeedback rehabilitation in post-stroke patients combining fMRI and gait analysis: a case study», *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 11, fasc. 1, p. 53, dic. 2014, doi: 10.1186/1743-0003-11-53.
- [62] M. D. Popović, M. D. Kostić, S. Z. Rodić, e L. M. Konstantinović, «Feedback-Mediated Upper Extremities Exercise: Increasing Patient Motivation in Poststroke Rehabilitation», *BioMed Res. Int.*, vol. 2014, pp. 1–11, 2014, doi: 10.1155/2014/520374.
- [63] R. Stanton, L. Ada, C. M. Dean, e E. Preston, «Biofeedback improves performance in lower limb activities more than usual therapy in people following stroke: a systematic review», *J. Physiother.*, vol. 63, fasc. 1, pp. 11–16, gen. 2017, doi: 10.1016/j.jphys.2016.11.006.
- [64] S. M. Waller e J. Whittall, «Bilateral arm training: Why and who benefits?», *NeuroRehabilitation*, vol. 23, fasc. 1, pp. 29–41, mar. 2008, doi: 10.3233/NRE-2008-23104.
- [65] J. Chae, F. Bethoux, T. Bohinc, L. Dobos, T. Davis, e A. Friedl, «Neuromuscular Stimulation for Upper Extremity Motor and Functional Recovery in Acute Hemiplegia», *Stroke*, vol. 29, fasc. 5, pp. 975–979, mag. 1998, doi: 10.1161/01.STR.29.5.975.
- [66] A. Khorasani *et al.*, «Wearable Myoelectric Interface for Neurorehabilitation (MINT) to Recover Arm Function: a Randomized Controlled Trial».

- [67] J. Roh, W. Z. Rymer, E. J. Perreault, S. B. Yoo, e R. F. Beer, «Alterations in upper limb muscle synergy structure in chronic stroke survivors», *J. Neurophysiol.*, vol. 109, fasc. 3, pp. 768–781, feb. 2013, doi: 10.1152/jn.00670.2012.
- [68] Z. A. Wright, W. Z. Rymer, e M. W. Slutzky, «Reducing Abnormal Muscle Coactivation After Stroke Using a Myoelectric-Computer Interface: A Pilot Study», *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 28, fasc. 5, pp. 443–451, giu. 2014, doi: 10.1177/1545968313517751.
- [69] J. M. Wagner, A. W. Dromerick, S. A. Sahrman, e C. E. Lang, «Upper extremity muscle activation during recovery of reaching in subjects with post-stroke hemiparesis», *Clin. Neurophysiol.*, vol. 118, fasc. 1, pp. 164–176, gen. 2007, doi: 10.1016/j.clinph.2006.09.022.
- [70] R. F. Beer, J. P. A. Dewald, e W. Z. Rymer, «Deficits in the coordination of multijoint arm movements in patients with hemiparesis: evidence for disturbed control of limb dynamics», *Exp. Brain Res.*, vol. 131, fasc. 3, pp. 305–319, mar. 2000, doi: 10.1007/s002219900275.
- [71] E. M. Mugler *et al.*, «Myoelectric Computer Interface Training for Reducing Co-Activation and Enhancing Arm Movement in Chronic Stroke Survivors: A Randomized Trial», *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 33, fasc. 4, pp. 284–295, apr. 2019, doi: 10.1177/1545968319834903.
- [72] G. Seo, A. Kishta, E. Mugler, M. W. Slutzky, e J. Roh, «Myoelectric interface training enables targeted reduction in abnormal muscle co-activation», *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 19, fasc. 1, p. 67, dic. 2022, doi: 10.1186/s12984-022-01045-z.
- [73] L. Dipietro *et al.*, «Changing Motor Synergies in Chronic Stroke», *J. Neurophysiol.*, vol. 98, fasc. 2, pp. 757–768, ago. 2007, doi: 10.1152/jn.01295.2006.
- [74] V. Bandini *et al.*, «Surface-Electromyography-Based Co-Contraction Index for Monitoring Upper Limb Improvements in Post-Stroke Rehabilitation: A Pilot Randomized Controlled Trial Secondary Analysis», *Sensors*, vol. 23, fasc. 17, p. 7320, ago. 2023, doi: 10.3390/s23177320.
