



**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI ROMA
"TOR VERGATA"**

FACOLTA' DI MEDICINA E CHIRURGIA

DOTTORATO DI RICERCA IN NEUROSCIENZE

XX CICLO DEL CORSO DI DOTTORATO

***Studi sperimentali sulle strategie per il controllo di
diversi tipi di movimento del braccio***

Alessandro Portone

A.A. 2008/2009

Relatore: Dott. Andrea d'Avella

CAPITOLO I: INTRODUZIONE GENERALE	6
<i>Il problema del controllo del movimento</i>	6
<i>L'ipotesi di modularità</i>	8
<i>Studi svolti nella presente tesi</i>	9
CAPITOLO II: CONTROLLO DI MOVIMENTI VELOCI DI PUNTAMENTO ATTRAVERSO COMBINAZIONI DI SINERGIE MUSCOLARI.....	12
INTRODUZIONE	12
METODI	13
<i>Protocollo sperimentale e setup</i>	13
<i>Acquisizione dati.....</i>	18
<i>Analisi dati</i>	20
RISULTATI	30
<i>Cinematica della maniglia e del braccio.....</i>	32
<i>Componente fasica dell'attività muscolare.....</i>	34
<i>Sinergie muscolari</i>	35
<i>Ricostruzione dell'attività elettromiografica attraverso combinazioni di sinergie muscolari</i>	39
<i>Modulazione direzionale delle sinergie</i>	42
<i>Confronto tra soggetti</i>	44
<i>Generalizzazione delle sinergie sulle condizioni dinamiche e posturali</i>	46
<i>Robustezza della modulazione direzionale delle sinergie.....</i>	48
<i>Sequenze di sinergie dei movimenti point-to-point durante i movimenti reversal e via- point.....</i>	50
DISCUSSIONE	56
CAPITOLO III: MODULAZIONE DELLE SINERGIE MUSCOLARI FASICHE E TONICHE IN FUNZIONE DELLA DIREZIONE E DELLA VELOCITÀ DI ESECUZIONE DI MOVIMENTI DI PUNTAMENTO VERSO POSIZIONI SPAZIALI FISSE.....	61
INTRODUZIONE	61
METODI	64
<i>Protocollo sperimentale e setup</i>	64
<i>Acquisizione dati e loro processamento</i>	65
<i>Analisi dati</i>	67
RISULTATI	74

<i>Sinergie posturali</i>	76
<i>Sinergie tempo varianti fasiche e toniche</i>	81
<i>Ricostruzione dell'attività muscolare attraverso la modulazione di sinergie</i>	85
<i>Modulazione direzionale dei coefficienti di sinergia</i>	88
<i>Modulazione in ampiezza delle sinergie in funzione della velocità</i>	91
DISCUSSIONE	93
<i>Formulazione ed identificazione del modello delle sinergie</i>	94
<i>Numero e struttura delle sinergie</i>	97
<i>Modulazioni delle sinergie con la direzione e velocità</i>	99
<i>Sinergie posturali e toniche</i>	101
<i>Implementazione neurale del controllore basato su sinergie</i>	102
CONCLUSIONI	103

CAPITOLO IV: SVILUPPO DI UN PROTOCOLLO E DI UN APPARATO

SPERIMENTALE PER LO STUDIO DEI MOVIMENTI DI INTERCETTAMENTO NELLO

SPAZIO TRIDIMENSIONALE 104

INTRODUZIONE	104
PROTOCOLLO SPERIMENTALE ED APPARATO DI LANCIO	105
APPARATO PER IL LANCIO	113
<i>Calibrazione</i>	115
<i>Procedura di allineamento asse di lancio</i>	120
CARATTERISTICHE DI VOLO DELLA PALLA.....	123
DETERMINAZIONE DEI PARAMETRI DI LANCIO IN CONDIZIONI REALI.....	130
<i>Stima del tempo di volo medio e della quota di intercettazione media in funzione della velocità di uscita della palla dallo schermo</i>	132
<i>Stima dei parametri di lancio in funzione della velocità di uscita della palla dallo schermo</i>	135
<i>Stima della variabilità del tempo di volo, della quota di intercettazione, in funzione dei parametri di lancio</i>	139
<i>Riformulazione della procedura di selezione dei valori dei parametri di lancio da utilizzare nel protocollo sperimentale</i>	140

CAPITOLO V: CARATTERISTICHE DELLA CINEMATICA E DELLE ATTIVAZIONI

MUSCOLARI DEL BRACCIO NELL'INTERCETTAMENTO DI PALLE IN VOLO NELLO

SPAZIO TRIDIMENSIONALE 144

INTRODUZIONE	144
METODI	147
<i>Apparato e protocollo sperimentale</i>	147
<i>Calibrazione dei parametri di lancio della palla</i>	150
<i>Acquisizione dati e loro processamento</i>	155
ANALISI DATI	157
RISULTATI	158
<i>Prestazione</i>	158
<i>Cinematica</i>	159
<i>Attività muscolare delle sinergie</i>	165
DISCUSSIONE	169
<i>Cinematica</i>	169
<i>Dipendenza del tempo di inizio movimento t_{onset} dai parametri di volo d, T e Z</i>	170
<i>Attività muscolare e sinergie</i>	171
CAPITOLO VI: CONCLUSIONI GENERALI	173
APPENDICE A:	176
APPENDICE B:	182
BIBLIOGRAFIA.....	186

Il mio lavoro nell'ambito della ricerca scientifica ha avuto inizio con una collaborazione con la cattedra di Fisiologia applicata del prof. Lacquaniti dell'Università degli studi di Roma Tor Vergata e con il dipartimento di Fisiologia Neuromotoria della Fondazione Santa Lucia. La mia formazione ingegneristica e la successiva esperienza di modellazione solida e analisi agli elementi finiti (FEM) maturata nell'ambito progettuale completati dalla mia particolare curiosità nell'ambito scientifico hanno permesso di apportare fin da subito un contributo all'interno di un laboratorio di neuroscienze.

Sono stato inserito in un filone di ricerca coordinato dal dott. d'Avella relativo allo studio del controllo dei movimenti veloci di puntamento del braccio.

I primi risultati hanno aumentato il mio entusiasmo nelle problematiche scientifiche e mi hanno portato a partecipare ad un concorso per l'assegnazione di una borsa di studio per un dottorato di ricerca in Neuroscienze. Da quel momento mi sono trovato immerso completamente nell'affascinante mondo della ricerca scientifica ed ho cercato di accrescere la mia conoscenza. Ho compreso da subito come problematica fosse la comprensione delle strategie di controllo utilizzate dal sistema nervoso centrale per individuare la soluzione più adeguata, tra le infinite a disposizione, con la quale affrontare lo svolgimento di un particolare compito motorio. Sono consapevole del fatto che una risposta definitiva a questo problema è ancora lontana ma ritengo di aver operato al meglio delle mie capacità e di aver contribuito a ridurre la distanza.

Voglio ringraziare il prof. Lacquaniti e il dott. d'Avella per la fantastica opportunità che mi è stata concessa e per gli insegnamenti che mi hanno voluto trasmettere.

Capitolo I: Introduzione generale

Il sistema nervoso centrale (SNC) elabora e controlla gli stimoli da inviare ai muscoli per la loro attivazione finalizzata ad una determinata interazione con l'ambiente circostante. Le informazioni esterne acquisite tramite il sistema visivo e le finalità dell'azione da eseguire rappresentano i parametri di base sui quali viene elaborata l'attività muscolare. Le modalità attraverso cui questa attività viene promossa rappresentano un aspetto centrale nella fisiologia neuromotoria, ancora poco compreso. Il problema che si deve affrontare risulta estremamente complesso e ciò può essere compreso semplicemente considerando l'elevato numero di gradi di libertà presentato dal sistema muscolo scheletrico e le infinite possibilità con le quali determinati muscoli possono essere attivati per eseguire una data sequenza di movimenti. Il lavoro svolto in questa tesi è parte integrante di un approccio innovativo per lo studio della coordinazione motoria basato sull'ipotesi che il SNC utilizzi un'architettura modulare per il controllo del movimento. Gli studi qui presentati hanno avuto come intento quello di identificare le regolarità nell'attività muscolare nelle caratteristiche cinematiche osservate durante diversi tipi di movimento del braccio in grado di avvalorare l'ipotesi di una architettura di controllo modulare.

I capitoli 2 e 3 sono relativi a due studi che riprendono un paradigma classico, consistente nello studio dei movimenti di puntamento, ma rivisitato utilizzando un nuovo strumento di indagine analitica, sviluppato dal nostro gruppo di ricerca, per l'individuazione degli invarianti presenti nell'attività muscolare osservata. I risultati di questi due studi supportano l'ipotesi avanzata mostrando l'evidenza di una architettura modulare di controllo.

Per aumentare la naturalezza dei movimenti del braccio, sono stati inoltre presi in considerazione i movimenti di intercettamento di una palla in movimento. Per studiare in maniera sistematica questi movimenti è stato necessario progettare e realizzare un dispositivo di lancio automatizzato illustrato nel dettaglio nel capitolo 4. Dai risultati preliminari riportati nel capitolo 5 emerge anche per questi movimenti del braccio una strategia di controllo modulare che evidenzia interessanti aspetti dal punto di vista della temporizzazione dell'intervento dei moduli base durante le fasi del volo della palla.

Il problema del controllo del movimento

Il modo in cui il SNC gestisce i numerosi gradi di libertà del sistema muscolo-scheletrico nel controllo di movimenti diretti verso una particolare posizione o per il

conseguimento di un particolare obiettivo risulta un argomento su cui si investiga da molto tempo. Per introdurre il problema del controllo del movimento consideriamo un semplice gesto quotidiano, come ad esempio raggiungere ed afferrare una tazza su di un tavolo per berne il contenuto (Figura 1). Il movimento ad esso associato rappresenta un esempio di compito motorio la cui semplicità di esecuzione nasconde un problema di controllo assai complesso. L'elevato numero di gradi di libertà del sistema muscolo-scheletrico, da una parte, conferisce grande flessibilità di movimento al sistema ma dall'altra, comporta una notevole complessità nella determinazione dell'appropriata attività muscolare necessaria ad accelerare e decelerare la mano ed a bilanciare il campo gravitazionale terrestre.

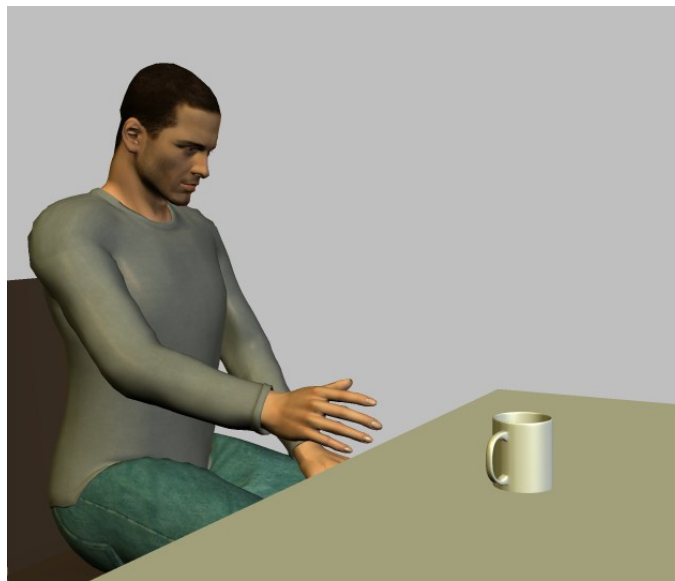


Figura 1: Compito motorio di interazione con un oggetto in quiete

Quindi, anche per compiti motori apparente semplici, il controllo del movimento rappresenta un problema di non facile soluzione.

Le modalità attraverso le quali il sistema nervoso centrale seleziona l'appropriato insieme di segnali muscolari per eseguire un dato compito motorio è tuttora un problema irrisolto.

La domanda a cui si vuole dare una risposta riguarda esattamente le modalità adottate dal SNC per affrontare e risolvere la complessità propria del controllo del movimento. Per avvicinarci alla soluzione di un problema complesso abbiamo cercato di comprendere meglio le strategie di controllo utilizzato dal SNC focalizzando l'attenzione sulle caratteristiche dell'organizzazione spazio-temporale dell'attività muscolare in diversi tipi di movimenti del braccio. Perché il movimento avvenga con successo, rispettando i

vincoli posizionali e temporali, specifici di ogni compito motorio, la conoscenza della dinamica del sistema muscolo-scheletrico relativo al braccio è necessaria. Il modo in cui questa conoscenza è integrata nei comandi motori rappresenta un problema di vecchia data nello studio del controllo motorio.

L'ipotesi di modularità

L'ipotesi che viene avanzata dal gruppo di ricerca di cui faccio parte, prevede che il SNC incorpori implicitamente ed efficientemente la conoscenza del comportamento dinamico del sistema muscolo-scheletrico, necessaria per promuovere l'appropriata attività muscolare, attraverso l'organizzazione di un certo numero di sinergie muscolari. Nella nostra formulazione, una sinergia muscolare consiste nell'attivazione coordinata di gruppi di muscoli caratterizzati da uno specifico profilo temporale [1]. Abbiamo ipotizzato che ciascuna sinergia venga scalata in ampiezza e traslata nel tempo, indipendentemente l'una dall'altra, e che l'attivazione dei muscoli derivi da un certo numero di differenti sinergie combinate tra loro linearmente. In altri termini tale ipotesi prevede la rinuncia da parte del SNC di controllare ogni muscolo singolarmente a favore di un controllo d'insieme, un controllo coordinato di gruppi di muscoli, ovvero sinergie muscolari.

La semplificazione operata dall'impiego di un controllo motorio attraverso sinergie muscolari può essere illustrata dal seguente esempio.

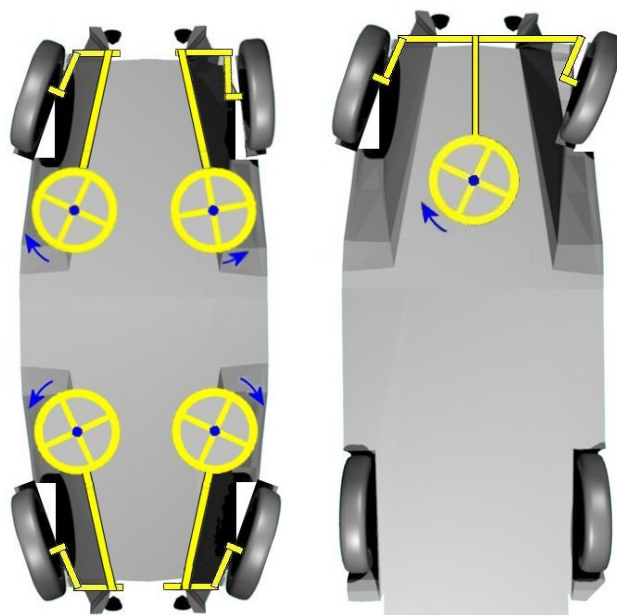


Figura 2: Esempio di controllo modulare

Pensiamo ad un'automobile (Figura 2). Se le 4 ruote fossero tutte sterzanti ed indipendenti l'una dall'altra, il mezzo risulterebbe sicuramente versatile, avendo una notevole capacità di manovra. Ma in tali circostanze si comprende bene quanto complesso debba essere il sistema di controllo richiesto per il corretto utilizzo dell'automobile. Cosa si può fare per rendere l'automobile più semplice nell'utilizzo senza penalizzare troppo le sue caratteristiche di manovra? Come tutti noi sappiamo la soluzione al problema è fornita dall'adozione di un semplice controllo coordinato agente su di una sola coppia di ruote.

Analogamente ipotizziamo che il SNC costruisca ogni compito motorio attraverso un numero limitato di segnali di controllo utilizzando le sinergie muscolari.

Riteniamo quindi che il sistema nervoso centrale utilizzi un controllo ad architettura modulare e la validazione di questa ipotesi è stata fatta verificando che i profili, temporale e spaziale (ovvero sui muscoli reclutati durante il movimento), dell'attività muscolare responsabile del movimento del braccio, risultino generati dalla combinazione di un ristretto numero di sinergie muscolari variabili nel tempo.

Studi svolti nella presente tesi

Un primo studio ha interessato movimenti veloci di puntamento verso otto differenti posizioni periferiche distese su di un unico piano. Sono stati presi in considerazione sia movimenti semplici a partire da una posizione iniziale verso una posizione finale (point-to-point), sia movimenti più complessi composti da sequenze di movimenti point-to-point. In questo studio abbiamo trovato che il complesso delle caratteristiche spazio-temporali dell'attività muscolare dei movimenti di puntamento risulta ben rappresentato dalla combinazione di un basso numero di componenti elementari, condizione questa indicante che i meccanismi coinvolti nella generazione dell'appropriato programma motorio elaborato per l'esecuzione di movimenti del braccio, siano espressione di una strategia di controllo caratterizzata da una bassa dimensionalità.

Visto che i movimenti naturali del braccio non vengono sempre eseguiti alla massima velocità (movimenti balistici) ma a velocità più basse e con differenti intensità abbiamo ritenuto opportuno di indagare, in uno studio successivo, sull'organizzazione spazio-temporale dell'attività muscolare associata a movimenti di puntamento verso le stesse posizioni del precedente studio ma con velocità differenti. Questo tipo di movimenti richiede il controllo sia delle azioni necessarie ad imprimere il movimento del braccio sia quelle necessarie a controllarne la postura. Così abbiamo investigato sull'attività elettromiografica per movimenti con differenti velocità di esecuzione per individuare la presenza di sinergie muscolari sia nelle componenti di attivazione muscolare responsabili

del movimento sia in quelle componenti responsabili della stabilità della postura del braccio. Durante il movimento, sono state identificate tre sinergie fasiche e tre sinergie toniche variabili nel tempo ed attraverso loro combinazioni è stato possibile ricostruire l'attività muscolare riscontrata in tutte le condizioni. Le sinergie fasiche sono risultate modulate in ampiezza e nel tempo in funzione della direzione di movimento e della velocità di esecuzione. Le sinergie toniche sono risultate modulate solo in ampiezza in funzione della direzione di movimento.

Anche in questo secondo studio è emersa una strategia di controllo modulare attraverso la quale è stato possibile evidenziare due componenti dell'attività muscolare registrata responsabili di promuovere il movimento (componente fasica) accelerando e decelerando il braccio verso la posizione da conseguire, e di sostenere il braccio contro l'azione del campo gravitazionale terrestre e di stabilizzarne la postura fornendo una rigidità adeguata per contrastare inaspettate azione perturbatrici (componente tonica). Questi risultati suggeriscono che le sinergie sono dei moduli di controllo base che consentono la generazione degli appropriati profili di attivazione muscolare attraverso semplici regole di combinazione e di modulazione.

I due precedenti studi hanno analizzato movimenti del braccio verso un bersaglio fisso nello spazio, che rimangono comunque movimenti non particolarmente complessi e più vincolati di quelli che abitualmente eseguiamo. Per aumentare la naturalezza e la complessità dei movimenti del braccio abbiamo deciso di investigare, in un terzo studio, sulle caratteristiche dell'attività muscolare e della cinematica del braccio durante movimenti di intercettamento di una palla in volo nello spazio tridimensionale. Questo tipo di compito motorio, oltre ad essere più naturale risulta anche più completo in quanto la strategia di controllo adottata deve tener conto delle informazioni sensoriali relative allo stato della palla che modifica la sua posizione istante per istante, sotto l'azione del campo gravitazionale terrestre e della resistenza offerta dall'aria. Inoltre, visto che l'oggetto con cui interagire è in movimento, il SNC è chiamato ad operare una predizione sulle future posizioni assunte durante il suo volo, ed anche sull'istante in cui queste posizioni verranno conseguite, in modo tale da poter elaborare ed eseguire per tempo il programma motorio. Per avere ripetibilità delle caratteristiche di volo della palla e per poterle modificare in modo sistematico è stato necessario realizzare un dispositivo di lancio automatizzato in grado di posizionare un lanciatore, impiegato nelle sedute di allenamento di cricket, secondo particolari configurazioni nello spazio.

Questo particolare compito motorio combina, quindi, gli aspetti delle strategie di controllo con le informazioni sensoriali, ed anche con quelle rappresentazioni del mondo esterno che abbiamo internalizzato (accelerazione di gravità).

Capitolo II: Controllo di movimenti veloci di puntamento attraverso combinazioni di sinergie muscolari¹

Introduzione

Per generare l'appropriato output motorio, necessario al controllo di movimenti veloci di puntamento, come per altri compiti motori, il sistema nervoso centrale (SNC) deve tenere in debito conto il comportamento dinamico del sistema muscolo-scheletrico. La conoscenza della dinamica del sistema muscolo-scheletrico è necessaria per implementare un controllore a feedforward in grado di dirigere il braccio nella appropriata direzione prima ancora che l'informazione sensoriale possa inviare segnali di errore per correggere il controllo attraverso cicli a feedback [2-4]. Il modo in cui questa conoscenza è integrata nei comandi motori rappresenta un problema di vecchia data nello studio del controllo motorio. La nostra ipotesi prevede che il SNC incorpori implicitamente ed efficientemente la conoscenza del comportamento dinamico del sistema muscolo-scheletrico, necessaria per promuovere l'appropriata attività muscolare, attraverso l'organizzazione di un certo numero di sinergie muscolari. Nella nostra formulazione, una sinergia muscolare consiste nell'attivazione coordinata di gruppi di muscoli caratterizzati da uno specifico profilo temporale [1]. Abbiamo ipotizzato che ciascuna sinergia venga scalata in ampiezza e traslata nel tempo, indipendentemente l'una dall'altra, e che l'attivazione dei muscoli derivi da un certo numero di differenti sinergie combinate linearmente tra loro linearmente. Questo modello è compatibile con l'idea del controllo feedforward dei momenti associati alle forze sulle articolazioni [5] e con l'idea di una funzione base locale di approssimazione del complesso di trasformazioni non lineari richieste per costruire un modello inverso [6-8]. Tuttavia, questo modello introduce anche una formulazione esplicita del meccanismo per la generazione dell'attività muscolare. Tale meccanismo non richiede una rappresentazione analitica della dinamica del sistema muscolo-scheletrico [9, 10] ma potrebbe fornire una rappresentazione di bassa dimensionalità e biologicamente plausibile dell'output motorio senza la necessità di immagazzinare una rappresentazione esplicita dell'attività muscolare associata ad un particolare compito motorio. In questo capitolo si mostra come la combinazione di un piccolo numero di sinergie muscolari, variabili nel tempo, sia in grado di esprimere l'organizzazione dei comandi motori associati all'attività muscolare osservati durante movimenti veloci di puntamento eseguiti in differenti direzioni. Mentre le forme d'onda

¹ Questo capitolo è stato pubblicato come: d'Avella A., Portone A., Fernandez, L., Lacquaniti F., *J Neurosci*, 26: 7791-7810, 2006.

dell'attivazione muscolare di questi movimenti sono state già caratterizzate [11-14]), la loro organizzazione spazio-temporale, simultaneamente nello spazio e nel tempo, non è stata ancora descritta. Usando un algoritmo di ottimizzazione, sono state identificate, per ciascun soggetto, 4 o 5 sinergie tempo-varianti la cui combinazione spiega una larga frazione della variazione dei dati per molti movimenti point-to-point (movimenti tra due posizioni), inclusi quelli con differenti posizioni finali, differenti pesi, e differenti posture dell'avambraccio ed anche i più complessi movimenti di puntamento reversal (movimenti con una inversione del verso di movimento) e via-point (movimenti attraverso una posizione intermedia). La modulazione in ampiezza e nel tempo del reclutamento delle sinergie esprime bene i cambiamenti nella forma dei profili d'onda relativi all'attivazione di ciascun muscolo. Inoltre, l'ampiezza di attivazione delle sinergie dipende dalla direzione di movimento e tale variazione è ben caratterizzata da una funzione coseno. Tale ampiezza presenta una direzione preferenziale che varia meno tra le condizioni, rispetto alla variazione del profilo dell'attività di ciascun muscolo. In ultimo, i profili d'onda dell'attività muscolare per movimenti composti da fasi multiple, come i movimenti reversal e via-point, sono esprimibili attraverso il reclutamento di sequenze delle sinergie individuate nei movimenti point-to-point.

Metodi

Il nostro obiettivo consiste nell'individuare le caratteristiche spazio-temporali presenti nell'attività muscolare coinvolte nei movimenti veloci di puntamento in una molteplicità di condizioni. Abbiamo registrato l'attività elettromiografica e la cinematica della mano durante movimenti point-to-point tra una posizione centrale ed una di 8 posizioni periferiche disposte su di una circonferenza, sia nel piano sagittale che in quello frontale. Questi movimenti sono stati eseguiti con differenti pesi sulla mano (*esperimento 1*) o con differenti posture dell'avambraccio (*esperimento2*). Abbiamo inoltre studiato movimenti di puntamento più complessi (*esperimento3*): movimenti da una posizione iniziale, sia centrale che periferia, verso una seconda posizione e di nuovo indietro nella posizione iniziale, secondo un movimento continuo (da questo momento indicati come movimenti reversal) e movimenti da una posizione periferica verso una seconda posizione periferica attraverso la posizione centrale (movimenti via-point).

Protocollo sperimentale e setup

I soggetti, in posizione eretta, sono stati istruiti a muovere una sfera di riferimento (del diametro di 4 cm), solidale ad una maniglia impugnata con la loro mano destra a

partire da una posizione iniziale fino ad una posizione bersaglio e, nell'esperimento 3, da una posizione iniziale passando per una posizione intermedia (movimento via-point) fino alla posizione bersaglio.

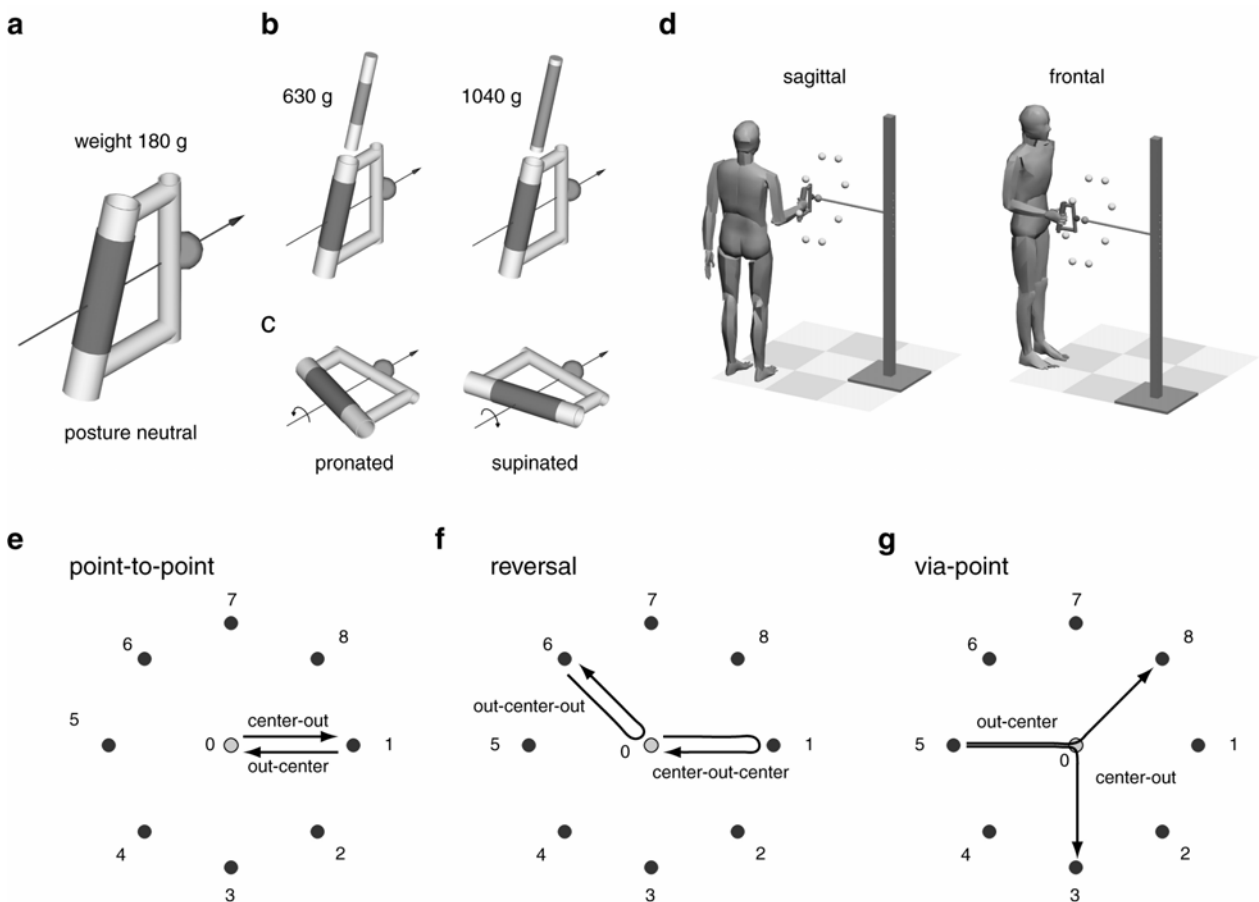


Figura 1: Apparato sperimentale e condizioni. I soggetti impugnano una maniglia di plastica appositamente realizzata con una sfera di riferimento fissata su tratto distale (a). Nell' *esperimento 1* il peso della maniglia viene fatto variare introducendo un carico (b) nel tratto cilindrico che realizza l'impugnatura della maniglia; in tal modo il peso della maniglia varia su tre valori (180, 630, e 1040 g). Nell'*esperimento 2* i soggetti sono stati istruiti a mantenere la maniglia sia verticalmente che orizzontalmente a seguito di una rotazione oraria o antioraria dell'avambraccio; in tal modo si realizzano tre posture dell'avambraccio (neutra, prona e supina). I soggetti, in posizione eretta, eseguono movimenti veloci di puntamento, sia nel piano sagittale che in quello frontale, a partire da una posizione centrale fissa di partenza (corrispondente alla configurazione del braccio avente l'omero verticale, disteso lungo il tronco, e l'avambraccio disteso su di un piano orizzontale) verso 8 posizioni bersaglio periferiche disposte approssimativamente su di una circonferenza centrata nella posizione di riferimento di partenza e di raggio di circa 30 cm (movimenti center-out) e movimenti veloci di puntamento a partire dalle posizioni bersaglio periferiche verso la posizione centrale di riferimento (movimenti out-center) (d, e). Nell'*esperimento 3*, i soggetti hanno eseguito, impugnando la maniglia scarica con una configurazione neutra dell'avambraccio, movimenti veloci di puntamento caratterizzati da inversioni di moto (movimenti reversal) (f) e dal passaggio dalla posizione iniziale a quella finale attraverso una posizione intermedia (movimenti via-point) (g).

La maniglia (Figura 1a) si compone di due cilindri: uno costituente l'impugnatura (del diametro di 4 cm, ricoperto con del nastro impiegato per rivestire le impugnature delle racchette da tennis per favorirne la presa) e l'altro che supporta la sfera di riferimento. I due cilindri sono complanari, con i loro assi di simmetria formanti un angolo di 16° in modo

tale che l'asse del cilindro che supporta la sfera di riferimento risulti perpendicolare all'asse dell'avambraccio quando il soggetto afferra la maniglia adottando una postura natura del polso, con una leggera deviazione ulnare. In tal modo, quando si afferra la maniglia, la sfera di riferimento risulta allineata lungo l'asse dell'avambraccio con il suo centro giacente ad una distanza di 12 cm dall'asse dell'impugnatura. Nell'esperimento 1 e 3, i soggetti sono stati istruiti a mantenere la maniglia verticale, imponendo così una postura neutra rispetto alla rotazione dell'avambraccio. Nell'esperimento 1, il peso della maniglia è stato variato mediante l'inserimento nell'impugnatura di due cilindri appositamente predisposti riempiti con piccole sfere di piombo all'interno dell'impugnatura (Figura 1b). Due differenti pesi sono stati utilizzati in modo che il peso totale della maniglia variasse su tre livelli: 180 g (maniglia scarica), 630 g (maniglia con il peso 1), 1040 g (maniglia con il peso 2). Nell'esperimento 2, i soggetti sono stati istruiti ad eseguire movimenti di puntamento con la maniglia scarica (peso 180 g) e nel modificare la postura dell'avambraccio attraverso una rotazione oraria o antioraria della maniglia portando la stessa in configurazione orizzontale (Figura 1c). In tal modo la configurazione dell'avambraccio variava secondo tre diverse posture: neutra, prona e supina. Nove soggetti destrimani (di età compresa tra i 27 e i 40 anni) hanno preso parte all'esperimento dopo il consenso informato. Tre soggetti (1, 2, 3) hanno eseguito l'esperimento 1, tre soggetti (4, 5, 6) l'esperimento 2, tre soggetti (7, 8, 9) l'esperimento 3. Tutti i protocolli sperimentali sono conformi ai requisiti stabiliti nella Dichiarazione di Helsinki sull'impiego di soggetti umani impiegati in attività di ricerca.

I soggetti hanno eseguito blocchi di movimenti da una posizione di partenza verso una posizione bersaglio, direttamente, nei movimenti point-to-point, o attraverso una posizione intermedia ,nei movimenti via-point, oppure da una posizione di partenza verso una posizione bersaglio e di nuovo nella posizione di partenza, nei movimenti reversal, movimenti eseguiti sia nel piano sagittale che in quello frontale (Figura 1d). I soggetti sono stati istruiti ad usare solo il loro braccio e a minimizzare i movimenti del tronco. La posizione centrale di partenza per i movimenti point-to-point, risultava individuata da una sfera la cui posizione veniva regolata in modo tale che il braccio dei soggetti risultasse approssimativamente in un piano parasagittale con l'omero allineato con il tronco e l'avambraccio disteso orizzontalmente. Per i 4 soggetti (1,2,4,5, *apparato 1*, vedere Tabella 1), che hanno eseguito solo movimenti point-to-point, la posizione bersaglio risultava individuata da una sfera posizionata dallo sperimentatore. Per i rimanenti 5 soggetti (*apparato 2*), la posizione iniziale, quella bersaglio, e quella intermedia sono state

individuate da sfere trasparenti installate su di una struttura ed illuminate dall'interno da un LED. In tutti i casi, i bersagli periferici sono stati posizionati su di una circonferenza di raggio approssimativamente pari a 30 cm e centrata nella posizione di partenza ed in 8 differenti posizioni (Figura 1e, 1f, e 1g) separate tra loro approssimativamente da un angolo di 45°.

Tabella 1: Summary of types of experimental apparatus, types of kinematic data and muscles recorded for each subject.

Experiment	1			2			3		
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Apparatus	1	1	2	1	1	2	2	2	2
End-point position recording (Fastrak)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Arm kinematics recording (Optotrak)	-	-	+	-	-	+	+	+	+
Biceps brachii, short head (<i>BicShort</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Biceps brachii, long head (<i>BicLong</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Brachialis (<i>Brac</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Pronator Teres (<i>PronTer</i>)	+	+	+	+	+	+	--	+	+
Brachioradialis (<i>BrRad</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Triceps brachii, lateral head (<i>TrLat</i>)	+	+	+	+	+	--	+	+	+
Triceps brachii, long head (<i>TrLong</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Triceps brachii, medial head (<i>TrMed</i>)	-	-	+	-	-	+	+	+	+
Deltoid, anterior (<i>DeltA</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Deltoid, medial (<i>DeltM</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Deltoid, posterior (<i>DeltP</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Pectoralis major, clavicular (<i>PectClav</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Pectoralis major, sternal (<i>PectInf</i>)	-	-	-	-	-	+	+	+	+
Trapezius, superior (<i>TrapSup</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Trapezius, medial (<i>TrapMed</i>)	-	-	+	-	-	-	+	+	+
Trapezius, inferior (<i>TrapInf</i>)	+	+	--	+	+	+	+	+	+
Latissimus dorsi (<i>LatDors</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Teres Major (<i>TeresMaj</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Infraspinatus (<i>InfraSp</i>)	+	+	+	+	+	+	+	+	+

Poiché nei movimenti point-to-point, i soggetti hanno eseguito entrambe i movimenti dalla posizione centrale a quella periferica (da questo momento indicati come movimenti center-out) e dalla posizione periferica a quella centrale (da questo momento indicati come movimenti out-center), per ciascuna direzione di movimento sono stati considerati due movimenti componenti con differenti posizioni finali (ad esempio il movimento center-out verso dalla sfera centrale a quella numero 7 e il movimento out-center dalla sfera 3 alla sfera centrale). Sia l'esperimento 1 che l'esperimento 2 sono risultati composti dalla ripetizione di 5 blocchi di trial (per tutti i soggetti con l'eccezione del quarto e del quinto che hanno eseguito 4 blocchi, tutti in una singola sessione) per ciascuna delle 6 combinazioni dei due piani di movimento e dei tre pesi (esperimento1) o delle 3 posture dell'avambraccio (esperimento 2). Ciascun blocco include un movimento center-out ed un movimento out-center per ciascuna delle 8 posizioni periferiche bersaglio per un totale di

48 condizioni di movimento per piano. Ciascun trial ha avuto inizio, dopo che il soggetto aveva raggiunto la posizione di partenza, con un segnale di *pronto* (da questo momento segnale di ready) seguito da un segnale di *partenza* (segnale di start) (toni generati al computer, 1 s di ritardo) dopo i quali il soggetto era libero di scegliere quando muoversi ma con movimenti veloci ed accurati fino alla posizione bersaglio rimanendo nella stessa per almeno 1 s (periodo di tempo da questo momento indicato come *target hold*). Un trial è stato considerato eseguito correttamente se il soggetto aveva eseguito il movimento con una durata (definita come l'intervallo di tempo nel quale la velocità della sfera di riferimento si manteneva superiore al 10% del suo massimo valore) inferiore a 400 ms, con la sfera da movimentare posizionata ad una distanza dal centro della sfera bersaglio inferiore a 10 cm, e mantenendo la posizione finale per almeno 1 s. I soggetti venivano informati da un feedback uditivo dopo movimenti eseguiti non correttamente, e tutti i movimenti fuori dall'intervallo di tempo desiderato o con errori nel conseguimento della posizione finale sono stati ripetuti. Le posizioni di riferimento di partenza e di bersaglio sono state definite come la posizione assunta dal centro della sfera di riferimento (endpoint) sulla maniglia afferrata dal soggetto, valutata durante una calibrazione all'inizio di ciascuna sessione sperimentale. Nell'esperimento 1, queste posizioni di riferimento sono state valutate con la sfera da movimentare vicino (minore di 1 cm) alla sfera di partenza e di bersaglio. Nell'esperimento 2, le posizioni di riferimento sono state considerate su di un piano parallelo al piano contenente le sfere di partenza e bersaglio e traslato rispetto a questo di pochi centimetri per consentire i movimenti con la maniglia ruotata. I soggetti avevano la possibilità di riposare secondo le loro necessità tra i diversi blocchi e non hanno mostrato segni di affaticamento per tutta la durata dell'esperimento. Nell'esperimento 3, per ciascun piano di movimento, ci sono state 80 distinte condizioni di movimento: 16 movimenti point-to-point (uno center-out e uno out-center per ciascuna delle 8 sfere bersaglio periferiche), 16 movimenti inversal (una con la prima fase center-out ed una con la prima fase out-center per ciascuna delle 8 sfere bersaglio periferiche) e 48 movimenti via-point (8 out-center per la prima fase per ciascuna delle 8 sfere bersaglio periferiche ciascuna seguita da uno dei 6 movimenti center-out per la seconda fase, con un angolo di movimento tra prima e la seconda fase approssimativamente di 135°, 90°, 45°, -45°, -90°, e -135°). Queste 80 condizioni di movimento sono state suddivise in modo casuale in due blocchi, contenenti 40 condizioni ciascuno e ciascuna condizione è stata ripetuta 5 volte per un totale di 10 blocchi per ciascun piano di movimento. I trial eseguiti con movimenti inversal e via-point sono stati considerati eseguiti correttamente se la

durata del movimento è risultata compresa tra 500 e 700 ms. Questo intervallo temporale è stato scelto in modo tale che la durata media di ciascuna fase dei movimenti inversa e via-point si accordasse con la durata tipica (circa 300 ms, vedere Tabella 2) di un movimento point-to-point.

Table 2: Summary of end-point kinematics for point-to-point movements common to all experiments (mean \pm sd).

experiment	subject	plane	Movement duration [ms]	maximum speed [m/s]	movement distance [cm]
1	1	fr	219 \pm 29	2.15 \pm 0.28	26.8 \pm 1.8
		sa	279 \pm 55	1.83 \pm 0.32	26.8 \pm 1.7
	2	fr	251 \pm 41	1.92 \pm 0.26	27.6 \pm 1.6
		sa	303 \pm 53	1.63 \pm 0.31	27.2 \pm 2.1
	3	fr	287 \pm 26	2.01 \pm 0.20	32.0 \pm 1.2
		sa	291 \pm 41	1.58 \pm 0.38	23.5 \pm 2.7
2	4	fr	205 \pm 36	2.56 \pm 0.45	27.3 \pm 3.3
		sa	293 \pm 58	2.02 \pm 0.53	29.2 \pm 5.0
	5	fr	225 \pm 37	2.53 \pm 0.34	29.2 \pm 2.5
		sa	282 \pm 48	1.89 \pm 0.40	27.0 \pm 3.0
	6	fr	242 \pm 26	2.12 \pm 0.23	29.9 \pm 1.1
		sa	282 \pm 50	1.92 \pm 0.43	29.7 \pm 1.8
3	7	fr	267 \pm 36	2.13 \pm 0.30	30.4 \pm 1.3
		sa	288 \pm 38	2.10 \pm 0.39	31.5 \pm 2.2
	8	fr	276 \pm 31	1.94 \pm 0.28	30.4 \pm 1.8
		sa	288 \pm 28	1.79 \pm 0.26	28.8 \pm 1.5
	9	fr	262 \pm 37	2.05 \pm 0.27	30.5 \pm 1.6
		sa	304 \pm 48	1.82 \pm 0.35	30.3 \pm 2.1

Acquisizione dati

La posizione della maniglia afferrata dal soggetto e l'attività dei muscoli coinvolti nei movimenti della spalla e del gomito sono stati registrati durante tutti gli esperimenti. Negli

esperimenti eseguiti con l'apparato 1, la posizione ed orientamento di tre marcatori posti sul polso, sulla spalla del soggetto e sulla maniglia, ed un marcatore posto sulla maniglia dello sperimentatore (maniglia-target) sono stati acquisiti attraverso un sistema elettromagnetico di acquisizione del moto (Fastrak, Polhemus, Colchester, VT). Ciascun marcatore è stato acquisito con una frequenza di 30 Hz con una risoluzione spaziale inferiore a 4 mm in ciascuna direzione, così come valutato con una procedura di calibrazione eseguita all'interno del volume di controllo usato nell'esperimento. Negli esperimenti eseguiti con l'apparato 2, la posizione e l'orientamento di un marcatore Fastrak posto sulla maniglia del soggetto è stato registrato a 120 Hz e la posizione di cinque o sette marcatori addizionali sono stati registrati a 120 Hz usando un sistema ottico di acquisizione del moto (Optotrak 3020, Northern Digital Inc, Waterloo, Ontario, Canada) con un'accuratezza inferiore a 0.1 mm in ciascuna direzione.

Due di questi marcatori addizionali sono stati posizionati sulla maniglia, uno sul polso (sul processo stiloideo dell'ulna), uno sul gomito (sull'epicondilo esterno), ed uno sull'omero (in corrispondenza della testa dell'omero). Nel caso del soggetto 6, che ha eseguito l'esperimento 2, al posto del singolo marcatore sono stati posizionati 3 marcatori sul polso (due sul processo stiloideo del radio con differenti orientazioni ed uno laterale sul processo stiloideo dell'ulna) per registrare la posizione del polso con l'avambraccio in tutte e tre le differenti posture. In tutti gli esperimenti, l'attività elettromiografica (EMG) di 19 muscoli (Tabella 1) è stata registrata usando elettrodi di superficie attivi bipolari (DE 2.1, Delsys Inc., Boston, MA). Ciascun elettrodo si compone di due barrette parallele di argento (distanti 10mm) ed di un preamplificatore differenziale (guadagno 10, RMS noise $1.2 \mu\text{V}$, CMRR > 80 dB) il tutto racchiuso in un supporto compatto (41 x 20 x 5 mm). Ciascun elettrodo è stato posizionato sul rispettivo muscolo attraverso un nastro biadesivo e connesso all'amplificatore (Bagnoli-16, Delsys Inc.) dove il segnale elettromiografico è stato filtrato (20-450 Hz) ed amplificato (guadagno totale 1000). Per ciascun muscolo, il posizionamento corretto dell'elettrodo è stato testato chiedendo al soggetto di eseguire un certo numero di manovre consistenti sia in liberi movimenti che in contrazioni isometriche ([15] ed osservando il profilo di attivazione atteso.

L'acquisizione dei dati e il controllo dell'esperimento sono state condotte usando un software scritto in Labview ed appositamente realizzato (National Instruments, Austin, TX). I dati elettromiografici sono stati acquisiti continuamente durante ciascun blocco (frequenza di campionamento 1 KHz, PCI-6035E, National Instruments). I dati cinematici sono stati sincronizzati con quelli elettromiografici legando il tempo di ciascun campione

(indicato da un segnale TTL di sincronizzazione generato dalle unità di controllo Fastrak e Optotrak) ad un contatore (temporizzato a 100 KHz, PCI-6602, National Instruments) sincronizzato con la temporizzazione dell'acquisizione elettromiografica. I dati Fastrak sono stati processati on-line per valutare il tempo di movimento e l'accuratezza della posizione del bersaglio e per fornire un feedback uditivo al soggetto sui trial falliti. Il programma di controllo dell'esperimento annota i tempi di tutti gli eventi comportamentali rilevanti.

Analisi dati

Tutte le analisi sono state eseguite usando un programma in Matlab appositamente scritto (Mathworks, Natick, MA). Per ciascun blocco, le registrazioni dell'attività elettromiografica e della cinematica sono state suddivise in segmenti corrispondenti a movimenti eseguiti correttamente, con inizio al tempo del segnale di *ready* (1 s prima del segnale *go*) e con fine al termine del periodo *hold* (1 s dopo l'acquisizione del bersaglio).

Cinematica della maniglia

Usando i dati della posizione e dell'orientamento della maniglia del soggetto forniti dai marcatori Fastrak ed i parametri geometrici della maniglia stessa è stata valutata la posizione del centro della sfera di riferimento (end-point) solidale alla maniglia. I dati di questa posizione sono stati filtrati con un filtro passa-basso (FIR filter, 15 Hz cut-off, zero-phase distortion, Matlab *fir1* e funzioni *filtfilt*) e differenziati al fine di valutare la velocità tangenziale ed il vettore velocità.

Per ciascun movimento, sono state effettuate le seguenti misure: il tempo di inizio movimento (da questo momento indicato come onset time), il tempo di fine movimento (da questo momento offset time), la durata del movimento (mt), la massima velocità ed il tempo in cui essa si verifica, il vettore movimento (nello spazio) e la direzione del movimento (nel piano di movimento). Gli istanti di inizio e fine movimento sono stati identificati come i tempi in cui il profilo di velocità tangenziale passava per il 10% del suo valore massimo. La durata del movimento è stata definita come l'intervallo tra l'inizio e fine movimento. Il vettore movimento è stato valutato come la differenza tra la posizione finale e quella iniziale. Per ciascuna condizione sperimentale, visto che la sfera di riferimento si muoveva essenzialmente su di un piano (quello sagittale o frontale), è stata valutata la proiezione del vettore movimento (nello spazio) sul piano di movimento individuato dalle prime due componenti principali di tutti i vettori movimento e per tutte le condizioni. Per movimenti nel piano sagittale, la direzione del movimento è stata valutata come l'anomalia

angolare a partire dalla direzione individuata da un movimento orizzontale in avanti intorno all'asse perpendicolare al piano di movimento. In tal modo un movimento diretto verso l'alto era caratterizzato da una direzione di 90° e un movimento all'indietro da una direzione di 180° . Per movimenti nel piano frontale, la direzione di movimento è stata valutata come l'anomalia angolare a partire da un movimento orizzontale mediale attorno all'asse perpendicolare al piano di movimento e rivolto in avanti. Così un movimento diretto verso l'alto aveva una direzione di 90° ed un movimento diretto lateralmente una direzione di 180° .

Cinematica del braccio

Negli esperimenti eseguiti con l'*apparato 2*, le posizioni dei marcatori della spalla, del gomito, e del polso sono stati utilizzati per valutare gli angoli di adduzione, di flessione, e di rotazione esterna della spalla, e l'angolo di flessione del gomito. Le coordinate dei marcatori del sistema Optotrak sono state prima ruotate in un sistema di riferimento cartesiano avente l'asse Z diretto come l'accelerazione di gravità, utilizzando i dati di una calibrazione della direzione dell'accelerazione di gravità basata sulla misura della posizione di due marcatori posizionati lungo un pendolo. I dati relativi alla posizione dei marcatori sono stati filtrati con filtro passabasso (5th-order Butterworth filter, FIR filter, 12 Hz cut-off, zero-phase distortion, Matlab *butter* e funzioni *filtfilt*) ed i quattro angoli delle articolazioni valutati (vedi Figura 3b) come gli angoli associati ad una sequenza di rotazioni dell'articolazione della spalla (adduzione, flessione, rotazione esterna) e di quella del gomito (flessione). Le velocità ed accelerazioni angolari sono state valutate attraverso una differenziazione numerica.

Elaborazione EMG

L'attività elettromiografica per ciascun trial è stata rettificata, filtrata con filtro passa basso (frequenza di taglio 20 Hz) ed integrata su di un intervallo di 10 ms. Tutti i trial in ciascuna condizione sperimentale sono stati allineati in corrispondenza del tempo di inizio movimento e mediati (Figura 4). In pochi casi (Tabella 1, indicati con --) alcuni muscoli hanno mostrato un cambiamento nell'ampiezza del segnale durante la sessione sperimentale presumibilmente in conseguenza ad un distacco parziale dell'elettrodo dalla pelle, e questi muscoli sono stati esclusi da ulteriori analisi.