- [75] A. Chalard, M. Belle, E. Montané, P. Marque, D. Amarantini, e D. Gasq, «Impact of the EMG normalization method on muscle activation and the antagonist-agonist co-contraction index during active elbow extension: Practical implications for post-stroke subjects», *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 51, p. 102403, apr. 2020, doi: 10.1016/j.jelekin.2020.102403.
- [76] F. Abdollahi *et al.*, «Error Augmentation Enhancing Arm Recovery in Individuals With Chronic Stroke: A Randomized Crossover Design», *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 28, fasc. 2, pp. 120–128, feb. 2014, doi: 10.1177/1545968313498649.
- [77] Y. R. Miyamoto, S. Wang, e M. A. Smith, «Implicit adaptation compensates for erratic explicit strategy in human motor learning», *Nat. Neurosci.*, vol. 23, fasc. 3, pp. 443–455, mar. 2020, doi: 10.1038/s41593-020-0600-3.
- [78] Yejun Wei, P. Bajaj, R. Scheidt, e J. Patton, «Visual Error Augmentation for Enhancing Motor Learning and Rehabilitative Relearning», in *9th International Conference on Rehabilitation*

- Robotics*, 2005. *ICORR 2005.*, Chicago, IL, USA: IEEE, 2005, pp. 505–510. doi: 10.1109/ICORR.2005.1501152.
- [79] M. K. Holden, «Virtual Environments for Motor Rehabilitation: Review», *Cyberpsychol. Behav.*, vol. 8, fasc. 3, pp. 187–211, giu. 2005, doi: 10.1089/cpb.2005.8.187.
- [80] L. Kaethler, «Investigating cerebellar modulation of premotor inhibitory control during motor adaptation».
- [81] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, e G. Rau, «Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures», *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 10, fasc. 5, pp. 361–374, ott. 2000, doi: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4.
- [82] C. J. De Luca, M. Kuznetsov, L. D. Gilmore, e S. H. Roy, «Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions», *J. Biomech.*, vol. 45, fasc. 3, pp. 555–561, feb. 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.11.010.
- [83] J. R. Potvin, «Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions», *J. Appl. Physiol.*, vol. 82, fasc. 1, pp. 144–151, gen. 1997, doi: 10.1152/jappl.1997.82.1.144.
- [84] . T., O. Wahyunggoro¹, H. A. Nugroho, e . H., «Adaptive threshold to compensate the effect of muscle fatigue on elbow-joint angle estimation based on electromyography», *J. Mech. Eng. Sci.*, vol. 12, fasc. 3, pp. 3786–3796, set. 2018, doi: 10.15282/jmes.12.3.2018.3.0334.
- [85] R. Bahadur e S. U. Rehman, «A Robust and Adaptive Algorithm for Real-time Muscle Activity Interval Detection using EMG Signals»:, in *Proceedings of the 11th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies*, Funchal, Madeira, Portugal: SCITEPRESS - Science and Technology Publications, 2018, pp. 89–96. doi: 10.5220/0006536200890096.
- [86] M. Beretta-Piccoli, C. Cescon, e G. D’Antona, «Evaluation of performance fatigability through surface EMG in health and muscle disease: state of the art», *Arab J. Basic Appl. Sci.*, vol. 28, fasc. 1, pp. 21–40, gen. 2021, doi: 10.1080/25765299.2020.1862985.
- [87] G. D’Antona e D. C. Cescon, «EVALUATION OF NEUROMUSCULAR FATIGUE THROUGH INNOVATIVE SURFACE EMG PARAMETERS IN HUMANS».
- [88] F. Stefanovic, S. Ramanarayanan, N. U. Karkera, R. Mujumdar, P. Sivaswaamy Mohana, e D. Hostler, «Rate of change in longitudinal EMG indicates time course of an individual’s neuromuscular adaptation in resistance-based muscle training», *Front. Rehabil. Sci.*, vol. 3, p. 981990, nov. 2022, doi: 10.3389/fresc.2022.981990.