Attività muscolare fasica

L'attività muscolare coinvolta in movimenti di puntamento su piani verticali provvedeva a bilanciare le forze gravitazionali, a mantenere la stabilità posturale, e ad

accelerare e decelerare il braccio per modificare la posizione della mano. Flanders e collaboratori [16, 17] hanno mostrato che è possibile separare una componente del segnale elettromiografico associata al mantenimento di una specifica postura del braccio (“tonica”) da quella associata al movimento del braccio stesso (“fasica”). La nostra analisi si è concentrata sulla componente fasica dell’attività muscolare, cioè su quella parte del segnale elettromiografico responsabile del solo movimento, usando una procedura di sottrazione per rimuovere la componente tonica, cioè quella parte del segnale elettromiografico responsabile del bilanciamento della forza di gravità e della stabilità posturale. In accordo con i risultati della Flanders la componente tonica è stata modellizzata come un livello di attivazione muscolare costante prima e dopo il movimento e con una rampa lineare tra due livelli costanti durante il movimento. L’attività di ciascun muscolo è stata valutata in corrispondenza delle posture iniziali e finali mediando l’attività elettromiografica integrata a partire dal tempo del segnale di ready fino a 200 ms prima dell’inizio movimento (livello tonico iniziale) e da 200 ms dopo la fine del movimento fino al termine del periodo hold (livello tonico finale). Dalle forme d’onda di ciascun muscolo sono stati sottratti il livello costante iniziale a partire dall’inizio del trial fino all’istante di inizio movimento, una rampa lineare tra i livelli iniziali e finali fino al termine del movimento ed il livello costante finale dalla fine del movimento fino al termine del trial. Questa procedura è stata impiegata per tutti i tipi di movimenti di puntamento inclusi i movimenti inversal e via-point. Dopo la sottrazione una forma d’onda fasica poteva assumere valori negativi, circostanza questa corrispondente ad una attivazione tonica più alta del livello elettromiografico osservato. In ultimo, l’intervallo temporale considerato per ulteriori analisi è stato ristretto a quei campioni inclusi tra 200 ms prima dell’inizio del movimento e 200 ms dopo la fine del movimento e l’ampiezza di ciascun campione è stata normalizzata per ciascun soggetto e muscolo al valore massimo registrato per quel muscolo su tutte le condizioni.

Estrazione delle sinergie muscolari

Abbiamo costruito l’attività muscolare come combinazione di N sinergie tempo varianti in questo modo:

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

dove $\mathbf{m}(t)$ è un vettore di numeri reali, ogni componente del quale rappresenta l'attivazione fasica di uno specifico muscolo al tempo t ; $\mathbf{w}_i(\tau)$ è un vettore rappresentante le attivazioni muscolari dell' i -esima sinergia al tempo τ dall'inizio della sinergia; t_i è il tempo dell'inizio della sinergia; c_i è il coefficiente di scala non-negativo e $\epsilon(t)$ è il rumore. È stata usata una versione modificata dell'algoritmo di ottimizzazione introdotto recentemente [1] al fine di identificare un insieme di sinergie muscolari, i loro tempi di inizio ed i coefficienti di scala che ricostruiscono l'intero repertorio dell'attività muscolare con il minimo errore. L'algoritmo è inizializzato scegliendo valori casuali per le N sinergie di una durata specifica (500 ms corrispondenti a 50 campioni di EMG) e procede seguendo tre passi:

dato un set di sinergie, trova i tempi di inizio delle sinergie per ogni trial ([18, 19]);

dato un set di sinergie e i loro tempi di inizio, trova i coefficienti di scala non negativi per ogni trial con minimi quadrati non negativi (funzione Matlab *lsqnonneg*);

dati i tempi di inizio ed i coefficienti di scala per tutti i trial, aggiorna le sinergie secondo l'andamento del gradiente della funzione errore

$$E(\mathbf{w}_{ij}) = \frac{\sum_s \sum_{k=1}^{k_s} \left\| \mathbf{m}^s(t_k) - \sum_i c_i^s \mathbf{w}_i(t_k - t_i^s) \right\|^2}{\sum_s \sum_{k=1}^{k_s} \left\| \mathbf{m}^s(t_k) \right\|^2} + \lambda \sum_{ij} \left\| \theta^-(\mathbf{w}_{ij}) \right\|^2 \quad (2)$$

dove $\mathbf{w}_{ij} = \mathbf{w}_i(\tau_j)$ e $\theta^-(\mathbf{w})$ mette a zero tutte le componenti positive di \mathbf{w} , si procede sui trial (movimenti), k_s è il numero di campioni di tempo nel trial s , t_k è il tempo del k -esimo campione in ogni trial, c_i^s and t_i^s le ampiezze e i coefficienti di tempo per la i -esima sinergia nel trial s .

La procedura essenzialmente consiste in una ricerca interattiva per un set di sinergie traslate nel tempo che meglio combinano con i dati. Per ogni trial, le sinergie ottenute usando tutti i possibili sfasamenti temporali sono confrontate ai dati ed i casi con il più alto prodotto scalare normalizzato sono selezionati e sottratti dai dati. Questa ricerca è ripetuta tra le sinergie rimanenti usando i dati residui.

Come conseguenza della sottrazione dell'attività tonica, le forme d'onda fasiche degli EMG possono avere valori negativi e quindi non è stato possibile usare la procedura originale di minimizzazione dell'errore basata sull'approccio secondo un algoritmo di

fattorizzazione di matrici non negative [1]. Invece, si è proceduto con la minimizzazione del gradiente per aggiornare le sinergie (passo 3 della procedura) con una funzione di errore che penalizza entrambe le inaccurate ricostruzioni (primo termine al passo 2) ed un valore elevato negativo nelle sinergie identificate (secondo termine). Il denominatore nel primo termine rappresenta la norma dell'intero set di dati ed è usato per semplificare la configurazione dei parametri del gradiente tra differenti set di dati (cioè differenti soggetti), normalizzando il contributo dell'errore di ricostruzione all'errore totale.

Il termine di penalità per le componenti negative delle sinergie è stata motivata da due considerazioni. Prima, come per altri metodi di fattorizzazione, la decomposizione di pattern di attività muscolare come combinazione di sinergie tempo-varianti non è necessariamente unica. Infatti, ci possono essere trasformazioni degli elementi di base, cioè le sinergie, trasformazioni associate dei coefficienti che forniscono insieme soluzioni alternative che spiegano i dati altrettanto correttamente come le basi originali. Per esempio, nel caso dell'analisi fattoriale ([20], i factor loadings possono essere arbitrariamente ruotati per ottenere una nuova struttura equivalente di fattori e questa arbitrarietà è di solito rimossa scegliendo dei criteri addizionali come per esempio massimizzando la varianza (varimax rotation). Nel caso della decomposizione delle sinergie tempo varianti, poiché gli elementi base sono sequenze di attivazioni muscolari che possono essere traslati nel tempo per un arbitrario numero di campioni, la soluzione non è invariante per una rotazione di sinergie. In ogni modo, una rotazione di sinergie può portare ad una nuova e differente soluzione che approssima i dati con un livello simile di accuratezza come la soluzione originale. Quindi, il termine di penalità per le componenti negative delle sinergie nella funzione di costo riduce questa arbitrarietà vincolando l'algoritmo ad identificare un set di sinergie con componenti negative minime tra i set, che spiega altrettanto bene i dati. Secondo, attivazioni negative non hanno un'interpretazione fisiologica. Una deflessione negativa nella forma d'onda di un muscolo di una sinergia può essere interpretata come influenza inibitoria agente sull'eccitazione dei motoneuroni derivante da altre sinergie e dal controllo posturale. Comunque, la quantità di inibizione sufficiente a rendere completamente silenzioso un muscolo, essendo uguale alla quantità di eccitazione proveniente dall'attività tonica del muscolo, è tipicamente più piccola dell'attività fasica. Quindi ci si dovrebbe aspettare che la deflessione negativa massima nelle forme d'onda delle sinergie sia una piccola frazione dell'ampiezza totale.

E' stato usato un criterio di convergenza di cinque iterazioni consecutive in base al quale la diminuzione dell'errore è meno di 10^{-4} . Al fine di minimizzare la probabilità di

trovare un minimo locale, per ogni N, l'ottimizzazione è stata ripetuta 10 volte ed è stata selezionata la soluzione con l'errore più basso. Il parametro (λ) tra i due termini dell'eq. 2 è stato posto 0.05 dopo un test, nello stesso soggetto, valori tra 0 e 0.5 e scegliendo il valore minore per il quale il minimo delle sinergie normalizzate fosse inferiore a -0.3, rappresentando una moderata quantità di inibizione.

Valutazione della bontà della ricostruzione attraverso sinergie

Poiché le attività elettromiografiche ed i residui della ricostruzione delle attività ottenuti dalle combinazioni di sinergie hanno andamento temporale multivariato, una misura della bontà della ricostruzione, tipicamente il rapporto di due varianze, deve essere definito usando una misura multivariata della variabilità dei dati. Al fine di definire una misura multivariata R^2 , è stata usata la variazione totale, definita come la traccia di covarianza delle attivazioni muscolari:

$$R^2 = 1 - \frac{SSE}{SST} = 1 - \frac{\sum_s \sum_{k=1}^{k_s} \left\| \mathbf{m}^s(t_k) - \sum_i c_i^s \mathbf{w}_i(t_k - t_i^s) \right\|^2}{\sum_s \sum_{k=1}^{k_s} \left\| \mathbf{m}^s(t_k) - \bar{\mathbf{m}} \right\|^2} \quad (3)$$

ove SSE è la somma dei residui quadrati e SST la somma dei residuo quadratico dal vettore di attivazione media ($\bar{\mathbf{m}}$), cioè la variazione totale moltiplicata per il numero totale di campioni ($K = \sum_s k_s$). Quindi R^2 rappresenta la frazione di variazione totale spiegata dalla ricostruzione delle sinergie. Mentre questa misura è un indicatore globale della bontà della ricostruzione (tra tutti i trial), è anche utile definire la bontà della ricostruzione di trial individuali. Se usiamo lo stesso valore di R^2 ristretto a un trial, stiamo confrontando il residuo di un trial alla variazione dei dati su quel trial, che può variare molto da trial a trial. Perciò, lo stesso errore residuo potrebbe avere differenti valori di R^2 in un trial con modulazione in ampiezza dell'attività muscolare piccola ed in un trial con modulazione grande. A tal fine è stata definita la misura della bontà della ricostruzione di un singolo trial basata sulla variazione totale (tra tutti i trial) per campione unitario, cioè

$$R_{trial}^2 = 1 - \frac{SSE_{trial}/k_s}{SST/K} = 1 - \frac{\sum_{k=1}^{k_s} \left\| \mathbf{m}^s(t_k) - \sum_i c_i^s \mathbf{w}_i(t_k - t_i^s) \right\|^2}{\sum_s \sum_{k=1}^{k_s} \left\| \mathbf{m}^s(t_k) - \bar{\mathbf{m}} \right\|^2} \times \frac{K}{k_s} \quad (4)$$

con questa definizione, l' R^2 totale è la media dei valori di R_{trial}^2 pesati dalla loro durata.

Selezione del numero di sinergie

Il numero N delle sinergie estratte è un parametro del modello quindi è stata ripetuta l'estrazione con una gamma di sinergie da 1 a 8. È stato selezionato uno specifico numero di sinergie per ulteriori analisi secondo una procedura basata sullo studio della dipendenza della quantità della variazione totale spiegata (R^2) da un numero N di sinergie. La logica di tale procedura consiste nel fatto che se i dati sono stati generati attraverso la combinazione di N^* sinergie e nessun rumore è stato aggiunto, allora un insieme con $N > N^*$ sinergie non spiegherebbe una variazione maggiore nei dati di quanto non ne spieghi il insieme con N^* sinergie, spiegando quest'ultimo insieme già il 100% della variazione dei dati in analisi. Quando una certa quantità di rumore viene aggiunta l'insieme con N^* sinergie spiegherebbe meno del 100% della variazione dei dati ed l'insieme di sinergie con $N > N^*$ spiegherebbe una frazione maggiore della variazione dei dati. In ogni modo la variazione catturata dal modello con $N > N^*$, in aggiunta alla variazione catturata dal modello con $N = N^*$, cattura la sola quota dovuta al rumore. Così, sotto l'assunzione che la variazione casuale associata al rumore sia più piccola della variazione strutturata presente all'interno dei dati, ci si aspetta che la curva R^2 della ricostruzione attraverso sinergie cambi pendenza per un numero di sinergie $N = N^*$. Quindi, è stata esaminata la caratteristica di R^2 in funzione di N per valutare il numero corretto di sinergie. Questa procedura è analoga allo *scree test* comunemente impiegato per la selezione del numero di fattori nell'analisi fattoriale [21] e si è dimostrata adeguata nell'identificare il numero corretto delle sinergie muscolari tempo varianti e non negative [22]. È stato inoltre usato un secondo criterio quantitativo per la selezione del numero di sinergie in base al quale, sotto l'ulteriore assunzione che per $N > N^*$ ciascuna delle sinergie addizionali catturi una uguale quantità delle variazione del segnale associata al solo rumore, ci si aspetta che la curva R^2 presenti andamento rettilineo per $N > N^*$. Una simile assunzione è alla base del *Barlett test*, un'altro test comunemente impiegato per la selezione del numero di fattori nell'analisi fattoriale [23]. È stata impiegata una procedura basata sulla regressione lineare [24] al fine di identificare il valore di N dopo il quale la curva R^2 rimane essenzialmente rettilinea. Una serie di regressioni lineari è stata condotta, partendo da una regressione sull'intera curva di R^2 e progressivamente rimuovendo il più piccolo valore di N dall'intervallo di regressione. Sono stati confrontati fra loro gli errori residui quadratici medi (MSE) delle differenti regressioni e il numero ottimale di sinergie N^* è stato selezionato

come il primo valore N corrispondente ad una linea di regressione da N a N^{max} con un MSE più piccolo di 10^{-4} .

Significatività delle sinergie estratte

Attraverso una simulazione, è stato verificato che la struttura delle sinergie identificate non risultasse da un artificio insito nel metodo di estrazione. Il valore di R^2 della ricostruzione dei dati effettivi, ricostruzione ottenuta attraverso la combinazione delle sinergie identificate, è stato confrontato con il valore di R^2 della ricostruzione di dati simulati senza struttura, ricostruzione ottenuta attraverso la combinazione delle sinergie estratte dal insieme di dati simulati. I dati simulati senza struttura sono stati generati con la medesima distribuzione dell'ampiezza empirica ed addolciti nei loro profili rispetto ai dati osservati attraverso un riarrangiamento dei campioni, indipendentemente per ciascun muscolo, e dopo filtrando con un filtro passa-basso i campioni riarrangiati (10 Hz soglia). La procedura di riarrangiamento consiste nel generare una permutazione casuale di un vettore di indici (a partire da 1 fino al numero totale dei campioni, funzione Matlab *randperm*) per ciascun muscolo e nel riordinare i campioni usando l'indice permutato. È stato successivamente ricostruito un insieme di dati simulati con lo stesso numero di trial e con la stessa durata per ciascun trial dei dati osservati. Per ciascun insieme di dati osservati sono stati simulati 50 insieme di dati ed è stata ripetuta la medesima procedura di estrazione di sinergie usata per i dati osservati. È stata stimata la significatività ($p < 0.05$) valutando il 95° percentile della distribuzione di R^2 per i dati simulati.

Ricostruzione dell'attività elettromiografica associate ai movimenti point-to-point, reversal, e via-point

La robustezza del modello delle sinergie è stato testato ricostruendo i profili temporali dell'attivazione muscolare per un insieme di dati mediante le sinergie estratte da un altro differente insieme di dati. Per determinare i coefficienti di ampiezza e di tempo che meglio ricostruiscono un insieme di dati relativi a movimenti point-to-point, dato un insieme di sinergie, è stata utilizzata un'unica iterazione dei passi 1 e 2 dell'algoritmo di estrazione di sinergie dopo aver inizializzato le sinergie al dato insieme. È stata utilizzata questa procedura negli esperimenti 1 e 2 per ricostruire le forme d'onda dell'attività muscolare registrata durante il movimento con pesi aggiuntivi e con avambraccio in postura prona o supina, mediante le sinergie estratte dallo schema dell'attività elettromiografica dei movimenti point-to-point con maniglia scarica ed avambraccio in postura neutra. Questa procedura è stata usata anche per trial individuali, utilizzando le sinergie estratte dall'attività muscolare media in modo tale da realizzare un'analisi statistica della modulazione

delle sinergie tra le diverse condizioni. Per ciascun soggetto, piano di movimento, e sinergia sono stati studiati gli effetti della direzione (8 livelli), del peso o della postura (3 livelli), della posizione della sfera di riferimento (2 livelli) e le loro interazioni con i coefficienti di ampiezza delle sinergie mediante una analisi della varianza a tre vie ANOVA (funzione Matlab *anovan*). Nel caso di movimenti inversal e via-point, nei quali ci sono due distinte fasi cinematiche, ciascuna associata ad un picco della velocità tangenziale della sfera di riferimento, è stata usata una procedura di adattamento leggermente differente. Assumendo che in questi casi di movimenti di puntamento più complessi, ciascuna sinergia possa essere reclutata più di una volta durante ciascun movimento, è stata utilizzata nuovamente una singola iterazione dei primi due passi dell'algoritmo di estrazione per adattare le sinergie con un nuovo insieme di dati ma il passo 1 è stato modificato per consentire l'utilizzo della stessa sinergia più volte nello stesso movimento. Per prevenire un'eccessiva sovrapposizione temporale della stessa sinergia, è stato introdotto un periodo refrattario di 100 ms (10 campioni) nella procedura di "matching pursuit" usata per determinare l'istante di inizio della sinergia [19]. Riassumendo, ciascuno schema della componente fasica dell'attività elettromiografica, osservata in movimenti con inversione e attraverso un punto intermedio, è stato ricostruito con una sequenza di due o più istanze di ciascuna delle sinergie muscolari temporali estratte da movimenti punto-a-punto, ciascuna indipendentemente scalata in ampiezza e traslata nel tempo.

Confronto degli insiemi di sinergie

Il coseno dell'angolo tra due sinergie è stato utilizzato come misura della loro somiglianza. Questo è stato definito come il massimo del prodotto scalare normalizzato tra due sinergie temporali traslate di k_1 e k_2 campioni su tutti i possibili relativi ritardi ($k_1 - k_2$) (vedere [1] per maggiori dettagli).

Per confrontare le sinergie estratte da differenti soggetti, queste sono state raggruppate usando un'analisi di raggruppamento gerarchico (*clustering gerarchico*). È stata utilizzata la somiglianza tra una coppia di sinergie (s_{ij}), calcolate con il sottoinsieme di muscoli comuni a tutti i soggetti, per definire una misura di distanza ($d_{ij} = 1 - s_{ij}$) e per creare un raggruppamento gerarchico ad albero (*cluster tree*) da tutte le coppie di sinergie (funzione Matlab *linkage*). Successivamente il raggruppamento gerarchico è stato suddiviso con il numero minimo di gruppi per i quali non ci fosse più di una sinergia proveniente dallo stesso soggetto in ciascun gruppo. In ultimo, in ciascun gruppo, è stato identificato l'elemento con la più alta similarità media con tutti gli altri elementi e questa somiglianza media è stata usata per quantificare la somiglianza media in un gruppo. È

stato inoltre definito un indice di somiglianza (S) tra due sinergie, come un valore compreso tra 1 nel caso di sinergie identiche, a 0 per una bassa somiglianza, come

$$S = \frac{s_{data} - s_{chance}}{1 - s_{chance}}$$

dove s_{data} rappresenta la somiglianza tra le due sinergie ed s_{chance} è la somiglianza media tra 500 coppie di sinergie casuali. Le sinergie casuali sono state simulate campionando la distribuzione empirica dell'ampiezza di attivazione di ciascun muscolo nel insieme di dati dal quale le sinergie sono state estratte, costruendo sequenze di dati casuali con la stessa durata della sinergia, e filtrando, con filtro passabasso, le risultanti sequenze (10 Hz soglia) per eguagliare la regolarità temporale delle effettive sinergie. Successivamente è stata stimata la significatività ($p < 0.05$) degli indici di somiglianza provenienti dalle distribuzioni di similarità tra le sinergie casuali.

Modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie.

Per caratterizzare la dipendenza direzionale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie in ogni carico o postura e condizione della sfera di riferimento, è stata usata la regressione lineare multipla (funzione di Matlab *regress*) per approssimare il modello:

$$c(\theta) = \beta_0 + \beta_x \cos(\theta) + \beta_y \sin(\theta), \quad (5)$$

dove θ è la direzione del movimento, c è il coefficiente di ampiezza della sinergia, β_0 è il parametro di offset. È stata riscritta l'eq. 5, in termini di ampiezza $r = \sqrt{\beta_x^2 + \beta_y^2}$ e direzione preferita $\theta^{PD} = \tan^{-1}(\beta_y / \beta_x)$ della funzione di modulazione coseno, come:

$$c(\theta) = \beta_0 + r \cos(\theta - \theta^{PD}). \quad (6).$$

La bontà del fit è stata quantificata con il valore R^2 e la sua significatività testata con un F test. In conclusione, al fine di paragonare la dispersione angolare della direzione preferenziale dell'attivazione di muscoli individuali, per ogni muscolo ed ogni trial è stata calcolata la massima attivazione muscolare in una finestra di 100 ms che si muove nell'intero trial [13] e sono stati fittati questi dati con la stessa procedura usata per i coefficienti di ampiezza delle sinergie. Poi, per ogni piano del movimento, sinergia o

muscolo, è stata confrontata la deviazione angolare ([25]) della direzione preferenziale tra le sei differenti condizioni (tre carichi o posture e due endpoints).

Ricostruzione dell'attività muscolare dei movimenti reversal and via-point attraverso l'attività muscolare dei movimenti point-to-point

La ricostruzione dell'attività elettromiografica dei muscoli per movimenti inversal via-point avvenuta attraverso la combinazione delle sinergie muscolari estratte dai movimenti point-to-point, è stata confrontata con la ricostruzione ottenuta adottando i profili dell'attività elettromiografica dei due movimenti point-to-point corrispondenti alle due fasi separate dei movimenti inversal e via-point, ciascuno traslato nel tempo in modo da allineare i picchi della velocità tangenziale. Per ciascun soggetto e piano di movimento, e per ciascuna attività elettromiografica fasica media relativi a movimenti reversal e via-point, sono stati traslati nel tempo i profili d'onda dell'attività elettromiografica fasica media dei movimenti point-to-point tra la posizione di partenza ed una posizione intermedia dei movimenti reversal e via-point, e dei movimenti point-to-point tra una posizione intermedia e la posizione bersaglio, in modo tale che i tempi in corrispondenza dei picchi della velocità tangenziale nei movimenti point-to-point fossero allineati sui tempi del primo e del secondo picco della velocità tangenziale nei movimenti reversal e via-point. Successivamente sono stati individuati due coefficienti di ampiezza non-negativi per i due schemi motori traslati, relativi ai movimenti point-to-point, che minimizzano l'errore di ricostruzione, utilizzando un algoritmo di minimizzazione ai minimi quadrati con vincolo di non negatività (funzione Matlab *lsqnonneg*).

Risultati

Nove soggetti, suddivisi in tre gruppi di tre soggetti ciascuno, hanno eseguito differenti insiemi di movimenti di puntamento in piani verticali. Tutti i gruppi hanno eseguito un insieme di movimenti point-to-point tra una posizione centrale ed otto posizioni bersaglio nel piano frontale ed in quello sagittale afferrando una maniglia con l'avambraccio in postura neutra all'inizio del movimento (Fig. 3a, d, ed e). I soggetti del primo gruppo hanno anche eseguito lo stesso insieme di movimenti point-to-point con due differenti pesi inseriti nella maniglia (*esperimento 1*, Fig. 3b) e quelli del secondo gruppo con due differenti posture dell'avambraccio (*esperimento 2*, Fig. 3c).

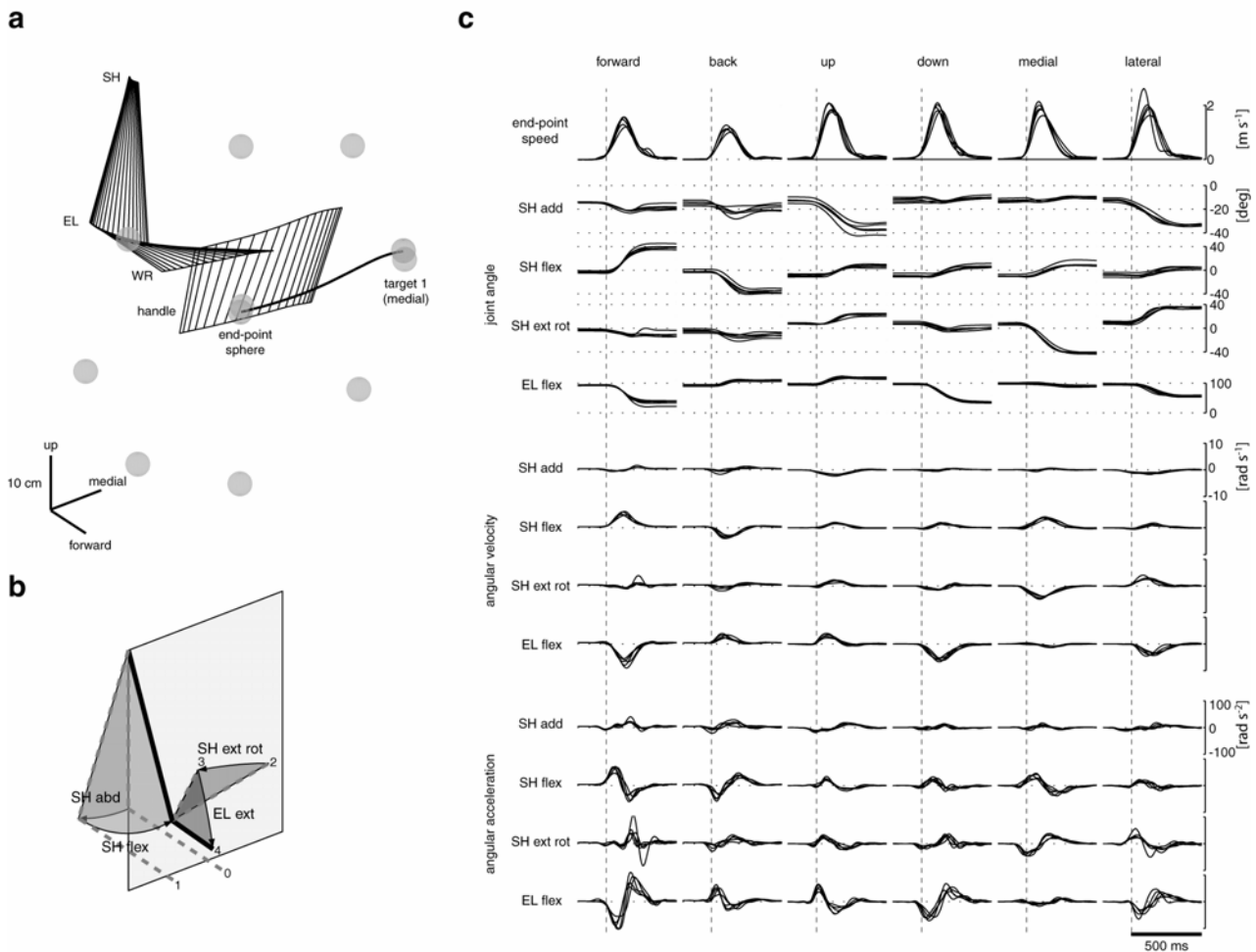


Figure 2: Esempio di cinematica relativa a movimenti point-to-point. Gli angoli di rotazione per le articolazioni della spalla e del gomito sono state valutate mediante tre marcatori posizionati sul braccio e sull'avambraccio. (a) La figura mostra l'orientamento nello spazio dell'omero, dell'avambraccio, e dell'impugnatura cilindrica della maniglia durante un movimento a partire dalla posizione centrale verso la posizione bersaglio 1 nel piano frontale (le posizioni della posizione centrale, delle 8 periferiche, e quella della sfera di riferimento della maniglia al tempo di inizio e di fine movimento sono indicate dalle sfere grigie; SH: spalla; EL: gomito, WR: polso). (b) Tre angoli della spalla (adduzione, flessione e rotazione esterna) ed uno del gomito (flessione) sono stati valutati come gli angoli associati alla sequenza di singole rotazioni assiali necessarie per raggiungere la postura a partire da una postura di riferimento (0 a 4). (c) La velocità della sfera di riferimento della maniglia, gli angoli delle articolazioni, velocità angolari e accelerazioni angolari per cinque ripetizioni di sei movimenti nel piano frontale e sagittale (soggetto 3, peso da 180 g, postura neutra).

I soggetti del terzo gruppo, in aggiunta ai movimenti point-to-point con la maniglia scarica e con l'avambraccio in postura neutra, hanno eseguito movimenti di puntamento più complessi, cioè movimenti inversal e via-point (*esperimento 3*, Fig. 3f and g). Per prima cosa è stata caratterizzata l'organizzazione spazio temporale dell'attività muscolare per insiemi comuni di movimenti point-to-point identificando, per ciascun soggetto in ciascun gruppo, un insieme di sinergie muscolari variabili nel tempo. Successivamente è stato testato se queste sinergie fossero in grado di ricostruire l'attività muscolare osservata in tutte le altre condizioni.

Cinematica della maniglia e del braccio

Le traiettorie della maniglia, identificate dalla sfera di riferimento, per tutti i movimenti point-to-point, sono risultate approssimativamente rettilinee con un profilo di velocità a forma di campana (Figura 2).

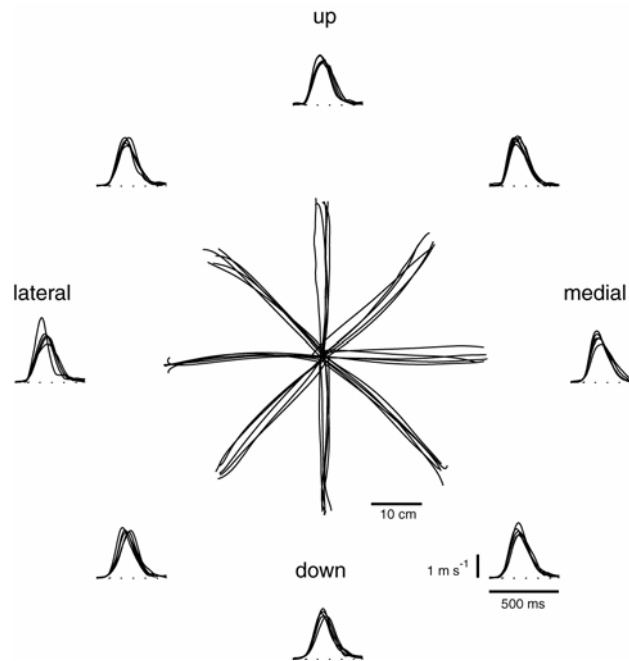


Figure 3: Esempio di cinematica relativa a movimenti point-to-point. Traiettorie e i profili della velocità tangenziale della sfera di riferimento, posta sulla maniglia movimentata dai soggetti, per cinque ripetizioni di movimenti veloci center-out di 8 posizioni bersaglio (1-8) nel piano frontale (soggetto 3, peso maniglia di 180 g, postura neutra dell'avambraccio).

Per i movimenti point-to-point comuni a tutti gli esperimenti, la durata media del movimento è risultata variare, tra i diversi soggetti e i due piani, da 202 ms a 304 ms, la velocità massima media da 1.58 m/s a 2.56 m/s, e la distanza di movimento media da 23.4 cm a 32.0 cm (Tabella 2). La direzione del movimento ha avuto, in molti casi, un effetto significativo sulla cinematica (durata del movimento 13/18 casi, ANOVA a 2 vie, durata del movimento vs. direzione di movimento e movimento della sfera di riferimento, $p < 0.05$; massima velocità 11/18 casi; distanza di movimento 12/18 casi).

Table 3: Summary of end-point kinematics for point-to-point movements common to all experiments (mean \pm sd).

experiment	subject	plane	movement duration [ms]	maximum speed [m/s]	movement distance [cm]
1	1	fr	219 \pm 29	2.15 \pm 0.28	26.8 \pm 1.8
		sa	279 \pm 55	1.83 \pm 0.32	26.8 \pm 1.7
	2	fr	251 \pm 41	1.92 \pm 0.26	27.6 \pm 1.6
		sa	303 \pm 53	1.63 \pm 0.31	27.2 \pm 2.1
	3	fr	287 \pm 26	2.01 \pm 0.20	32.0 \pm 1.2
		sa	291 \pm 41	1.58 \pm 0.38	23.5 \pm 2.7
2	4	fr	205 \pm 36	2.56 \pm 0.45	27.3 \pm 3.3
		sa	293 \pm 58	2.02 \pm 0.53	29.2 \pm 5.0
	5	fr	225 \pm 37	2.53 \pm 0.34	29.2 \pm 2.5
		sa	282 \pm 48	1.89 \pm 0.40	27.0 \pm 3.0
	6	fr	242 \pm 26	2.12 \pm 0.23	29.9 \pm 1.1
		sa	282 \pm 50	1.92 \pm 0.43	29.7 \pm 1.8
3	7	fr	267 \pm 36	2.13 \pm 0.30	30.4 \pm 1.3
		sa	288 \pm 38	2.10 \pm 0.39	31.5 \pm 2.2
	8	fr	276 \pm 31	1.94 \pm 0.28	30.4 \pm 1.8
		sa	288 \pm 28	1.79 \pm 0.26	28.8 \pm 1.5
	9	fr	262 \pm 37	2.05 \pm 0.27	30.5 \pm 1.6
		sa	304 \pm 48	1.82 \pm 0.35	30.3 \pm 2.1

La posizione della sfera di riferimento sulla maniglia, durante il movimento (bersaglio periferico vs il bersaglio centrale) non ha mostrato un effetto significativo in molti casi (durata del movimento 14/18 casi, $p > 0.05$; massima velocità 16/18 casi; distanza di movimento 12/18 casi) ma in molti altri ha mostrato un'interazione significativa con la direzione di movimento (durata di movimento 7/18 casi, $p < 0.05$; massima velocità 9/18 casi; distanza di movimento 13/18 casi).

Per cinque soggetti, inoltre, sono state registrate anche le posizioni, nello spazio, sia dell'omero che dell'avambraccio, dalle quali sono stati stimati gli angoli di rotazione della spalla e del gomito (Fig.3a, b). Le rotazioni articolari richieste per eseguire movimenti

rettilinei della sfera di riferimento sulla maniglia hanno comportato cambiamenti in tutti gli angoli della spalla (adduzione, flessione, rotazione esterna) e degli angoli del gomito (flessione). Per esempio (Figura 3) movimenti verso l'alto e verso il basso sono stati caratterizzati principalmente da una flessione e da una estensione del gomito, rispettivamente, ma sono state anche coinvolte rotazioni in corrispondenza di altre articolazioni, così come indicato dai valori relativamente alti delle loro accelerazioni angolari.

Componente fasica dell'attività muscolare

Le forme d'onda dell'attivazione muscolare fasica sono state caratterizzate usando una procedura di sottrazione.

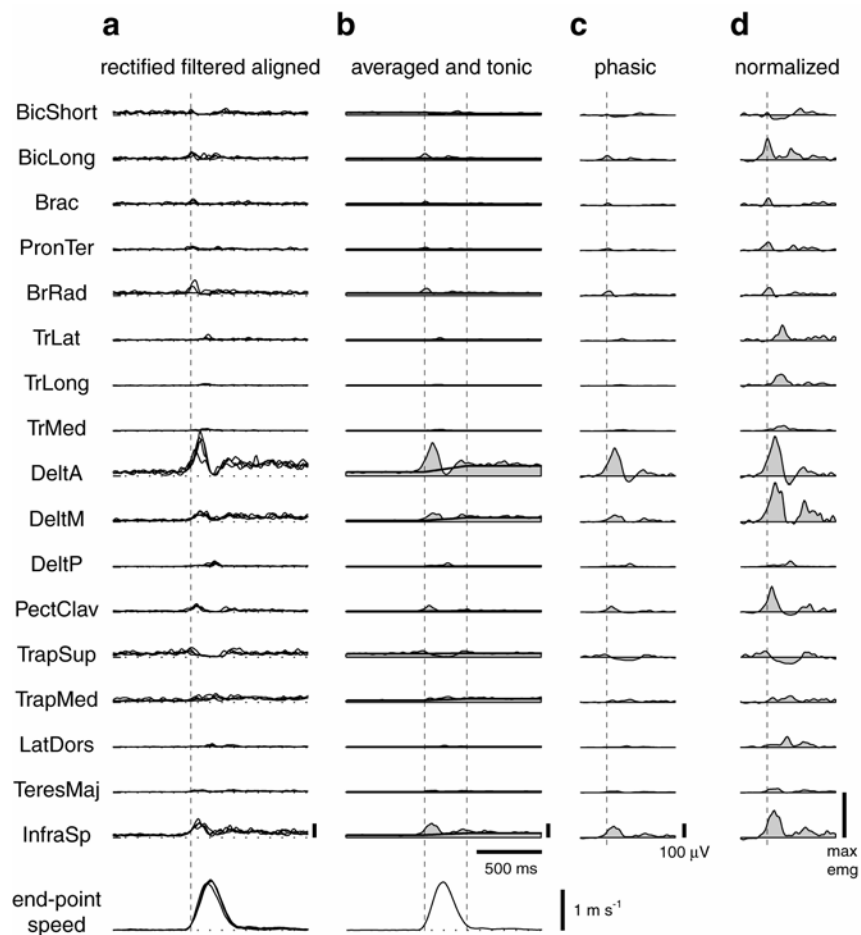


Figure 4: Stima della componente fasica dell'attività elettromiografica. I segnali elettromiografici, rettificati e filtrati, per tutte le ripetizioni di uno stesso movimento (a), sono stati allineati all'istante d'inizio movimento e successivamente mediati (b, *linea sottile e area compita*). Per ciascun muscolo, la componente fasica dell'attività muscolare (c) è stata ricostruita sottraendo una rampa lineare a partire dal livello tonico di quel muscolo prima dell'inizio del movimento fino al livello tonico successivo alla fine del movimento (b, *linea spessa*) dalla media dell'attività elettromiografica di quel muscolo. L'attività di ciascun muscolo è stata successivamente normalizzata al massimo valore raggiunto da quel muscolo su tutte le condizioni (d, vedere Metodi).

E' stata registrata l'attività elettromiografica di 19 muscoli operanti sulle articolazioni della spalla e del gomito, e le corrispondenti forme d'onda di attivazione sono state mediate per ciascun muscolo per tutte le differenti ripetizioni dopo aver allineato ciascun trial in corrispondenza del tempo di inizio movimento (Figura 4).

La componente posturale di ciascuna forma d'onda di attivazione muscolare è stata sottratta in modo tale che la forma d'onda fasica risultante rappresentasse l'attività muscolare responsabile dell'accelerazione e decelerazione del braccio. In conseguenza di questa sottrazione, l'attività fasica poteva assumere anche valori negativi, circostanza questa indicante che in qualche fase del movimento, per specifici muscoli, l'attività necessaria a muovere il braccio, risultava inferiore rispetto a quella necessaria a mantenere una configurazione statica dello stesso in opposizione alla gravità. Un'analisi qualitativa delle forme d'onda corrispondenti alla componente fasica dell'attività elettromiografica ha indicato la presenza in ciascun muscolo di una specifica e graduale modulazione della sua ampiezza e del tempo di attivazione in funzione della direzione del movimento, in accordo con studi precedenti ([14], [13]).

Sinergie muscolari

Per molti muscoli, la forma d'onda dell'attivazione muscolare, dopo aver scalato in ampiezza e traslato nel tempo, è apparsa preservata lungo alcune direzioni. Questa osservazione ha suggerito che la forma d'onda della componente fasica di ciascun muscolo risultava da una o poche forme d'onda comuni che scalate in ampiezza e traslate nel tempo in funzione della direzione di movimento [26]. Oltre alla sola caratterizzazione dei muscoli individuali abbiamo cercato di identificare le relazioni spazio-temporali tra le forme d'onda di attivazione di tutti i muscoli registrati invarianti su tutte le condizioni di movimento. Utilizzando la componente fasica dell'attività elettromiografica mediata ed integrata per tutti i movimenti di ciascun soggetto, sono stati estratti insiemi di sinergie temporali contenenti ciascuno un numero di sinergie compreso tra 1 e 8. Il numero di sinergie da considerare per le analisi successive è stato selezionato come compromesso tra un modello di parsimonia ed uno di accuratezza. È stato osservato che le curve caratteristiche della variazione dei dati spiegata dal modello (R^2) come una funzione di un numero di sinergie estratte (Figura 5a), presentava un cambiamento nella pendenza in corrispondenza della quarta o quinta sinergia, in base al soggetto considerato. La presenza di questo cambiamento di pendenza nella curva di R^2 indica che insiemi di sinergie con più elementi rispetto al numero di sinergie fino al cambiamento di pendenza spiegavano solamente una piccola frazione addizionale della variazione totale dei dati.

Inoltre, per tutti i soggetti, la porzione della curva R^2 a destra di questo cambiamento di pendenza è risultata approssimativamente rettilinea, condizione questa che suggerisce, sotto l'assunzione di rumore isotropico (che contribuisce allo stesso modo per le differenti sinergie), che ulteriori sinergie spiegavano una uguale quantità di variazione casuale attribuita al rumore.

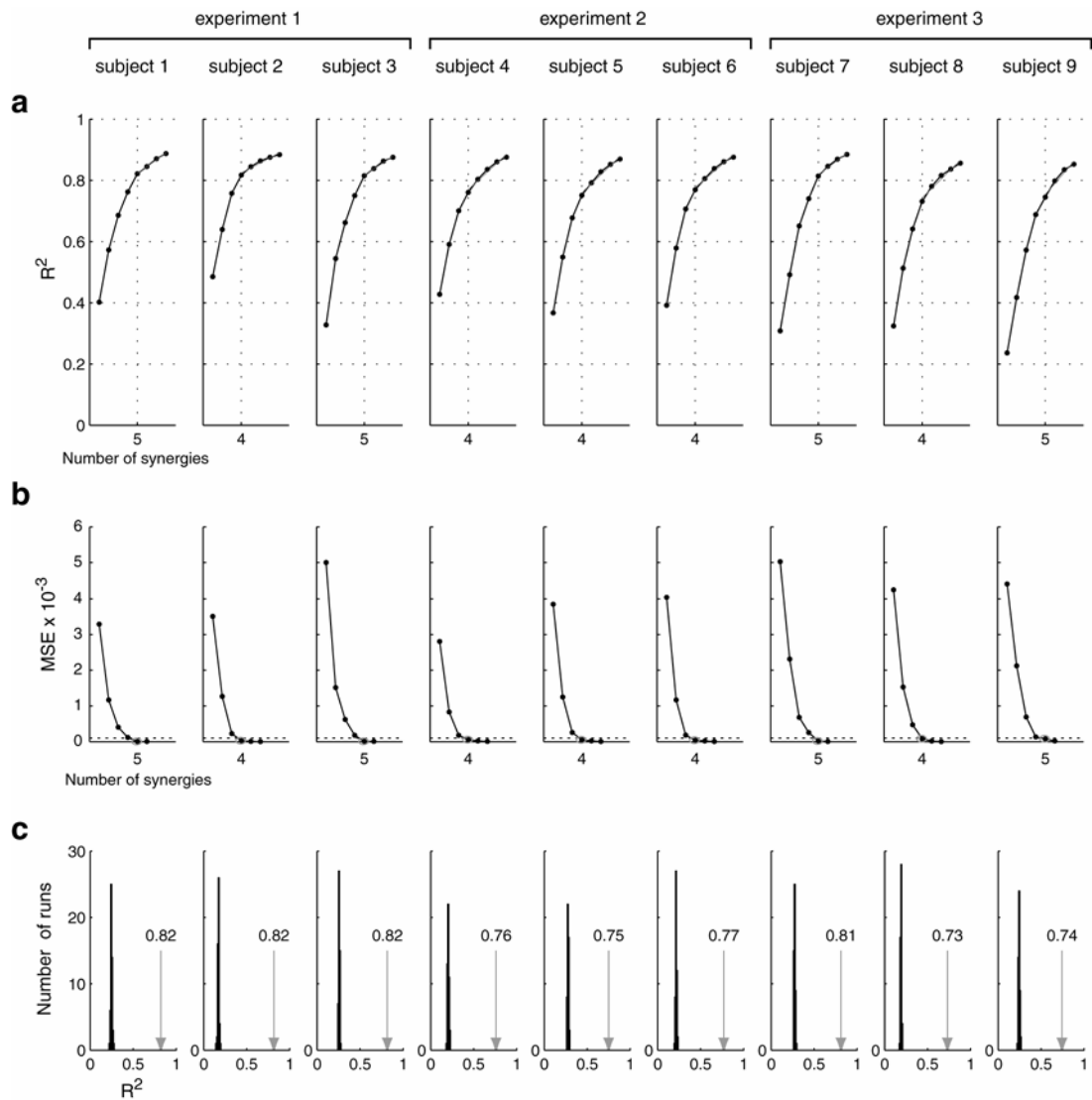


Figure 5: Estrazioni di sinergie. (a) Variazione totale spiegata come una funzione del numero di sinergie estratte. La curva dell'andamento della percentuale della variazione totale spiegata dalla combinazione di sinergie (R^2) come funzione del numero di sinergie estratte presenta un cambiamento di pendenza in corrispondenza della quarta o quinta sinergia (linea verticale punteggiata) a seconda del soggetto (differenti colonne). (b) Selezione del numero di sinergie. Per ciascun soggetto, il numero di sinergie da considerare per le successive analisi è stato determinato come il numero in corrispondenza del quale l'errore quadratico medio (MSE) della regressione lineare della porzione di curva R^2 a partire da un dato numero di sinergie (da 1 a 6) fino alla fine della curva (8 sinergie) scende sotto 10^{-4} (linea orizzontale tratteggiata). (c) Significatività delle sinergie estratte. Ciascun istogramma mostra la distribuzione del valore di R^2 per una ricostruzione di dati simulati, e senza alcuna struttura, con le sinergie a questi associati su più di 50 cicli di simulazioni, e viene confrontato con il valore R^2 per la ricostruzione dei dati reali con le sinergie estratte dagli stessi (freccia, vedere Metodi)

Una procedura di regressione lineare è stata utilizzata per validare quantitativamente la scelta del numero di sinergie (Figura 5b, vedere Metodi)

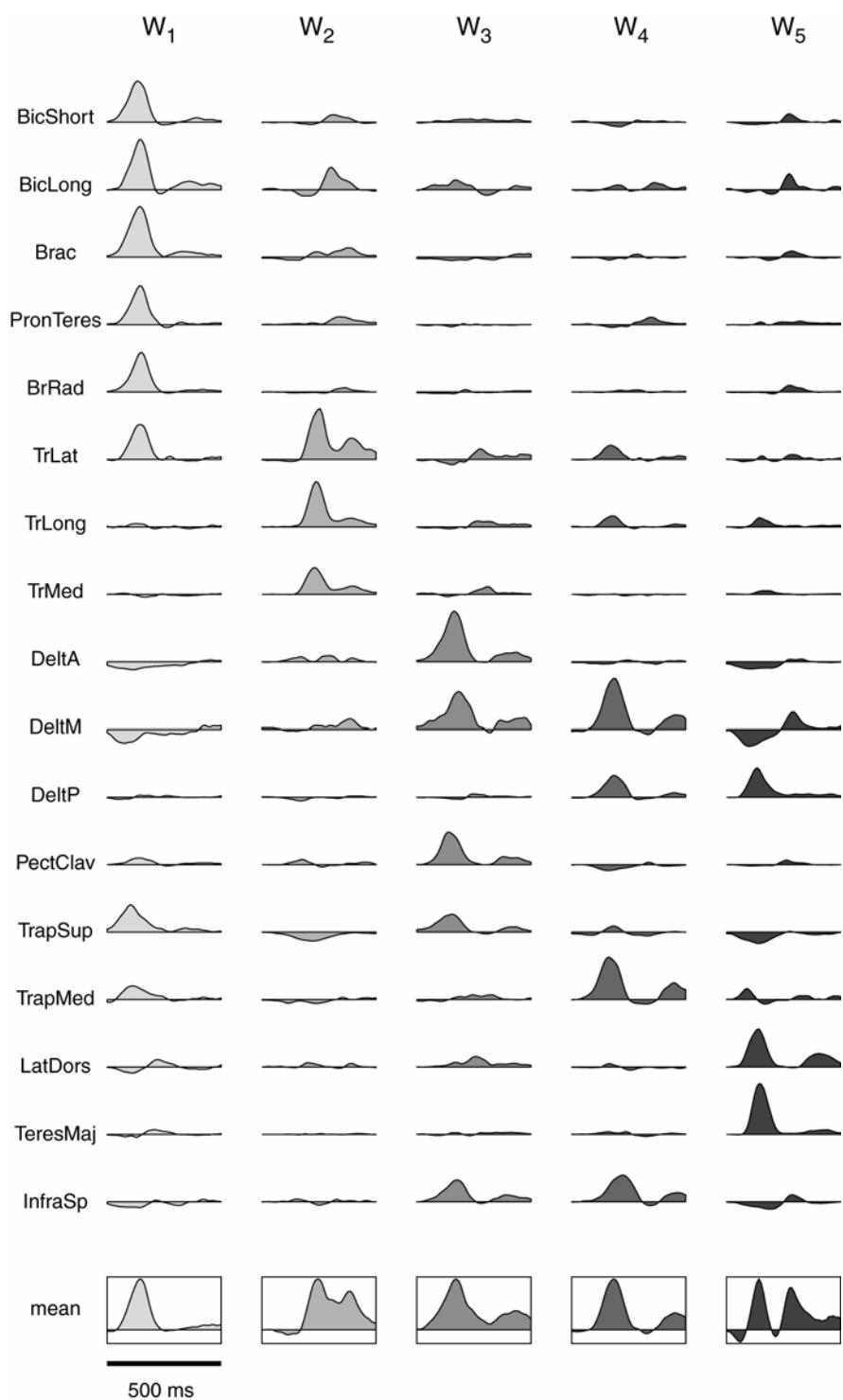


Figure 6: Cinque sinergie tempo-varianti estratte dall'attività muscolare del soggetto 3. Ciascuna sinergia (da W_1 a W_5) rappresenta l'attivazione di tutti i muscoli per 500 ms, con uno specifico insieme di forme d'onda dell'attivazione muscolare per ciascuna sinergia. L'ultima riga mostra il profilo d'onda dell'attività media muscolare per ciascuna sinergia (racchiusa in un rettangolo).

Il valore di R^2 per l'insieme con quattro sinergie (soggetti 2, 4, 5, 6, e 8) è risultato variare da 0.73 (soggetto 8) a 0.82 (soggetto 2). Il valore R^2 per l'insieme con cinque sinergie (soggetti 1, 3, 7, e 9) è risultato variare tra 0.74 (soggetto 9) a 0.82 (soggetti 1, 3)

Attraverso una simulazione (vedi Metodi) è stato verificato che le sinergie estratte fossero in grado di catturare le caratteristiche significative nell'insieme di dati e che non fossero invece derivanti da un artificio del metodo di estrazione. Il valore di R^2 della ricostruzione dei dati attraverso le sinergie estratte è risultato significativamente più alto rispetto al valore di R^2 ottenuto dalla ricostruzione dei dati simulati e senza struttura con lo stesso numero di sinergie estratte dai dati simulati (Figura 5c), circostanza questa indicante che la struttura delle sinergie estratte era espressione di una reale organizzazione spazio-temporale nei dati.

Le cinque sinergie estratte dal soggetto 3 (Figura 6) hanno mostrato le caratteristiche basilari delle sinergie estratte da tutti i soggetti. Ciascuna sinergia rappresenta l'attivazione di tutti i muscoli per una durata di 500 ms, con uno specifico sottoinsieme di muscoli maggiormente attivati all'interno di ciascuna sinergia e molti muscoli reclutati da più di una sinergia. La prima sinergia (W_1) ha presentato una picco di attivazione sincrona in tutti i muscoli reclutati principalmente nell'azione di flessione del gomito (entrambi i capi dell bicipite, brachiale, brachioradiale, e pronatore rotondo), nei muscoli elevatori della scapola (trapezio superiore e medio), e in un estensore monoarticolare del gomito (tricipite laterale). Pochi muscoli nella prima sinergia hanno mostrato anche una attivazione negativa iniziale (deltoide anteriore e medio), condizione questa corrispondente ad una diminuzione o alla inattivazione della componente posturale di questi muscoli durante il movimento. La seconda sinergia (W_2) ha mostrato una attivazione negativa iniziale del trapezio superiore seguita da una sequenza di due picchi positivi nei tre capi del tricipite (estensori del gomito) con una attivazione positiva del capo lungo del bicipite in corrispondenza dei due picchi di attività del tricipite. La terza sinergia (W_3) mostrava una forte attivazione positiva dei due flessori della spalla (deltoide anteriore e pettorale), un abduuttore della spalla (deltoide medio), un rotatore esterno della spalla (infraspinato), e il trapezio superiore. Il profilo temporale di queste forme d'onda di attivazione è risultato essenzialmente bifasico, con un picco iniziale più largo. Altri muscoli in questa sinergia (tricipite, gran dorsale) hanno presentato un debole picco d'attivazione in corrispondenza del minimo nel profilo di attivazione dei muscoli bifasici. Il profilo di attivazione del deltoide laterale e posteriore, del trapezio medio, e dell'infraspinato nella

quarta sinergia (W_4) è stato anche esso bifasico e positivo. Inoltre, questa sinergia ha mostrato un picco di attivazione singolo positivo del tricipite laterale e lungo ed una debole attivazione negativa del pettorale. In ultimo, la quinta sinergia (W_5) presentava una attivazione positiva dei tre estensori della spalla (deltoide posteriore, gran dorsale, e gran rotondo) con azioni opposte sulla rotazione della spalla (esterna per il deltoide, interna per gli altri due), una simultanea attivazione negativa nel deltoide anteriore e laterale, nel trapezio superiore, e nell'infraspinato, ed una attivazione positiva tardiva dei flessori del gomito e del deltoide laterale. Riassumendo, ciascuna delle cinque sinergie estratte dal soggetto 3 ha mostrato una specifica organizzazione spazio-temporale con distinti gruppi di muscoli attivati o inibiti in istanti differenti. Inoltre, mentre ciascuna sinergia è stata caratterizzata dall'attivazione sincrona di un insieme di muscoli tra loro sinergici, come i flessori del gomito in W_1 e gli estensori del gomito in W_2 , ciascuna sinergia includeva anche muscoli che agiscono su differenti articolazioni e con attivazione asincrona. In ultimo, per ciascuna sinergia è stata valutata la forma d'onda di attivazione media su tutti i muscoli (riga inferiore) per aiutare a visualizzare la temporizzazione del reclutamento della sinergia così come riportato nelle figure a seguire.

Ricostruzione dell'attività elettromiografica attraverso combinazioni di sinergie muscolari

La ricostruzione delle forme d'onda di attivazione per un singolo muscolo illustra il meccanismo di combinazione di sinergie (Figura 7). Per ciascun movimento, le forme d'onda delle cinque sinergie per quel muscolo (una riga della Figura 6) sono scalate in ampiezza e traslate nel tempo secondo specifici coefficienti (vedi Metodi) e sommate insieme per generare la completa forma d'onda di attivazione muscolare. Le differenti forme d'onda di attivazione per un dato muscolo, su tutti i movimenti, sono generate con differenti coefficienti di ampiezza e di tempo. I profili di attivazione muscolare sono stati, per tutte le direzioni e condizioni di movimento, e nella maggior parte dei casi, ricostruiti accuratamente dalla combinazione di sinergie identificate in ciascun soggetto, quando opportunamente scalate in ampiezza e traslate nel tempo. L'esempio dell'attività muscolare per sei movimenti center-out del soggetto 3 (Fig.8, parte superiore, linea sottile ed area grigia), e la ricostruzione dell'attività muscolare (parte superiore, linea spessa) attraverso la combinazione di cinque sinergie descritte precedentemente (Figura 6), illustra il livello dell'accuratezza di ricostruzione raggiunto dal modello sinergie. Il valore di R_{trial}^2 (frazione della variazione totale spiegata in un trial, vedere Metodi), per la ricostruzione di ciascuno dei sei schemi di attivazione muscolare dell'esempio, è risultato

variare da 0.76 (*down*) a 0.85 (*medial*). Tra tutti i soggetti e condizioni, il valore di R_{trial}^2 varia tra 0.40 a 0.94 (mediana 0.80).

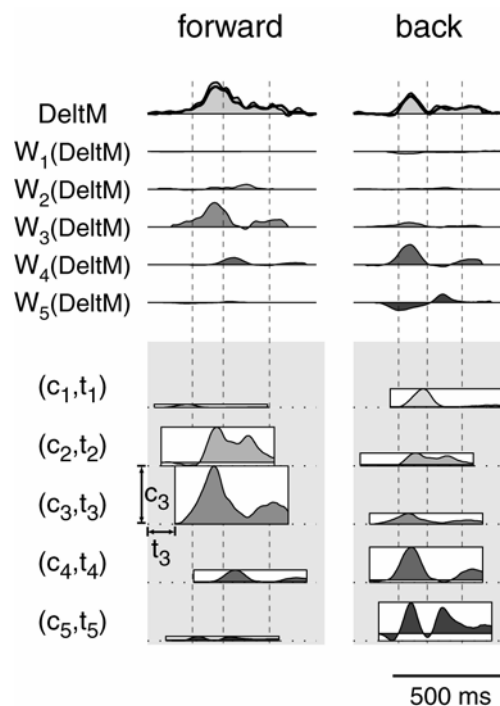


Figure 7: Meccanismo di combinazione delle sinergie. La ricostruzione di una singola forma d'onda dell'attività muscolare (deltoide medio, DeltM, *prima riga, linea sottile e area campita*) in due differenti movimenti (*differenti colonne, soggetto 3, center-out, peso di 180 g*) mostra il meccanismo utilizzato per ricostruire i profili dell'attività elettromiografica dei muscoli attraverso la combinazione di sinergie tempo-varianti. Per ciascun movimento, le forma d'onda delle sinergie, per ciascuna delle cinque considerate (*dalla seconda alla sesta riga, indicate con W₁ a W₅, corrispondenti alle cinque forme d'onda nella riga relativa al DeltM della figura 6*), sono state scalate in ampiezza e traslate nel tempo in base a specifici coefficienti di movimento (c_i e t_i , $i = 1, \dots, 5$, vedere Metodi) e sommate insieme (*prima riga, linea spessa*). I valori dei coefficienti sono illustrati nella parte inferiore attraverso cinque rettangoli. L'altezza di ciascun rettangolo rappresenta il coefficiente di ampiezza per una sinergia, la sua posizione orizzontale corrisponde al tempo in cui detta sinergia viene reclutata. Il profilo all'interno di ciascun rettangolo rappresenta la forma d'onda dell'attività muscolare media nella sinergia (riga in basso Figura 6) ed è rappresentato soltanto per visualizzare meglio la tempistica del reclutamento delle sinergie. Và notato come l'attivazione di uno stesso muscolo in movimenti differenti dipende dalla combinazione di differenti sinergie (principalmente W₃ e W₄ per movimenti in avanti, principalmente W₄ e W₅ per movimenti all'indietro). Inoltre la specifica forma e tempistica dell'onda di ciascun muscolo dipende da quanto sono scalate in ampiezza e traslate nel tempo le forme d'onda delle diverse sinergie.

In generale, il modello sinergie cattura la forma base del profilo di attivazione muscolare anche quando la ricostruzione non è perfetta; per esempio, la forma d'onda osservata per il gran dorsale nella direzione verso il basso (quarta colonna) presentava un profilo bifasico con due picchi, il primo picco più largo del secondo e allineato in corrispondenza del tempo di inizio movimento (prima linea verticale tratteggiata).

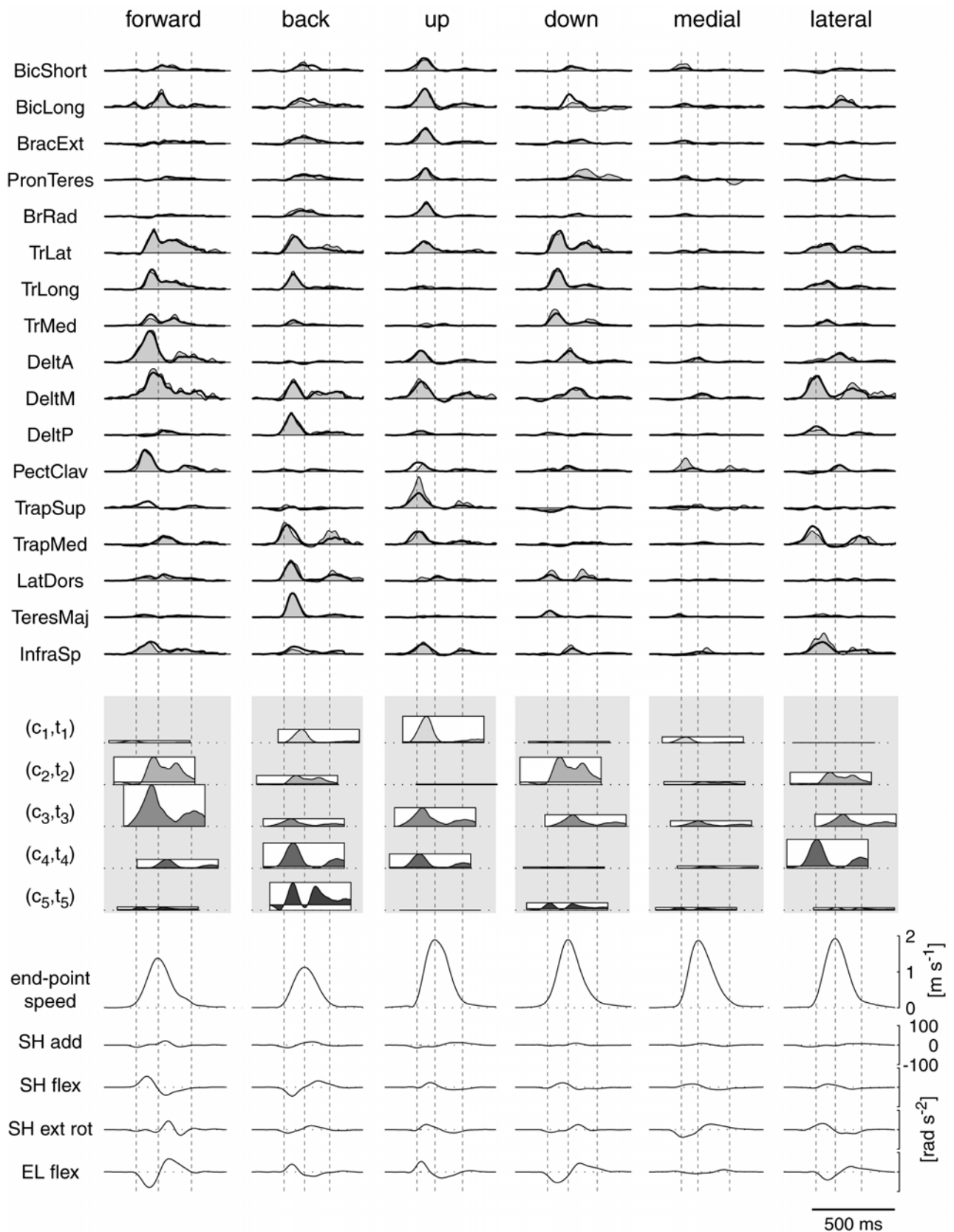


Figure 8: Esempio di ricostruzione dell'attività muscolare attraverso la combinazione di sinergie per differenti condizioni di movimento. Le componenti fasiche dell'attività muscolare mediata, rettificata, filtrata, ed integrata sono ricostruite scalando in ampiezza e traslando nel tempo 5 sinergie tempo-varianti (Figura 6). I dati osservati (*porzione superiore, linea sottile e area campita*) e la loro ricostruzione (*linea spessa*) come combinazione di cinque sinergie (dove i coefficienti di ampiezza e di tempo sono rappresentati rispettivamente dall'altezza e dalla posizione di rettangoli, come in

Figura 7) sono mostrati per due direzioni nel piano sagittale (in avanti e all'indietro), due direzioni comuni ai piani sagittale e frontale (sopra e sotto), e due direzioni nel piano frontale (mediale e laterale) (soggetto 3, center-out, peso maniglia di 180 g). Per ciascuna direzione, le linee verticali tratteggiate rappresentano il tempo di inizio movimento, il tempo della massima velocità, e il tempo di fine del movimento. La porzione inferiore della figura mostra i profili di velocità tangenziale e dell'accelerazione angolare della sfera di riferimento solidale alla maniglia per ciascuna direzione di movimento.

La forma d'onda ricostruita per lo stesso muscolo (linea spessa) ha presentato un'ampiezza più bassa rispetto alle forme d'onda osservate ma possiede un profilo temporale assai simile.

Modulazione direzionale delle sinergie

I coefficienti di ampiezza di ciascuna sinergia hanno mostrato una distinta modulazione direzionale.

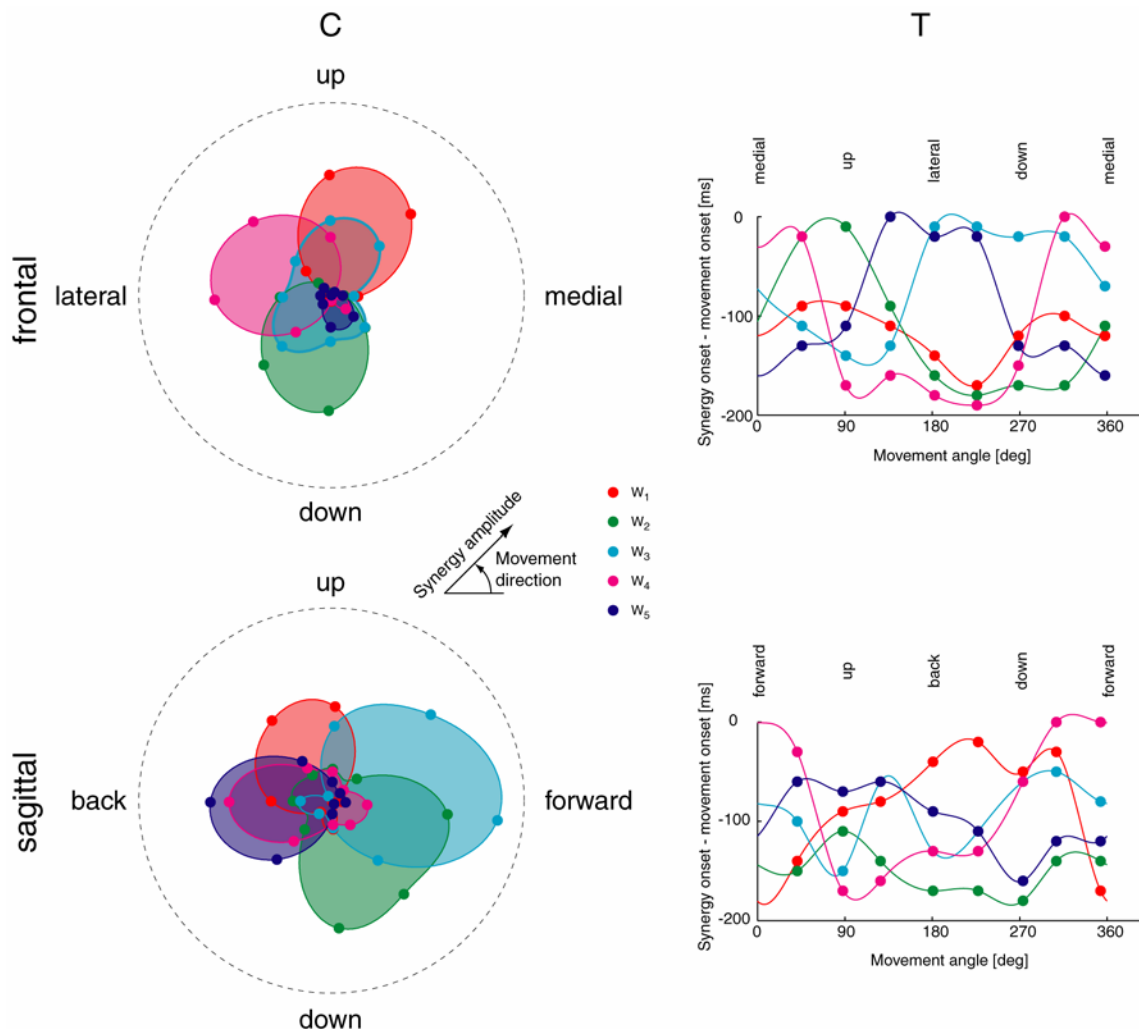


Figure 9: Modulazione direzionale delle sinergie. I coefficienti di ampiezza (colonna di sinistra) e di tempo (colonna di destra) delle sinergie per movimenti nel piano frontale (riga superiore) ed in quello sagittale (riga inferiore) sono mostrati per il soggetto 3 (center-out, maniglia dal peso di 180 g, avambraccio in postura neutra). Sia per i plot polari delle ampiezze (C, colonna di sinistra), sia per plot temporali (T, colonna di destra) gli 8 valori dei coefficienti di ciascuna sinergia (punteggio colorato) sono collegati attraverso una curva spline cubica periodica di interpolazione.

Per gli 8 movimenti center-out nel piano frontale per il soggetto 3, il coefficiente di ampiezza per la prima sinergia (W_1) è risultato massimo per movimenti mediali e verso l'alto con andamento gradualmente decrescente per movimenti distanti da queste direzioni (Fig.9, parte superiore sinistra, rosso). La seconda sinergia (W_2) è risultata reclutata al suo massimo per movimenti verso il basso (parte superiore sinistra, verde). La terza sinergia (W_3) presentava un'ampia modulazione con un massimo per entrambi i movimenti mediali verso l'alto e laterali verso il basso (parte superiore sinistra, ciano). La quarta sinergia (W_4) ha presentato una modulazione per movimenti laterali (parte superiore sinistra, magenta). La quinta sinergia (W_5) risultava debolmente reclutata in queste condizioni ma ha mostrato una chiara direzione preferenziale nei movimenti mediali verso il basso (parte superiore sinistra, blue). In modo analogo, i coefficienti di ampiezza per gli 8 movimenti center-out nel piano sagittale del soggetto 3 hanno mostrato una specifica modulazione direzionale. In questo piano la prima sinergia risultava attivata al suo massimo per movimenti verso l'alto e all'indietro (parte inferiore a sinistra, rosso), la seconda sinergia per direzioni che variano tra movimenti verso il basso a quelli in avanti (parte inferiore a sinistra, verde), e la terza sinergia per movimenti in avanti. Le sinergie 4 e 5 hanno mostrato una dipendenza direzionale simile, con una massima attivazione per movimenti all'indietro (parte inferiore a sinistra, Magenta e blue). In ultimo, in molti casi la dipendenza del coefficiente di ampiezza dalla direzione di movimento risultava unimodale ed assomiglia alla funzione coseno con un offset positivo.

I tempi di inizio delle sinergie sono anch'essi risultati modulati con la direzione del movimento. Nel piano frontale, l'istante iniziale della prima sinergia si registra progressivamente sempre prima, rispetto all'istante di inizio movimento, quando la direzione di movimento si allontana dalla direzione di massimo reclutamento (circa 70° verso l'alto dalla direzione mediale, Fig.9, in alto a destra, rosso). Al contrario, il reclutamento della seconda sinergia si riscontra prima per quei movimenti verso ed intorno la direzione di massimo reclutamento (verso il basso, intorno ai 250°) e progressivamente in ritardo per quei movimenti intorno alle direzioni verso l'alto (90° , in alto a destra, verde). L'inizio della terza sinergia avviene prima per le direzioni verso l'alto (intorno al primo picco di ampiezza) ed in ritardo per le direzioni verso il basso (intorno al secondo picco, in alto a destra, ciano). La tempistica della quarta e quinta sinergia mostra una modulazione simile a quella della seconda sinergia: anticipata per movimenti attorno alla direzione di massima attivazione (160° e 260° rispettivamente) e in ritardo per i movimenti attorno alle direzioni opposte (in alto a destra, Magenta e blue). Nel piano sagittale, il tempo di inizio

della prima sinergia, partendo dalla direzione di massima attivazione (intorno ai 130°), ritarda andando verso le direzioni posteriori ed anticipa verso quelle anteriori (in basso a destra, rosso). La modulazione della seconda sinergia nel piano sagittale risulta simile alla sua modulazione nel piano frontale ma con una più modulazione più lieve: tende ad anticipare per movimenti verso il basso e a ritardare per i movimenti verso l'alto (in basso a destra, verde). L'inizio della terza sinergia mostra un graduale anticipo muovendosi dalla direzione verso il basso, a quella in avanti (direzione di massima attivazione), a quella verso l'alto (in basso a destra, ciano). La quarta e quinta sinergia, al contrario della somiglianza nella loro modulazione in ampiezza, hanno modulazioni opposte nel tempo: l'inizio di W_4 dalla tendenza ad anticipare tende ritardare andando dalla direzione verso l'alto, a quella all'indietro, a quella verso il basso (in basso a destra, magenta), mentre l'inizio di W_5 passa dall'andamento in ritardo a quello anticipato lungo lo stesso insieme di direzioni (in basso a destra, blue).

Confronto tra soggetti

Le sinergie estratte da differenti soggetti sono risultate, nella maggior parte dei casi, assai simili. Per confrontare le sinergie estratte da diversi soggetti, l'insieme di 40 sinergie estratte da tutti i soggetti è stato suddiviso in sei gruppi (indicati con le lettere da A a F), in base alla loro somiglianza, con un algoritmo di raggruppamento (Fig.10a e b, vedere Metodi). I primi cinque gruppi contengono, nello stesso ordine, le cinque sinergie del soggetto 3 (Figura 6). I gruppi A, C, e D ciascuno contiene sinergie da ogni soggetto. Il gruppo B contiene sinergie dell'ottavo e del nono soggetto, il gruppo E del soggetto 3, ed il gruppo F del soggetto 2. I primi quattro gruppi contengono le sinergie rappresentanti un'organizzazione spazio-temporale comune a tutti i soggetti. Le forme d'onda dell'attivazione muscolare delle sinergie nei gruppi da A a D (Figura 10c) hanno mostrato molte delle caratteristiche distintive delle prime quattro sinergie del soggetto 3 (Figura 6). In particolar modo, tutte le sinergie nel gruppo A hanno presentato un picco di attivazione nei muscoli flessori del gomito e nel trapezio superiore. Un picco di attivazione nei muscoli estensori del gomito, e un'attivazione negativa nel trapezio superiore seguite da un piccolo picco di attivazione dei muscoli flessori del gomito, è risultato comune a tutte le sinergie nel gruppo B. Il gruppo C ha mostrato una caratteristica di attivazione del deltoide anteriore e del pettorale seguite da una più piccola attivazione del gran dorsale. In ultimo, un'attivazione del deltoide laterale, posteriore e dell'infraspinato è risultata comune a tutte le sinergie del gruppo D.

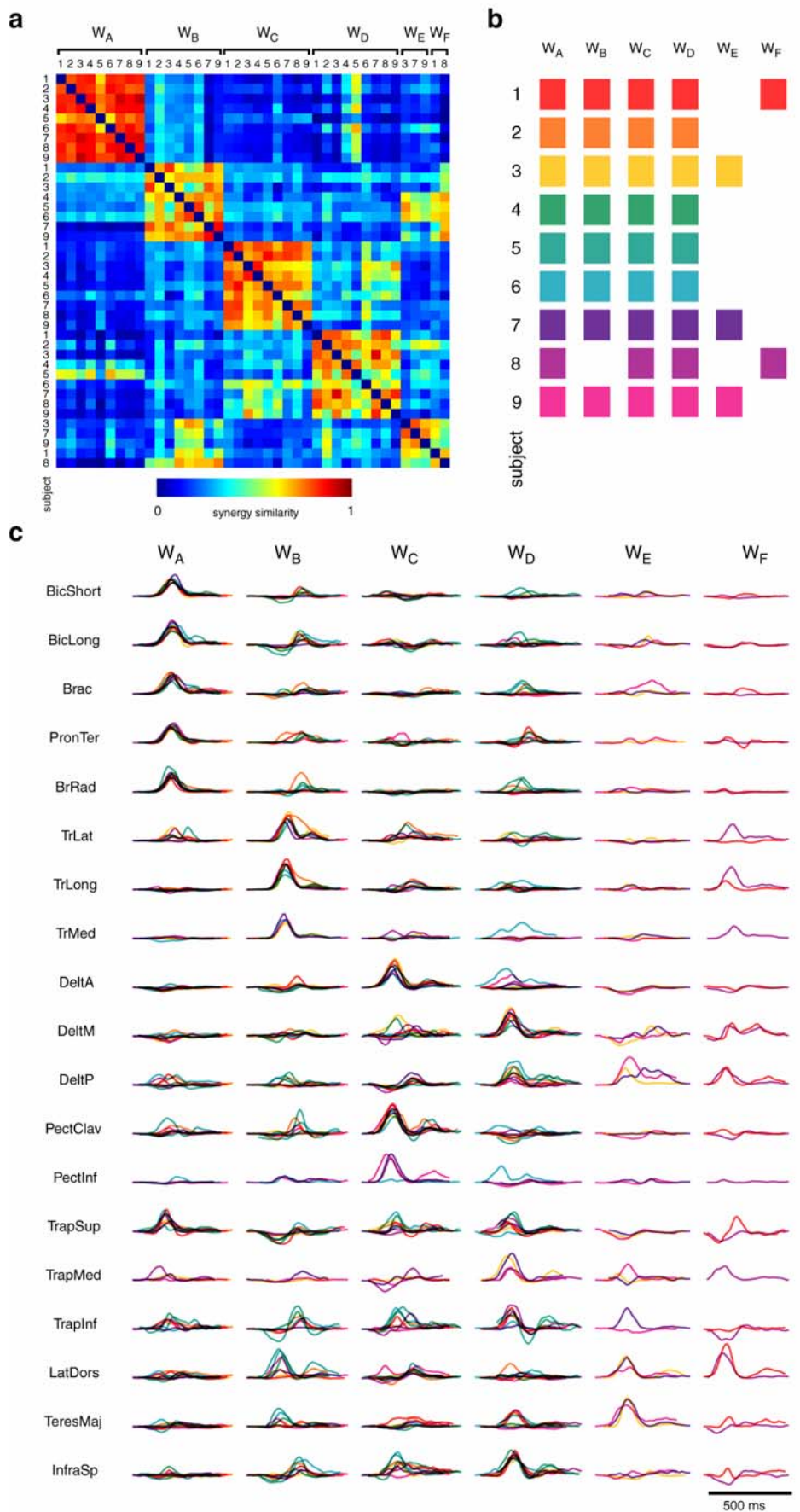


Figure 10: Confronto delle sinergie sui diversi soggetti. E' stato utilizzato un algoritmo gerarchico di raggruppamento delle 40 sinergie estratte da tutti i nove soggetti in base alla loro somiglianza. Il raggruppamento gerarchico generato dalla matrice di somiglianza (a) è stato suddiviso in 6 gruppi

(b) numero questo corrispondente al numero minimo in corrispondenza del quale non è presente più di un elemento proveniente dallo stesso soggetto in ciascun gruppo. Le sinergie in ciascun gruppo (c), mostrano caratteristiche distintive (vedere testo). In (b) e (c) ciascun soggetto è identificato con un colore differente.

Il grado di somiglianza all'interno di ciascun gruppo è stato quantificato identificando l'elemento con il più alto valore medio di somiglianza e valutando un indice di somiglianza ottenuto normalizzando la somiglianza con quella casuale (vedere Metodi). Il gruppo A ha mostrato una somiglianza media, tra la sinergia estratta nel soggetto 7 e le altre 8 sinergie presenti nel gruppo, del valore di 0.85, e l'indice medio di somiglianza di 0.65 con tutte le 8 coppie significativamente simili ($p < 0.05$). Il gruppo B ha presentato una somiglianza media del valore di 0.73 e l'indice medio di somiglianza di 0.40. Per il gruppo C la somiglianza media è risultata di 0.78 e l'indice medio di somiglianza di 0.43, per il gruppo D la somiglianza media è risultata di 0.72 e l'indice medio di somiglianza di 0.31, e per il gruppo E una somiglianza media di 0.77 e un indice medio di somiglianza di 0.39. In ultimo, per il gruppo F, con solo due elementi la somiglianza è stata di 0.67, e l'indice di 0.32.

Generalizzazione delle sinergie sulle condizioni dinamiche e posturali

Se le sinergie estratte dai movimenti point-to-point ,con maniglia scarica ed avambraccio in postura neutra, non rappresentano semplicemente un'approssimazione secondo un criterio di parsimonia, quanto arbitrario, della variabilità delle forme d'onda dell'attivazione elettromiografica su tutte le direzioni di movimento ma, al contrario, catturano un insieme di componenti spazio-temporali impiegate per generare i profili di attivazione muscolare, è lecito allora aspettarsi che queste sinergie siano in grado di ricostruire l'attività muscolare osservata nelle differenti condizioni. Questa predizione è stata verificata valutando l'accuratezza della ricostruzione attraverso le sinergie quando un carico viene aggiunto alla maniglia (esperimento 1) e quando la postura dell'avambraccio viene cambiata (esperimento 2). Per ciascun soggetto del primo gruppo, l'attività muscolare fasica registrata durante i movimenti point-to-point eseguiti con due carichi inseriti nella maniglia (peso complessivo di 630 g e 1040 g) è stata ricostruita usando le sinergie estratte dallo stesso insieme di movimenti eseguiti però con la miglia scarica (180 g). Per i soggetti del secondo gruppo è stata invece ricostruita l'attività muscolare registrata durante movimenti point-to-point eseguiti con l'avambraccio seconda postura prona e supina. Nell'esperimento 1, la durata del movimento e la massima velocità, in molti casi, sono state significativamente influenzate dal cambiamento di peso (5 di 6

soggetti e combinazione dei piani di movimento per la durata di movimento, ANOVA a 3 vie, durata di movimento vs, direzione, sfera di riferimento, e peso, $p < 0.05$; 6/6 casi per la massima velocità) al contrario della distanza di movimento (6/6 casi, $p > 0.05$). La durata del movimento aumenta con il peso (differenze positive tra la media con il peso maggiore e la media con il peso minore in 13/18 confronti sui tre livelli di peso i 6 casi, $p < 0.05$, confronto post hoc con test di Tukey, mentre la velocità massima diminuisce (differenza negativa media in 17/18 confronti). Nell'esperimento 2, la direzione del movimento, la massima velocità, ed anche la distanza di movimento sono risultate influenzate in molti casi dalla postura dell'avambraccio (4/6 casi per la durata di movimento, 4/6 per la massima velocità, e 5/6 casi per la distanza di movimento; ANOVA a 3 vie, direzione, velocità, o distanza vs. direzione, sfera di riferimento, e peso, $p < 0.05$). Quindi entrambe le alterazioni sperimentali, introdotte con la variazione del peso e della postura, hanno influenzato la cinematica del movimento.

L'accuratezza nella ricostruzione dell'attivazione muscolare attraverso la combinazione di sinergie in molte delle condizioni alterate, è risultata prossima a quella osservata nell'insieme di dati utilizzati per l'estrazione delle sinergie.

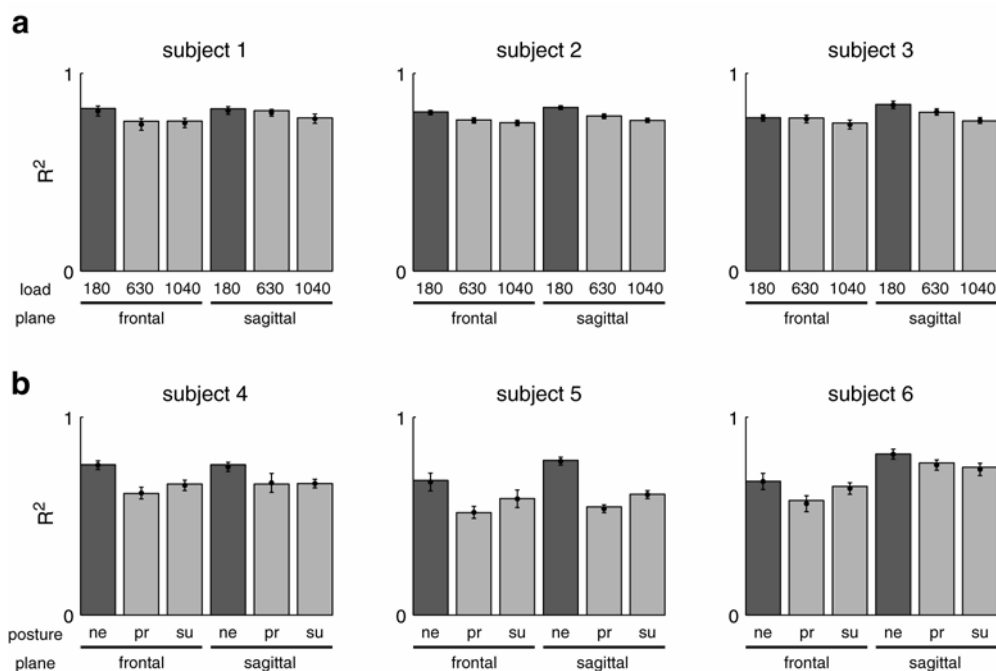


Figure 11: Robustezza delle sinergie sulle condizioni dinamiche e posturali. La frazione della variazione totale spiegata dalla ricostruzione dei dati raccolti per condizioni di movimento caratterizzate da differenti pesi (a, esperimento 1; 180 g, 630 g, e 1040 g) e differenti posture dell'avambraccio (b, esperimento 2; *ne*: neutra, *pr*: prona, *su*: supina) con le sinergie estratte da movimenti point-to-point effettuati con maniglia scarica e con avambraccio in configurazione neutra (barre grigio chiaro) è prossima alla frazione della variazione totale spiegata dalla ricostruzione dei dati da cui le sinergie sono state estratte (barre grigio scuro), indicando un significativo grado di generalizzazione sulle condizioni dinamiche e posturali. La media e la deviazione standard dei valori di R^2 ottenute su 100 sottoinsiemi con il 50% dei trial selezionati casualmente in ciascuna condizione (statistica bootstrap) sono sovrapposti alle barre che rappresentano i valori di R^2 per il 100% dei trial.

Nell'esperimento 1, il valore di R^2 della ricostruzione per entrambe le condizioni di peso e per i due piani di movimento (Figura 11a), è risultato sempre al di sopra di 0.75 e con una riduzione massima, relativamente alla condizione con maniglia scarica, di 0.06. Nell'esperimento 2, il valore minimo di R^2 (Figura 11b) è risultato di 0.52 con l'avambraccio secondo la postura prona e di 0.59 secondo la postura supina. La massima diminuzione di R^2 è stata di 0.24 per l'avambraccio in configurazione prona e di 0.17 per quella supina (entrambe per il soggetto 5 nel piano sagittale). Quindi, per tutti i soggetti e in entrambi gli esperimenti la combinazione di sinergie è riuscita a spiegare una larga frazione della variazione di dati in una differente condizione rispetto a quella utilizzata per l'identificazione delle stesse sinergie.

Robustezza della modulazione direzionale delle sinergie

Successivamente è stata esaminata la robustezza della modulazione direzionale delle sinergie sulle condizioni sperimentali. Al fine di realizzare un'analisi statistica della dipendenza dell'ampiezza delle sinergie reclutate sulle condizioni sperimentali sono stati utilizzati i dati dei trial individuali. Per ciascun soggetto nell'esperimento 1 e 2, le sinergie estratte dalla componente fasica dell'attività elettromiografica media, registrate con la maniglia scarica e con l'avambraccio in postura neutra, sono state approssimate con la componente fasica dell'attività elettromiografica dei trial individuali di tutte le condizioni. La direzione di movimento ha mostrato un effetto altamente significativo sui coefficienti di ampiezza per tutti i soggetti, tutti i piani di movimento, e tutte le sinergie ($p < 0.001$, ANOVA a 3 vie, coefficienti di ampiezza vs. direzione di movimento, sfera di riferimento, e carico o postura). Nell'esperimento 1, è stato osservato, in molti casi, un effetto significativo del movimento della sfera di riferimento (center-out vs. out-center, 27/28 combinazioni di sinergie e piani in tre soggetti, $p < 0.01$) e del carico (22/28, $p < 0.05$; 18/28, $p < 0.01$), e una interazione significativa tra la direzione e la sfera di riferimento (28/28, $p < 0.05$). Nell'esperimento 2, (differenti posture dell'avambraccio) è stato osservato un effetto significativo della sfera di riferimento (17/24, $p < 0.01$), della postura dell'avambraccio (18/24, $p < 0.05$; 14/24, $p < 0.01$), ed una interazione significativa della direzione di movimento e della sfera di riferimento (21/24, $p < 0.05$; 16/24, $p < 0.01$).

La modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza è stata caratterizzata approssimando la dipendenza dei coefficienti sulla direzione di movimento con una funzione coseno per ciascun soggetto, piano di movimento, sfera di riferimento, e carico o postura (vedere Metodi). Per entrambi gli esperimenti 1 e 2 questa funzione ha identificato bene la modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza nella maggior parte dei casi.

La modulazione secondo la funzione coseno non è risultata significativa (F test, $p > 0.05$) in solo 3 dei 60 casi (2 piani di movimento, 5 sinergie, 2 posizioni finali, e 3 pesi) per il soggetto 1, in 11/60 casi per il soggetto 3 (5 sinergie), e in 2/48 casi per il soggetto 6 (4 sinergie). È risultata invece significativa ($p < 0.05$) in tutti i casi dei tre restanti soggetti. La mediana della distribuzione dei valori di R^2 della ricostruzione secondo la funzione coseno, risulta di 0.63 per il soggetto 1, di 0.67 per il soggetto 2, 0.60 per il soggetto 3, di 0.60 per il soggetto 4, di 0.67 per il soggetto 5, di 0.68 per il soggetto 6 (Fig.12a *riga superiore*).

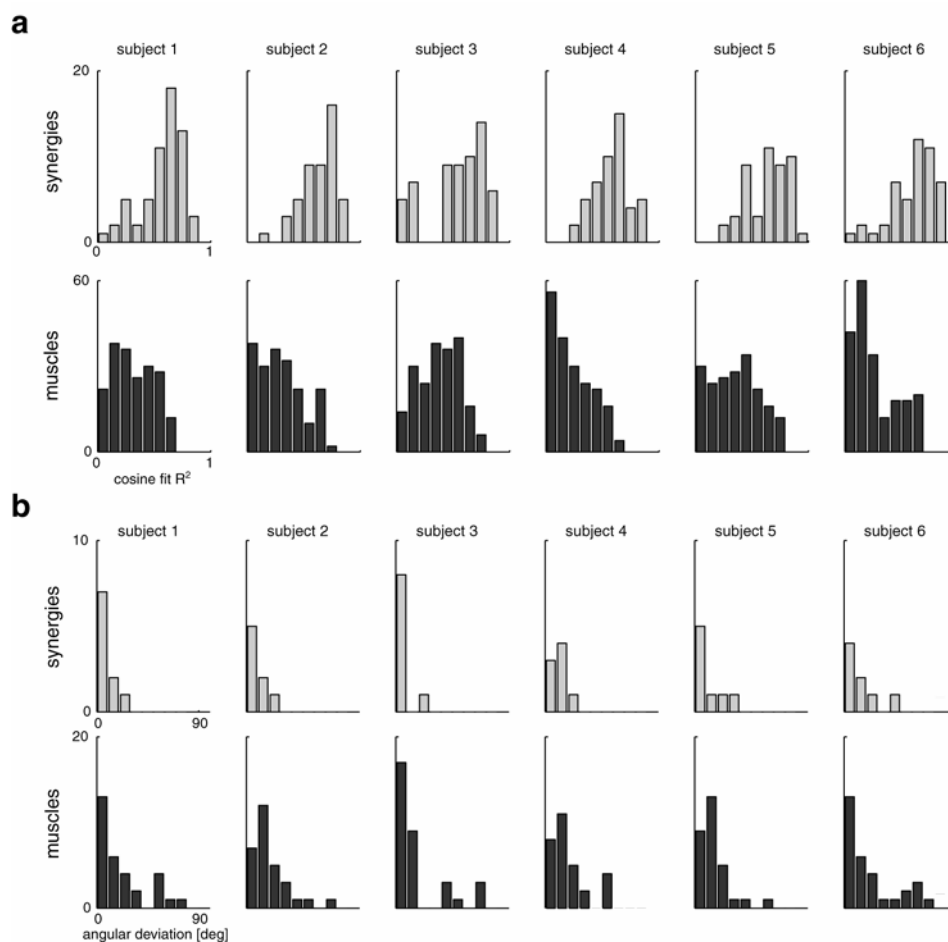


Figure 12: Modulazione secondo una funzione coseno dei coefficienti di ampiezza e per i più elevati picchi di attivazione muscolare. La dipendenza dei coefficienti di ampiezza delle sinergie sulla direzione di movimento nella maggior parte dei casi è ben rappresentata da una funzione coseno con un offset (vedere Metodi). La distribuzione dei valori di R^2 secondo la funzione coseno su tutte le condizioni (3 pesi o posture per 2 endpoints) e sinergie (*a*, *riga superiore* e *barre grigio chiaro*) ha una mediana, per ciascun soggetto nell'esperimento 1 (soggetti 1-3) e nell'esperimento 2 (soggetti 4-6), significativamente più elevata rispetto a quella della distribuzione dei valori di R^2 dell'approssimazione secondo la funzione coseno, su tutte le condizioni e muscoli, dell'ampiezza dei picchi di attivazione più intensi per 100 ms (*a*, *riga inferiore* e *barre grigio scuro*). Inoltre, la direzione preferenziale della modulazione secondo la funzione coseno risulta meno variabile, sulle condizioni, per le sinergie piuttosto che per muscoli. La distribuzione delle deviazioni angolari, sulle condizioni di peso e di postura dell'avambraccio e dell'endpoint, per ciascuna sinergia e piano di movimento (*b*, *riga superiore* e *barre grigio chiaro*) presentano una mediana più piccola di quella della distribuzione delle deviazioni angolari per ciascun muscolo e piano (*b*, *riga inferiore* e *barre grigio scuro*).

Allo stesso modo la dipendenza dell'attivazione dei muscoli presi individualmente (ampiezza dell'attività EMG integrata sull'intervallo di durata 100 ms con valore maggiore, vedere Metodi) è stata approssimata sulla direzione di movimento ed è stato riscontrato per la mediana della distribuzione dei valori di R^2 un valore significativamente più basso per tutti i soggetti (soggetto 1: 0.30, soggetto 2: 0.28, soggetto 3: 0.39, soggetto 4: 0.20, soggetto 5: 0.36, soggetto 6: 0.29 ; test di Wilcoxon della somma del rango, $p < 10^{-6}$, Fig.12a riga in basso). Quindi la modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie è risultata meglio caratterizzata in ciascun piano, posizione finale e condizione di carico e di postura, da una funzione coseno che non dalla modulazione direzionale dell'ampiezza dei picchi di attivazione dei muscoli individuali.

Successivamente è stato osservato che la direzione preferenziale secondo l'approssimazione della funzione coseno del coefficiente di ampiezza di ciascuna sinergia, in molti casi non è cambiato significativamente con il cambiamento del peso, della postura e dell' posizione finale. Per tutti i casi con almeno due condizioni con una significativa modulazione secondo una funzione coseno, è stata valutata la deviazione angolare della direzione preferenziale della modulazione (vedere Metodi). La deviazione angolare è risultata inferiore a 20° per la maggior parte di sinergie e piani (9/10 per il soggetto 1, 7/8 per il soggetto 2, 9/10 per il soggetto 3, 7/8 per il soggetto 4, 6/8 per il soggetto 5, and 6/8 per il soggetto 6; totale 43/51 = 84%, Fig.12b riga superiore). Al contrario, le direzioni preferenziali della modulazione direzionale dei muscoli individuali ha presentato una dispersione angolare maggiore. La deviazione angolare della direzione preferenziale per ciascun muscolo (Fig.12b riga in basso) è risultata inferiore ai 20° in 124 dei 185 casi (muscoli, piani, and combinazioni di soggetti, 67%) ed il valore della mediana della distribuzione delle deviazioni angolari è risultata significativamente più grande per i muscoli individuali di quello relativo alle sinergie (test di Wilcoxon della somma del rango, $p < 10^{-4}$). Quindi la direzione preferenziale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie è risultata meno sensibile ai cambiamenti di peso, di postura, e dei movimenti dell'end-point rispetto alla direzione preferenziale dell'ampiezza di attivazione dei muscoli individuali.

Sequenze di sinergie dei movimenti point-to-point durante i movimenti reversal e via-point

Successivamente è stato testato se le sinergie muscolari identificate nei movimenti point-to-point fossero specifiche di quel compito motorio o se fossero generalizzabili a compiti motori più complessi.

Table 4: Summary of end-point kinematics for reversal and via-point movements in experiment 3 (mean \pm sd).

subject	type	plane	movement duration [ms]	maximum speed, first peak [m/s]	maximum speed, second peak [m/s]
7	rev	fr	605 \pm 16	2.04 \pm 0.11	1.78 \pm 0.11
		sa	602 \pm 39	1.97 \pm 0.18	1.90 \pm 0.25
	via	fr	580 \pm 16	1.95 \pm 0.16	1.68 \pm 0.06
		sa	573 \pm 15	1.90 \pm 0.19	1.77 \pm 0.08
8	rev	fr	579 \pm 13	1.91 \pm 0.07	1.91 \pm 0.09
		sa	596 \pm 33	1.71 \pm 0.23	1.80 \pm 0.32
	via	fr	567 \pm 15	1.88 \pm 0.09	1.82 \pm 0.02
		sa	586 \pm 11	1.62 \pm 0.16	1.54 \pm 0.07
9	rev	fr	565 \pm 17	2.10 \pm 0.12	1.79 \pm 0.11
		sa	594 \pm 26	1.89 \pm 0.25	1.71 \pm 0.26
	via	fr	534 \pm 14	1.98 \pm 0.19	1.73 \pm 0.05
		sa	583 \pm 14	1.75 \pm 0.18	1.55 \pm 0.12

In particolare, è stato fatto un tentativo di ricostruire movimenti di puntamento più complessi, caratterizzati da fasi cinematiche multiple, attraverso la combinazione di sinergie estratte nei movimenti point-to-point. Un gruppo di tre soggetti (esperimento 3) ha eseguito, in aggiunta all'insieme di movimenti point-to-point, movimenti di puntamento a partire da una posizione iniziale (sia centrale che periferica) fino ad una posizione bersaglio ed indietro verso la stessa posizione iniziale in un movimento continuo (movimento inversal) e da una posizione di partenza periferica ad una posizione bersaglio periferica attraverso la posizione centrale (movimento via-point). I profili della velocità tangenziale per movimenti reversal via-point presentano due distinti picchi (Figura 13).

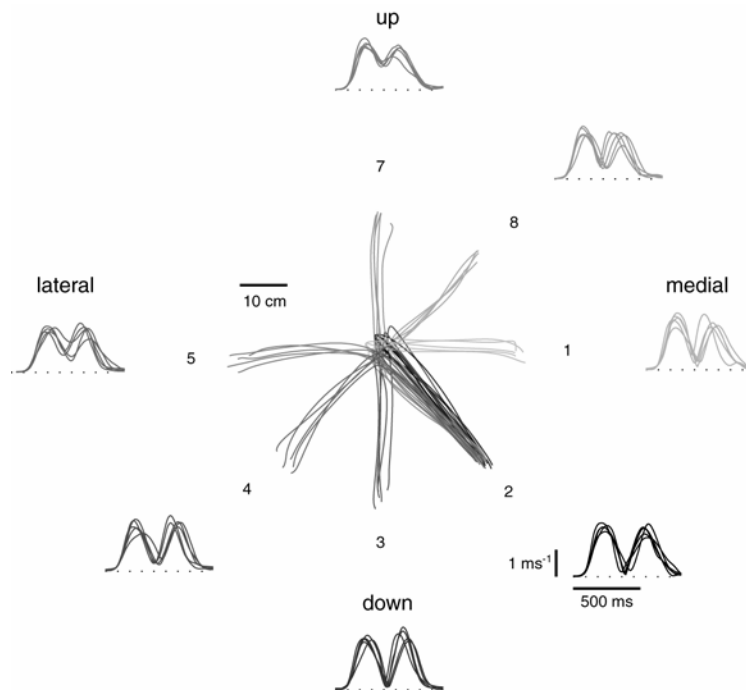


Figure 13: Esempio della cinematica della sfera di riferimento solidale alla maniglia per movimenti reversal e via-point. Le traiettorie ed i profili di velocità della sfera di riferimento sono rappresentate per 5 ripetizioni di movimenti reversal e via-point a partire dalla posizione inferiore-mediale sul piano frontale (riferimento 2), attraverso la posizione centrale, ed indietro ritornando nella medesima posizione di partenza (movimenti reversal, linee più scure) o raggiungendo differenti posizioni bersaglio individuate da un angolo variabile da 135° (posizione 3) a -135° (posizione 1) con l'eccezione dello 0° (movimenti via-point, le linee assumono progressivamente un colore grigio sempre più chiaro man mano che si passa da valori negativi a valori positivi degli angoli di deviazione). Tutti i profili di velocità tangenziale presentano due distinti massimi.

La durata del movimento risulta approssimativamente il doppio di quella nei movimenti point-to-point ed il valore massimo della velocità tangenziale in corrispondenza di entrambi i picchi è risultata prossima al valore massimo della velocità tangenziale dei corrispondenti movimenti point-to-point (Tabella 3). Le forme d'onda della componente fasica dell'attività media muscolare relative ai movimenti via-point generalmente mostrano una sequenza complessa di picchi e di valli che, ad una prima analisi qualitativa, può pensarsi originata

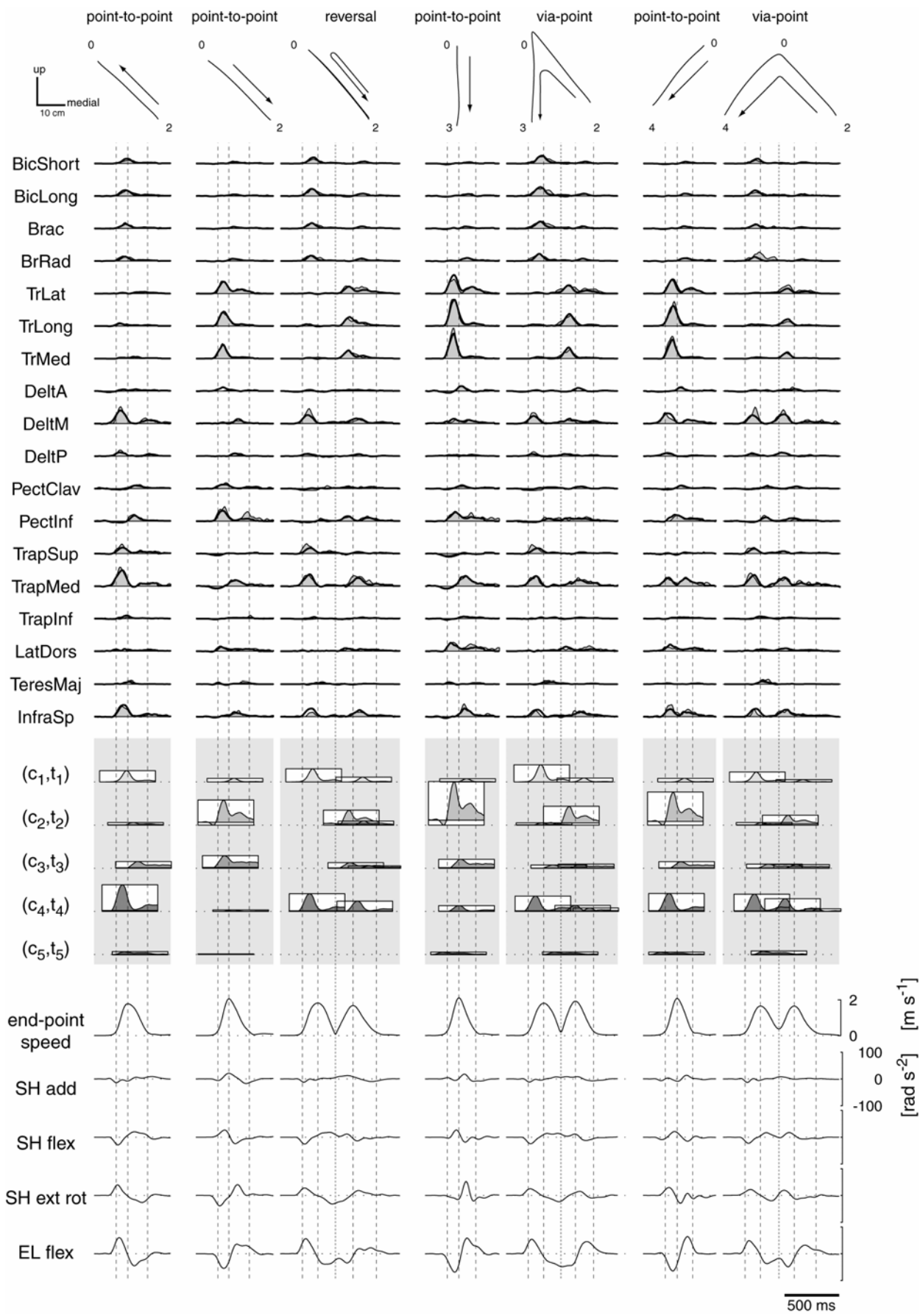


Figure 14: Esempio della ricostruzione dell'attività muscolare relativa ai movimenti reversal e via-point attraverso le sinergie muscolari estratte nell'attività muscolare relativa a movimenti point-to-point. Le traiettorie, la componente fasica dell'attività media dei muscoli, la ricostruzione attraverso

le sinergie, la combinazione dei coefficienti delle sinergie, la velocità tangenziale e l'accelerazione angolare della sfera di riferimento sono mostrate per un movimento reversal (*terza colonna*) e due movimenti via-point (*quinta e settima colonna*) con la medesima prima fase (come nei movimenti point-to-point nella *prima colonna*) e con differenti seconde fasi (come per i movimenti point-to-point nella *seconda, quarta e sesta colonna*). L'attività muscolare relativa a movimenti più complessi sembra la sovrapposizione, dopo aver opportunamente traslato i tempi, dell'attività muscolare associata a movimenti point-to-point ma con modifiche nelle ampiezze ed ai tempi di reclutamento dei muscoli individuali.

dalla sovrapposizione delle forme d'onda dell'attività muscolare dei corrispondenti movimenti point-to-point, ciascuna traslata nel tempo per allineare i rispettivi picchi di velocità (Figura 14). Comunque, la maggior parte delle forme d'onda dell'attivazione muscolare risulta modulata in ampiezza e nel tempo relativamente alle forme d'onda dei movimenti point-to-point e questi cambiamenti risultano differenti sui diversi muscoli. Per esempio, nel movimento con inversione, a partire da una posizione mediale inferiore (posizione 2) alla posizione centrale (posizione 0) e di nuovo indietro nella stessa posizione (soggetto 7, piano frontale, Fig.14, terza colonna), l'attivazione dei flessori del gomito (tricipiti) nella seconda fase del movimento è apparsa ridotta in ampiezza rispetto all'attivazione osservata nei movimenti point-to-point a partire dalla posizione centrale verso la posizione 2 (*seconda colonna*). Al contrario, l'attivazione del trapezio medio e dell'infraspinato è apparsa aumentata nei movimenti inversal rispetto a quanto osservato nei movimenti point-to-point.

Per ciascun soggetto nell'esperimento 3, sono state usate le sinergie muscolari identificate nei movimenti point-to-point per ricostruire l'attività muscolare osservata durante i movimenti inversal e via-point. Al fine di catturare le fasi multiple caratteristiche dell'attività muscolare di questi movimenti più complessi, l'attività elettromiografica è stata adattata tenendo conto del reclutamento multiplo di ciascuna sinergia relativa a movimenti point-to-point per ciascun movimento (vedere Metodi). È stato trovato che il livello di accuratezza della ricostruzione risultava prossimo a quello relativo a movimenti point-to-point usati per l'estrazione delle sinergie. Il valore di R^2 della ricostruzione, per i diversi soggetti e piani di movimento, è risultato sempre più alto di 0.61 per movimenti inversal e più alto di 0.57 per movimenti via-point (Figura 15a). La maggiore riduzione di R^2 rispetto al valore di R^2 relativo a movimenti point-to-point è risultata di 0.15 per movimenti inversal e di 0.19 per movimenti via-point (per tutti gli 8 soggetti, piano sagittale). Nell'esempio di movimento inversal dalla posizione 2 a quella centrale e ritorno (Figura 14, terza colonna), la prima sinergia (W_1) è risultata reclutata durante la prima fase con un'ampiezza simile a quella presentata nei corrispondenti movimenti point-to-point (posizione 2 verso il centro,

prima colonna) ma la quarta sinergia (W_4) è risultata reclutata nella prima fase con un'ampiezza inferiore rispetto a quella del movimento point-to-point.

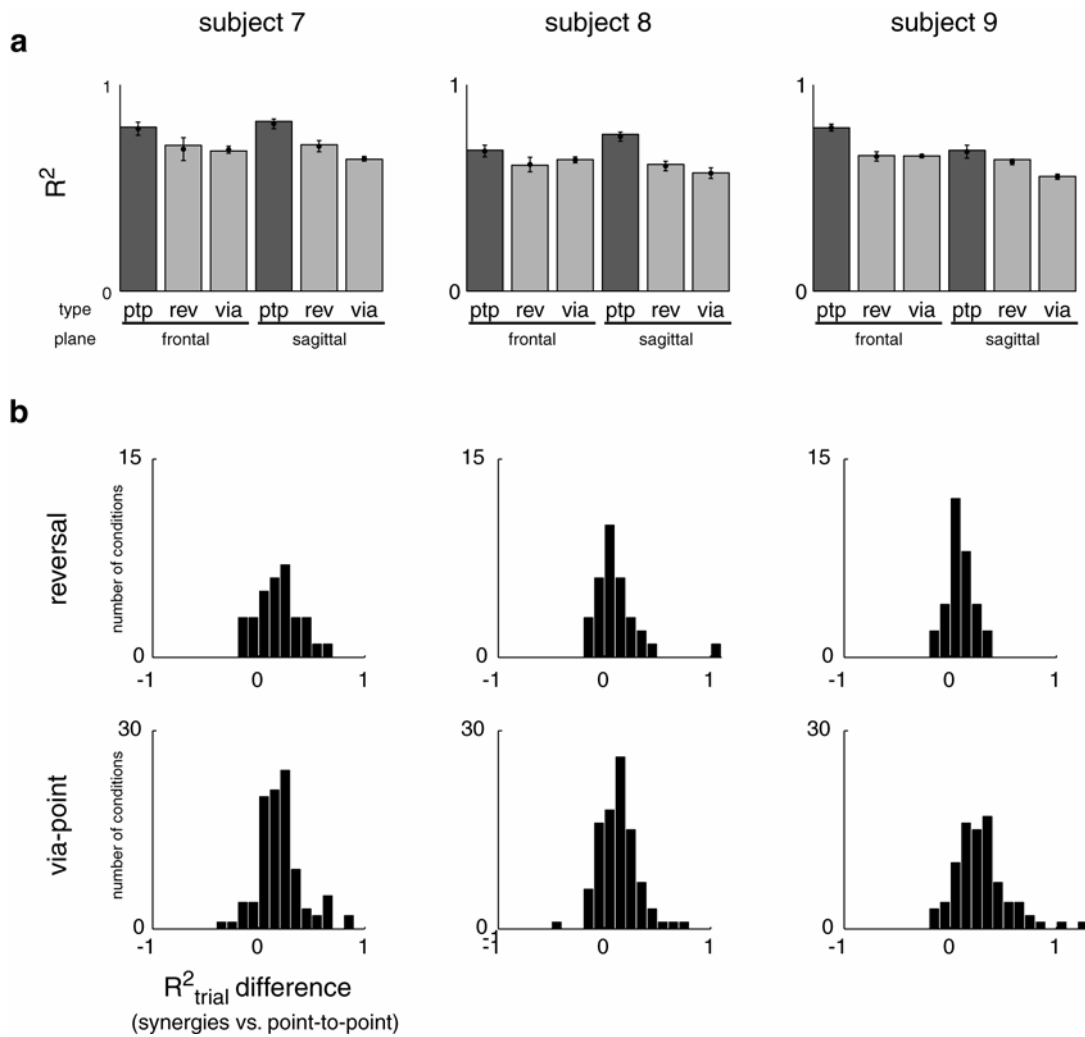


Figure 15: Robustezza delle sinergie associate ai movimenti point-to-point applicate per la ricostruzione dell'attività muscolare associata ai movimenti reversal e via-point. (a) La frazione della variazione totale dei dati spiegata attraverso la ricostruzione dell'attività muscolare associata ai movimenti reversal e via-point (esperimento 3) mediante le sinergie estratte dall'attività dei muscoli dei movimenti point-to-point (barre grigio chiaro) è prossima alla frazione dalla variazione complessiva spiegata dalla ricostruzione dei dati relativi a movimenti point-to-point usati per l'estrazione delle sinergie (barre grigio scuro), condizione questa che suggerisce che i movimenti complessi sono costituiti modulando e traslando nel tempo le stesse sinergie usate per movimenti point-to-point. Per ciascuna condizione, la media e la deviazione standard della sovrapposizione sono ottenute con il metodo bootstrap come in Figura 13. **(b)** La distribuzione delle differenze tra la frazione della variazione totale dei dati per campione unitario spiegata in ciascun trial di movimenti con inversione e attraverso un punto intermedio dalla ricostruzione attraverso sinergie e la ricostruzione ottenuta approssimando la corrispondente attività muscolare dei movimenti point-to-point, traslati nel tempo in modo da allineare i picchi della velocità tangenziale, presenta una mediana significativamente maggiore di zero, condizione questa indicante che l'attività muscolare relativa ai movimenti point-to-point è regolata attraverso la modulazione delle sinergie individuali per generare questi movimenti più complessi.

Nella seconda fase, l'ampiezza della seconda sinergia (W_2) è risultata inferiore ma quella di W_4 , al contrario è risultata maggiore rispetto alla posizione 2 secondo la direzione

center-out del movimento point-to-point (seconda colonna). Quindi l'attività muscolare per questi movimenti inversal non può essere semplicemente generata dalla modulazione in ampiezza delle attivazioni muscolari per i due corrispondenti movimenti point-to-point. In generale, la distribuzione dei valori di R_{trial}^2 (frazione della variazione totale per campione spiegata in ciascun trial) per la ricostruzione dell'attività elettromiografica dei movimenti reversal e via-point attraverso la combinazione di sinergie è stata confrontata con la distribuzione per la ricostruzione ottenuta approssimando ciascuna attività muscolare con quella del corrispondente movimento point-to-point traslato nel tempo per allineare i picchi di velocità tangenziale (vedere Metodi).

Per entrambi i movimenti reversal e via-point, in ciascun soggetto, la mediana della distribuzione delle differenze di R_{trial}^2 è risultata significativamente maggiore di zero (test di Wilcoxon della somma del rango, $p < 10^{-2}$). Riassumendo, le attivazioni muscolari per movimenti complessi di puntamento, caratterizzati da più di una fase cinematica, sono risultati ricostruibili da una sequenza di sinergie relative ai movimenti più semplici point-to-point, ciascuna reclutata con coefficienti di ampiezza e di tempo approssimativamente simili a quelli utilizzati per i corrispondenti movimenti point-to-point, ma opportunamente adattati per incontrare le specifiche necessità di questi movimenti più complessi.

Discussione

È stato mostrato che la combinazione di quattro o cinque sinergie muscolari variabili nel tempo, appropriatamente scalate in ampiezza e traslate nel tempo, sono risultate in grado di spiegare una vasta quantità di caratteristiche spazio temporali della componente fasica dell'attività muscolare registrata durante movimenti point-to-point veloci di puntamento, in piani verticali e in differenti condizioni, come pure durante i movimenti più complessi reversal e via-point. Ciascuna sinergia consiste di attivazioni coordinate di specifici gruppi muscolari che generalmente includono uno o due picchi di attivazione sincrona di alcuni muscoli, agenti su una o più articolazioni, e di vari profili di attivazione e inibizione asincrona per gli altri muscoli. È stato inoltre trovato che i coefficienti di ampiezza delle sinergie sono modulati in funzione della direzione di movimento, nella maggior parte dei casi secondo una funzione coseno, con una direzione preferenziale variabile sulle condizioni significativamente meno di quanto non accada per le direzioni preferenziali della modulazione direzionale dei muscoli individuali. L'algoritmo di decomposizione utilizzato è simile a quello di altre procedure impiegate per analizzare l'attività muscolare come l'analisi alle componenti principali o l'analisi fattoriale ([27]; [28];

[29]; [30]; [31]; [32]; [33]; [34]), analisi alle componenti indipendenti (ICA [35]; [36]), e la fattorizzazione di matrici non negative ([37]; [38]; [39]), che permettono tutte di esprimere le attività muscolari di movimenti spaziali complessi come la combinazione di un limitato numero di componenti. Tuttavia, queste altre procedure decompongono l'attività muscolare, in combinazioni di sinergie tempo invarianti (vettori con la stessa dimensione del numero di muscoli) moltiplicate da un insieme di coefficienti dipendenti dal tempo (vettori con la stessa dimensione del numero di campioni). Qui, invece, la decomposizione dell'attività muscolare in sinergie temporali cattura relazioni fisse tra le forme d'onda di attivazione muscolare per i diversi muscoli e nel tempo. Al contrario, sinergie tempo varianti possono catturare la struttura spaziale presente nell'attività muscolare [19], ma alcune fissate relazioni temporali possono essere ottenute soltanto indirettamente dalle serie temporali della combinazione dei coefficienti associati a ciascuna sinergia sincrona e pertanto più di una sinergia è necessaria per esprimere attivazioni tempo invarianti.

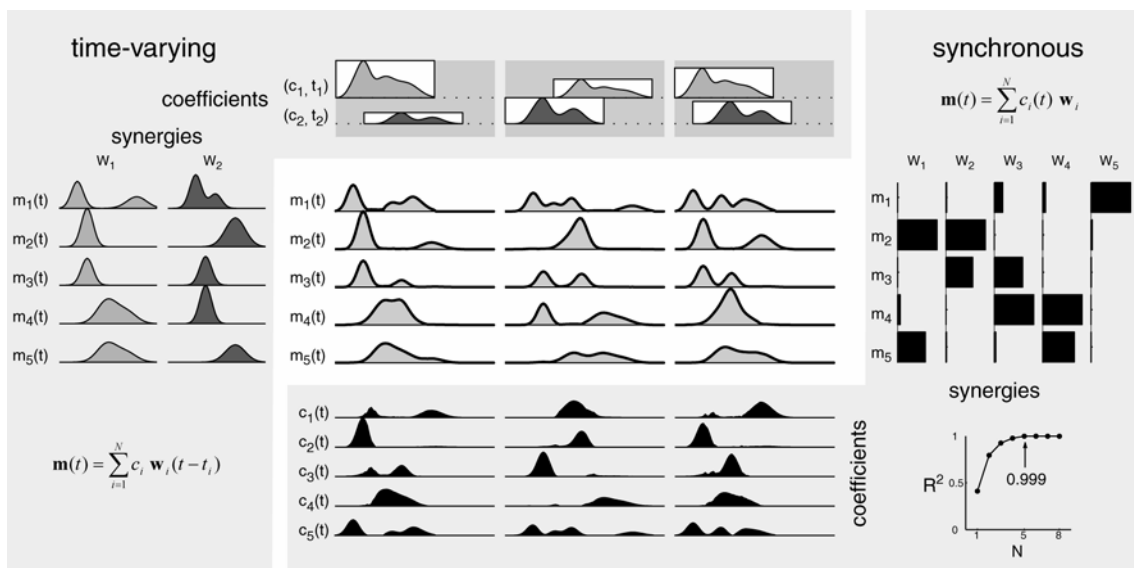


Figure 16: Differenze tra sinergie temporali tempo varianti e sinergie sincrone. Una semplice simulazione illustra che relazioni temporali invarianti tra i picchi di attivazione muscolare può essere ricostruita esplicitamente attraverso sinergie muscolari tempo-varianti ma soltanto implicitamente da sinergie sincrone. Tre distinte attività muscolari (pannello centrale, area grigia) sono generate combinando due sinergie temporali (W_1 e W_2 , pannello di sinistra) scalando in modo appropriato i coefficienti di ampiezza (c_i) e traslando nel tempo i coefficienti di tempo (t_i) (rappresentati, come nelle Figure 7 e 13, dall'altezza e dalla posizione di diversi rettangoli, pannello superiore). Queste attività muscolari vengono successivamente decomposte attraverso un algoritmo di fattorizzazione a matrice non negativa [40] per estrarre sinergie sincrone. Dato che nessun rumore è stato aggiunto all'attività muscolare considerata, l' R^2 raggiunge il valore unitario in corrispondenza della quinta sinergia (pannello in basso a destra), cioè 5 sinergie sincrone (barre orizzontali nere, pannello di destra, ciascuna colonna è un vettore che rappresenta l'attivazione muscolare media di ciascuna sinergia sincrona) sono necessarie per ricostruire l'attività considerata (linea spessa nera, pannello centrale). Queste sinergie sincrone ricostruiscono le relazioni sincrone dell'ampiezza caratteristica delle sinergie tempo-varianti ma non sono in grado di ricostruire per intero l'organizzazione spazio-temporale. L'organizzazione spazio-temporale nell'attività dei muscoli è espressa soltanto

indirettamente dall'organizzazione dei coefficienti tempo-varianti per le sinergie sincrone (pannello inferiore)

Per esempio (Figura 16), la ricostruzione dell'attivazione di cinque muscoli ottenuta dalla combinazione di due sinergie tempo-varianti, ciascuna rappresentativa di una attivazione fissa asincrona, potrebbe richiedere fino a cinque sinergie tempo-invarianti. Inoltre, assegnato un insieme di sinergie il modello a sinergie tempo-varianti fornisce una descrizione più parsimoniosa dell'attivazione dei muscoli di quanto non faccia un modello a sinergie tempo-invarianti. Infatti è sufficiente un parametro di ampiezza ed uno di tempo per ogni sinergia tempo-variante a descrivere l'attività di un muscolo mentre la serie temporale completa della combinazione dei coefficienti deve essere specificata con sinergie tempo-invarianti. I risultati ottenuti spiegano molte delle caratteristiche dell'attivazione muscolare dei movimenti di puntamento attraverso il risultato della combinazione di poche sinergie muscolari. Flanders e collaboratori hanno mostrato che nell'attività muscolare per movimenti di puntamento in piani verticali, componenti fasiche comuni sono risultate scalate in ampiezza e posticipate nel tempo per differenti direzioni [26], ed ancora è stato notato un graduale spostamento della tempistica dei picchi di attivazione, con picchi multipli, ed una modulazione direzionale dell'ampiezza dei picchi stessi ([14]; [13]). In questo studio tali osservazioni sono state estese mostrando che le caratteristiche della forma d'onda di ciascun muscolo sono legate alle forme d'onda di tutti quanti gli altri muscoli in quanto risultano organizzati in sinergie muscolari. Ci si aspetta che questo approccio fornisca risultati simili nella costruzione dell'attività muscolare del braccio per movimenti in un piano orizzontale ([11]; [12]; [41]) così come pure movimenti di tracciamento del polso ([42], [43]). Questi risultati potrebbero anche fornire una nuova interpretazione di quanto osservato sulle coppie muscolari in corrispondenza delle articolazioni della spalla e del gomito durante movimenti di puntamento che risultano linearmente dipendenti tra loro e la loro variazione relativa cambiare regolarmente con la direzione del movimento [5]. Una analisi qualitativa della struttura delle sinergie suggerisce che ciascuna sinergia può generare un profilo di coppia bifasico ad una o, in modo sincrono, a due o più articolazioni. In tal modo, l'attivazione di una sinergia produrrebbe una relazione quasi lineare tra le coppie. La decomposizione dell'attività muscolare, come combinazione di poche sinergie muscolari, non solo fornisce una descrizione compatta delle variazioni riscontrate nell'attività muscolare su tutte le condizioni, ma suggerisce anche un meccanismo per la loro generazione. Un tale meccanismo potrebbe rappresentare un'implementazione di un controllore feedforward (ad anello aperto) basato

su semplici regole espresse in termini di coppie sulle articolazioni [5]. In tal modo il SNC potrebbe semplificare il problema della ricostruzione di un modello inverso della dinamica del braccio attraverso la costruzione di una mappa di obiettivi da perseguire in un insieme a bassa dimensionalità di parametri relativi alle sinergie reclutate. Comunque, un controllore a feedforward basato sulle sinergie potrebbe operare insieme ad un controllore a feedback e ad un controllore posturale ([2]; [44]; [3]). Un controllore a feedback potrebbe anche organizzare il suo programma motorio attraverso l'impiego di sinergie muscolari e sarebbe interessante confrontare l'organizzazione spazio temporale dell'attività muscolare osservata durante le reazioni a perturbazioni del braccio durante movimenti di puntamento. Inoltre, visto che il feedback sensoriale sembra convogliare informazioni di tutto l'arto [45] piuttosto che di sensori individuali, potrebbe esistere una stretta relazione tra modalità sensoriali e sinergie motorie.

Come e dove queste sinergie muscolari sono implementate nel SNC? Il modello predice un segnale di controllo della sinergia distribuito a molti pool di motoneuroni e trasformato in una specifica forma d'onda di attivazione. Numerosi studi condotti su rane e gatti spinalizzati e decerebrati [36, 38, 46-48] hanno indicato che il midollo spinale dei vertebrati è capace di organizzare sinergie muscolari e di combinare loro in modo flessibile nel generare una varietà di comportamenti motori. Nei mammiferi ed in particolare nei primati il controllo dei movimenti di puntamento coinvolge anche la corteccia cerebrale, il cervelletto, e i gangli della base. Una possibilità è che le strutture sopraspinali reclutino e modulino sinergie spinali organizzate ([49]; [50]), attraverso segnali di controllo di sinergie discendenti, di bassa dimensionalità, che divergono e sono temporaneamente organizzati nella rete spinale. Sia un circuito spinale dedicato, sia lo stesso circuito spinale implicato nella generazione dei movimenti ritmici del braccio [51] potrebbero essere responsabili di questa trasformazione. In ogni modo, le cellule piramidali nell'area motoria della corteccia cerebrale influenzano ([52]; [53]; [54]), o sono comunque relazionate [55] con multipli muscoli e sono interconnesse attraverso collaterali assonali intracorticali ([56]; [57]). Quindi, le sinergie muscolari potrebbero essere direttamente codificate dalla rete intrinseca e corticospinale della connettività delle cellule piramidali in corteccia. L'idea di una rappresentazione corticale delle sinergie muscolari non è in contrasto con l'idea di una rappresentazione corticale delle caratteristiche cinematiche, dato che, come è stato mostrato qui per movimenti veloci di puntamento, il reclutamento delle sinergie muscolari è anche relazionato con queste caratteristiche. La modulazione direzionale dell'attività delle unità corticali nelle aree motorie e premotorie ([58]; [59]) potrebbero corrispondere alla

modulazione direzionale del reclutamento delle sinergie. L'osservazione che la direzione preferenziale del reclutamento delle sinergie è influenzato meno dal cambio del peso, della postura, e della posizione della sfera di riferimento di quanto non accada nei muscoli individuali, suggerisce che le sinergie muscolari rappresentano uno stage intermedio della trasformazione dei parametri cinematici, noto di essere codificati nell'area premotoria e parietale, nelle attivazioni muscolari. Unità, specialmente nella corteccia motoria primaria, che mostrano un piccolo cambiamento nella direzione preferenziale ma una significativa modulazione in ampiezza [60], potrebbero codificare i coefficienti di ampiezza delle sinergie. Al contrario, unità con direzione preferenziale dipendente dal peso [61], dalla postura ([41]; [60]), dalla posizione iniziale [62] potrebbero codificare la risposta muscolare risultante dall'influenza combinata di due o più sinergie. Inoltre, mentre il reclutamento delle sinergie potrebbe avere origine nell'area corticale precentrale, il fatto che l'abilità a compensare la coppia di interazione sembri risultare dipendente dall'integrità del cervelletto ([63]; [64]) suggerisce che la completa individuazione delle sinergie, in particolare la loro attivazione temporale, richiede loop cortico-cerebellari.

In conclusione, la chiave e la novità insita in questi meccanismi coinvolti nella mappatura dei compiti motori in appropriate attivazioni muscolari forniti dai risultati di questo studio, consistono nel fatto che la complessità e la variabilità della risposta motoria possono risultare da una flessibile combinazione, dipendente dal compito motorio, di un piccolo numero di componenti spazio temporali. Quanto detto è stato mostrato per la componente fasica dell'attività muscolare di movimenti di puntamento; studi futuri testeranno se conclusioni simili possono reggere anche per le componenti posturali dell'attività muscolare e per movimenti a differenti velocità.

Capitolo III: Modulazione delle sinergie muscolari fasiche e toniche in funzione della direzione e della velocità di esecuzione di movimenti di puntamento verso posizioni spaziali fisse²

Introduzione

Il controllo dei movimenti del braccio è impegnativo a causa della complessità biomeccanica del sistema muscolo-scheletrico. Molta di questa complessità deriva dall'elevato numero di gradi di libertà del sistema, che da una parte consente grande flessibilità di movimento ma dall'altra comporta una notevole complessità nell'individuare l'appropriata attività muscolare adeguata a promuovere i movimenti desiderati [65]. Il modo in cui il SNC possa promuovere il corretto programma motorio ha rappresentato l'argomento centrale di molti studi ed ancora oggi rappresenta un problema irrisolto. Un modo per semplificare il processo di controllo è di pensarlo suddiviso in moduli di controllo specifici per il tipo di movimento da realizzare, ciascuno dei quali interessa solo un numero ristretto di parametri direttamente selezionati come funzione dei parametri identificativi le finalità di movimento da eseguire. Per esempio, il compito motorio consistente nel raggiungimento di una posizione nello spazio, a partire da una specifica configurazione iniziale del braccio, è specificato dalla direzione nello spazio e dalla distanza (un vettore nello spazio). La durata del movimento potrebbe anch'essa rappresentare un parametro del compito motorio da eseguire qualora fossero imposti anche dei limiti temporali di esecuzione. Una mappatura diretta dei parametri associati al compito motorio nell'appropriata attività muscolare da promuovere potrebbe costituire un controllore a feedforward (ad anello aperto), controllore che risolve in modo adeguato i problemi di puntamento. Comunque, dato che ad un compito motorio, anche se caratterizzato da un solo parametro, è potenzialmente associato un numero indefinito di attività muscolari, rimane ancora da dimostrare l'esistenza di tale mappatura diretta senza una computazione esplicita.

Nel precedente capitolo II abbiamo fornito supporto all'ipotesi che vede un ristretto numero di sinergie muscolari costituire i moduli del controllo per compiti motori con specifiche finalità ed in grado di generare tutti i profili di attivazione spazio-temporale dei muscoli reclutati, necessari per effettuare in modo adeguato i movimenti di puntamento,

²Questo capitolo è stato pubblicato come: d'Avella A., Fernandez, L., Portone A., Lacquaniti F., *J Neurophysiol*, 100: 1433-1454, 2008.

attraverso semplici regole che coinvolgono pochi parametri [66]. Abbiamo mostrato che i profili di attivazione muscolare per movimenti veloci da una posizione ad un'altra (point-to-point) in differenti direzioni su di un piano verticale, con differenti pesi aggiuntivi al braccio e diverse posture dell'avambraccio, così come per movimenti di puntamento con una fase di inversione (reversal) oppure passante per una posizione intermedia (via-point), sono risultati esprimibili attraverso combinazioni di quattro o cinque sinergie muscolari dipendenti dal tempo. Scalando in ampiezza e traslando nel tempo queste sinergie, è stato possibile ricostruire i complessi cambiamenti riscontrati nelle forme d'onda dei muscoli individuali per il repertorio di movimenti considerato, così come già riportato in studi precedenti ([13, 16, 17, 26, 67, 68]), come il risultato di semplici regole di modulazione e di combinazione. In ogni modo il nostro precedente studio si è concentrato su movimenti veloci del braccio e sulle componenti fasiche dell'attività muscolare responsabili di accelerare e decelerare il braccio. Al contrario, i movimenti naturali di puntamento avvengono secondo valori differenti di velocità in funzione di quelli che sono i vincoli dell'ambiente in cui il movimento ha luogo. Inoltre, la postura del braccio viene stabilizzata all'inizio ed alla fine del movimento di puntamento, e questo richiede, per un braccio non supportato che si muove in un piano verticale verso le posizioni da raggiungere, un'adeguata attivazione muscolare. Le modalità attraverso le quali un controllore, basato sulle combinazioni di sinergie muscolari, possa generare l'appropriata attività muscolare per movimenti con differenti velocità di esecuzione e mantenere stabile la postura del braccio costituisce l'essenza dell'importante problema che deve essere risolto.

Considerazioni teoriche [69] suggeriscono una strategia diretta per la generazione degli appropriati profili di coppia sulle articolazioni per movimenti eseguiti con differenti velocità. Le equazioni di moto per un braccio articolato risultano invarianti per cambiamenti sulla scala dei tempi di movimento se le coppie, ridotte alle articolazione, sono scalate in ampiezza secondo una semplice regola. Dopo aver separato dalla coppia complessiva le componenti antigravitazionale e dinamica, e dopo aver scalato nel tempo entrambe per un fattore r , se la componente dinamica è scalata in ampiezza secondo un fattore r^2 , e l'ampiezza della componente antigravitazionale non viene modificata, allora il moto della articolazione risulterà scalato nel tempo con lo stesso fattore r . In tal modo, se il profilo della coppia, adeguato per raggiungere una data posizione nello spazio con una data velocità, è noto allora una semplice conversione sulla scala dei tempi che permette di generare il profili di coppia per raggiungere quella stessa posizione, esattamente lungo la stessa traiettoria, a differenti velocità, situazione questa in accordo con l'invarianza delle

caratteristiche dinamiche osservata negli umani durante movimenti di puntamento [68]. Una tale caratteristica delle equazioni della dinamica associate ad un braccio articolato suggeriscono che il SNC, per mappare la velocità di movimento nello specifico profilo spazio-temporale dei muscoli da reclutare, potrebbe operare ricorrendo ad semplice meccanismo di regolazione di scala. Abbiamo ipotizzato che tale meccanismo sia ottenuto regolando l'attivazione in ampiezza e nel tempo di un ridotto numero di sinergie muscolari dipendenti dal tempo (tempo-varianti).

Mantenere il braccio in una specifica postura richiede la generazione di coppie statiche agenti sulle articolazioni in grado di bilanciare l'azione del campo gravitazionale terrestre e generando un'appropriata rigidità sulle articolazioni per assicurare la stabilità anche in presenza di una inaspettata perturbazione. Specificare le attivazioni muscolari che soddisfano i requisiti di stabilità posturale per ogni configurazione assunta dal braccio lungo la traiettoria del movimento di puntamento, a causa della natura multiarticolare del braccio e della ridondanza muscolare del sistema, presenta le stesse difficoltà computazionali per specificare i profili spazio-temporali delle componenti muscolari fasiche necessarie per accelerare e decelerare il braccio. Abbiamo allora ipotizzato che una combinazione di un ridotto numero di sinergie muscolari sia sufficiente per generare le attivazioni muscolari necessarie per garantire stabilità posturale, riducendo in tal modo il problema del controllo posturale nella selezione di pochi coefficienti, quelli delle combinazioni di sinergie muscolari.

Nel presente lavoro abbiamo investigato sui profili di attivazione spazio-temporale dei muscoli reclutati durante movimenti del braccio eseguiti, con differenti velocità, in un piano frontale verso otto differenti posizioni periferiche. Abbiamo caratterizzato l'organizzazione di entrambe le attività muscolari, quelle posturali, responsabili della stabilità del braccio alla fine del movimento di puntamento, e quelle variabili nel tempo, prima, durante e dopo il movimento, includendo sia le componenti fasiche che quelle toniche. L'attività muscolare posturale è stata decomposta come combinazioni di sinergie tempo invarianti estratte attraverso un algoritmo iterativo di fattorizzazione di matrici non negative ([70]; [22]). L'attività muscolare responsabile del movimento è stata decomposta come combinazioni di sinergie fasiche e toniche tempo varianti estratte attraverso una versione modificata dell'algoritmo iterativo che è stato impiegato nell'analisi delle attività muscolari fasiche di movimenti veloci del braccio nel precedente studio [66]. Abbiamo trovato che la semplice modulazione in ampiezza e nel tempo è in grado di spiegare la variazione osservata nell'attività dei muscoli reclutati per le differenti direzioni e velocità di

movimento, fornendo ulteriore supporto all'ipotesi sostenuta secondo la quale le sinergie muscolari sono i moduli base che un controllore a feedforward utilizza per la costruzione di movimenti con definite finalità.

Metodi

Protocollo sperimentale e setup

Abbiamo investigato i cambiamenti nei profili di attivazione muscolare dei muscoli della spalla e del braccio riscontrati nelle diverse direzioni e velocità di movimento a partire da una stessa posizione iniziale verso differenti posizioni periferiche, movimento eseguito su di un piano frontale. L'apparato sperimentale, descritto in dettaglio in un nostro precedente lavoro [66], consiste di una sfera centrale, indicante la posizione di partenza, di otto sfere periferiche, indicanti la posizione da raggiungere (posizioni bersaglio), disposte su di un piano frontale, in cerchio attorno alla sfera centrale e da questa distanti 30 cm e con un intervallo angolare di circa 45° , di una maniglia, afferrata dal soggetto e provvista di una sfera di riferimento da posizionare a partire dalla sfera centrale fino ad una delle 8 sfere periferiche. La sfera di partenza e quelle bersaglio periferiche (cave, aventi 4 cm di diametro e realizzate in gomma trasparente) possono essere illuminate dall'interno attraverso un diodo emettitore nelle frequenze del campo visibile (LED), e sono posizionate agli estremi di nove tratti orizzontali di una struttura regolabile in altezza per adattarsi alla statura dei soggetti. La struttura viene regolata in modo che la sfera di partenza centrale si trovi alla stessa quota del gomito del soggetto con il braccio disteso lungo il fianco. Cinque soggetti destrimani (quattro maschi ed una femmina, con un'età compresa tra i 19 e 36 anni) hanno partecipato alle sessioni sperimentali dopo aver accettato e sottoscritto il modulo di consenso informato. Tutti i protocolli sperimentali sono conformi a quanto stabilito nella Dichiarazione di Helsinki sull'impiego di soggetti umani nel campo della ricerca.

I soggetti hanno eseguito blocchi di movimenti di puntamento, disposti in postura eretta frontalmente al piano immaginario su cui sono disposte le otto sfere bersaglio e la sfera centrale di partenza, ad una distanza tale da avere la sfera di riferimento posta sulla maniglia quasi a contatto con la sfera centrale con l'omero verticale lungo il tronco e l'avambraccio orizzontale. Ciascun movimento ha avuto inizio, quando la sfera di riferimento era posizionata sulla sfera di partenza, con un segnale di *pronto* seguito da un segnale di *partenza* (suoni generati dal computer, con 1 secondo di ritardo l'uno dall'altro) dopo i quali i soggetti erano liberi di scegliere quando iniziare a muoversi, sebbene sono

stati istruiti a raggiungere la sfera bersaglio entro un dato intervallo temporale a partire dall'istante di inizio movimento e di rimanere sulla posizione raggiunta per un tempo ≥ 1 s (periodo di mantenimento posizione bersaglio). Il LED all'interno della sfera bersaglio da raggiungere veniva acceso al tempo del segnale acustico di *pronto* ed il LED all'interno della sfera centrale di partenza veniva spento al tempo del segnale acustico di *partenza*. Per variare la velocità di movimento, l'intervallo temporale in cui eseguire il movimento veniva cambiato tra i diversi blocchi dell'esperimento ed i soggetti venivano informati sull'adeguatezza della velocità adottata soltanto alla fine del movimento attraverso due segnali acustici di differente tonalità, sempre generati attraverso il computer; tono alto per velocità troppo alta (movimento eseguito in tempo inferiore a quello stabilito), e tono basso per velocità troppo bassa (movimento eseguito in un tempo superiore rispetto a quello stabilito). Cinque differenti intervalli temporali di movimento sono stati adottati a partire da 240 ms fino a 820 ms. Le otto posizioni bersaglio sono state presentate al soggetto in modo casuale tra i diversi blocchi, e ciascun blocco terminava quando almeno quattro movimenti (soggetto 5) oppure cinque movimenti (soggetti 1-4) venivano eseguiti all'interno dell'intervallo temporale previsto per ciascuna delle otto direzioni di movimento. Un soggetto ha eseguito due blocchi per ciascun intervallo di movimento (soggetto 1, 10 blocchi complessivi), mentre tutti gli altri soggetti hanno eseguito tre blocchi per ciascun intervallo di movimento (15 blocchi complessivi).

Acquisizione dati e loro processamento

Abbiamo acquisito i dati della cinematica e quelli elettromiografici (EMG) durante le sessioni sperimentali. La posizione e l'orientamento di un marker inserito all'interno della maniglia impugnata dai soggetti sono stati registrati usando un sistema elettromagnetico di tracciamento del movimento (Fastrak, Polhemus, Colchester, VT) ad una frequenza di 120 Hz. La posizione della sfera di riferimento solidale alla maniglia, è stata valutata usando matrici di rotazione e traslazione che sono state determinate in una procedura di calibrazione eseguita utilizzando un secondo marker posizionato sulla maniglia al posto della sfera di riferimento. L'attività elettromiografica per un numero di muscoli ≤ 18 (vedere tabella 1) è stata registrata utilizzando elettrodi di superficie bipolari (DE 2.1, Delsys, Boston, MA), filtrati (20 – 450 Hz), e amplificati (guadagno complessivo di 1000, Bagnoli - 16, Delsys). Il corretto posizionamento degli elettrodi è stato verificato controllando l'attivazione di ciascun muscolo durante specifici movimenti [71]. Possibili contaminazioni del segnale elettromiografico registrato attraverso una trasmissione (cross talk) tra muscoli adiacenti sono state verificate eseguendo un'analisi di correlazione (cross-correlation) tra

tutte le coppie di canali. Il picco della cross-correlation per ritardi prossimi allo zero è stato > 0.2 soltanto in sette coppie di canali (quattro per il soggetto 2 e tre per il soggetto 3). A causa della difficoltà nel distinguere il cross talk tra le unità motorie di differenti muscoli reclutate in modo sincrono [72], non abbiamo rimosso questi muscoli dall'insieme utilizzato per ulteriori analisi. Abbiamo però verificato che la rimozione dei muscoli potenzialmente affetti da cross talk non modificava nessuna delle conclusioni a cui si è giunti in queste analisi.

Table 1: Summary of muscles recorded for each subject.

Subject	1	2	3	4	5
Biceps brachii, short head (<i>BicShort</i>)	+	+	-	+	+
Biceps brachii, long head (<i>BicLong</i>)	+	+	+	+	+
Brachialis (<i>Brac</i>)	+	+	+	+	+
Pronator Teres (<i>PronTer</i>)	-	-	+	-	-
Brachioradialis (<i>BrRad</i>)	+	+	+	+	+
Triceps brachii, lateral head (<i>TrLat</i>)	+	+	+	+	-
Triceps brachii, long head (<i>TrLong</i>)	+	+	+	+	+
Triceps brachii, medial head (<i>TrMed</i>)	+	+	+	+	+
Deltoid, anterior (<i>DeltA</i>)	+	+	+	+	+
Deltoid, medial (<i>DeltM</i>)	+	+	+	+	+
Deltoid, posterior (<i>DeltP</i>)	+	+	+	+	+
Pectoralis major, clavicular (<i>PectClav</i>)	+	+	+	+	+
Pectoralis major, sternal (<i>PectInf</i>)	+	+	+	+	+
Trapezius, superior (<i>TrapSup</i>)	+	+	+	+	+
Trapezius, medial (<i>TrapMed</i>)	+	+	+	+	+
Trapezius, inferior (<i>TrapInf</i>)	+	+	+	+	+
Latissimus dorsi (<i>LatDors</i>)	-	-	-	+	+
Teres Major (<i>TeresMaj</i>)	+	+	+	+	+
Infraspinatus (<i>InfraSp</i>)	+	+	+	+	+

L'acquisizione dei dati ed il controllo dell'esperimento sono avvenuti su di un personal computer, utilizzando un software appositamente realizzato e scritto in Lab VIEW (National Instruments, Austin, TX). I dati EMG sono stati digitalizzati in modo continuo durante ciascun blocco (1 – kHz frequenza di campionamento, PCI - 6035E, National Instruments). I dati della cinematica sono stati sincronizzati con quelli dell'attività elettromiografica associando il tempo di ciascun campione dell'acquisizione cinematica ad un contatore (100 – kHz clock, PCI-6602, National Instruments) sincronizzato con il campionamento EMG.

I dati della cinematica e quelli EMG sono stati successivamente digitalizzati filtrandoli con un filtro passa basso (15 – Hz per la frequenza di taglio dei dati cinematici, 20 – Hz per la frequenza di taglio degli EMG dopo essere stati rettificati; filtro con risposta ad impulso finito con distorsione di fase nulla) e segmentati nei trial individuali. Le forme

d'onda dell'attività elettromiografica sono ostate inoltre integrate su intervalli di 10 ms per ridurre la dimensione del set di dati. I dati per tutti i trial, includendo quelli con un tempo di movimento al di fuori dell'intervallo temporale richiesto, sono stati ispezionati visivamente ed i trial con movimenti irregolari o con artefatti su qualche canale del segnale elettromiografico sono stati rimossi dall'insieme dei dati (soggetto 1: 7/672; soggetto 2: 47/766; soggetto 3: 56/833; soggetto 4: 3/748; soggetto 5: 21/612).

Analisi dati

Cinematica della sfera di riferimento. Abbiamo caratterizzato la cinematica della sfera di riferimento misurando: il tempo di inizio movimento, il tempo di fine movimento, la durata del movimento, il massimo valore della velocità e l'istante in cui viene raggiunta, e la direzione di movimento nel piano frontale. L'inizio e la fine del movimento sono stati identificati come i tempi in cui il profilo della velocità attraversava la soglia del 10% del suo valore massimo. La durata del movimento (o tempo di movimento [MT]) è stata definita come l'intervallo di tempo che intercorre tra l'inizio e la fine del movimento. La direzione di movimento è stata valutata come l'angolo di rotazione tra il vettore velocità proiettato sul piano frontale ed il vettore avente direzione mediale disteso sul piano di movimento, centrato sull'asse perpendicolare al piano di movimento e diretto in avanti. In tal modo un movimento diretto verso l'alto è risultato caratterizzato da una direzione identificata da un angolo di 90°, mentre per un movimento diretto lateralmente da una direzione identificata da un angolo di 180°.

Raggruppamento dei movimenti. Per ciascun soggetto, tutti i movimenti sono stati ordinati secondo la loro durata ed i movimenti aventi una durata compresa tra il 5° ed il 95° percentile sono stati suddivisi in cinque gruppi (vedere Tabella 2). Rimuovendo le code della distribuzione della durata di movimento da ciascun soggetto, abbiamo assicurato un maggior grado di consistenza nelle caratteristiche della cinematica e dell'attività elettromiografica all'interno di ciascun gruppo. Dato che la distanza di movimento era la stessa in tutte le condizioni di movimento, il raggruppamento secondo la durata di movimento equivaleva al raggruppamento secondo la velocità di movimento.

Attività posturale dei muscoli e sinergie posturali. Per caratterizzare l'attività posturale dei muscoli individuali prima e dopo il movimento, abbiamo valutato l'attività elettromiografica media, integrata su di un intervallo di 400 ms, tra 900 e 500 ms prima dell'inizio del movimento e tra 500 e 900 ms dopo la fine del movimento. Abbiamo quindi studiato l'effetto dei parametri di movimento sull'attività posturale dei muscoli per ciascun movimento con un'analisi statistica ANOVA a 2 vie (attività media di ciascun muscolo nei

confronti delle 8 direzioni di movimento e dei 5 raggruppamenti secondo la velocità di movimento) e con una regressione lineare multipla (attività media di ciascun muscolo nei confronti delle funzioni $\cos\theta$, $\sin\theta$ ed il massimo valore della velocità di movimento, dove θ è l'angolo che identifica la direzione di movimento).

Table 2: Grouping of trials according to movement duration (MT).

subject	group	MT min [ms]	MT max [ms]	N
1	1	333	442	119
	2	442	517	121
	3	517	617	118
	4	617	717	121
	5	717	900	119
2	1	317	400	128
	2	400	500	130
	3	500	600	127
	4	600	742	133
	5	742	905	130
3	1	225	325	140
	2	325	425	144
	3	425	542	142
	4	542	675	140
	5	675	842	146
4	1	275	342	133
	2	342	417	135
	3	417	517	131
	4	517	625	135
	5	625	844	138
5	1	275	317	109
	2	317	392	107
	3	392	467	106
	4	467	608	107
	5	608	742	107

Le variazioni dei profili di attivazione spazio-temporale della componente posturale dopo il movimento e tra le condizioni sperimentali, sono state caratterizzate identificando le sinergie muscolari dall'attività elettromiografica, mediata sulle ripetizioni in ciascuno dei raggruppamenti secondo direzione e velocità di movimento. In tal modo, per ciascun soggetto, abbiamo valutato un insieme costituito da 40 vettori, ciascuno rappresentante l'attività media di tutti i muscoli registrati in una condizione (8 direzioni \times 5 livelli di velocità). Abbiamo inoltre utilizzato un algoritmo di fattorizzazione con matrici non negative ([19]; [39, 40]; [39]; [46]) per decomporre ciascuno di questi vettori di attività muscolare (\mathbf{m}) come la combinazione di un insieme unico di N sinergie non dipendenti dal tempo (\mathbf{w}_i) utilizzando coefficienti di scala (c_i) specifici per ciascuna condizione di movimento.

$$m = \sum_{i=1}^N c_i w_i$$

Queste sinergie muscolari descrivono il reclutamento coordinato e sincrono di gruppi di muscoli con specifiche ampiezze relative di attivazione. In tal modo le sinergie

catturano la struttura spaziale dell'attività elettromiografica posturale. Per estrarre un insieme di N sinergie, l'algoritmo iterativo di decomposizione è stato inizializzato con valori casuali per le sinergie e per i coefficienti, ed arrestato quando la frazione di varianza spiegata (R^2) aumentava di una quantità $< 10^{-4}$ su 10 iterazioni consecutive. In ciascuna iterazione l'algoritmo esegue due operazioni: 1) aggiorna le sinergie, assegnati i coefficienti ed i dati della registrazione; 2) aggiorna i coefficienti assegnati le sinergie ed i dati. Dato che sia le sinergie che i coefficienti sono vincolati ed essere non negativi, gli aggiornamenti sono eseguiti in modo efficiente utilizzando una procedura moltiplicativa. Per N di sinergie estratte, la procedura è stata ripetuta 10 volte e solo l'insieme di sinergie con il valore R^2 più elevato è stato mantenuto. Abbiamo successivamente selezionato il numero di sinergie, come compromesso tra l'esigenza di accuratezza e quella di parsimonia, ricorrendo alla curva di R^2 della ricostruzione in funzione del numero N di sinergie. Abbiamo identificato l'appropriato numero di sinergie da considerare come il numero in corrispondenza del quale la caratteristica R^2 mostrava un cambiamento di pendenza, indicando in tal modo che l'aggiunta di ulteriori sinergie non aumentavano in modo significativo l'accuratezza della ricostruzione ([66]; [22]).

Modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie posturali.

Abbiamo caratterizzato la modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie attraverso una funzione coseno. Per ciascun soggetto, sinergia, e velocità di movimento abbiamo eseguito una regressione lineare dei coefficienti di sinergie (c) sulla direzione di movimento (θ)

$$c \approx \cos \theta + \sin \theta + 1 \quad (1)$$

Per incrementare il potere statistico della procedura, abbiamo eseguito la regressione sui dati di ciascun movimento. Per ottenere i coefficienti delle sinergie per i singoli movimenti abbiamo utilizzato le sinergie estratte dai dati medi per ricostruire l'attività muscolare relativa ai movimenti individuali utilizzando lo stesso algoritmo usato per l'estrazione delle sinergie, ma senza l'operazione 1). Abbiamo successivamente espresso i coefficienti della regressione come la direzione di movimento preferenziale, l'ampiezza della modulazione ed una costante di una funzione coseno

$$A \cos \theta + B \sin \theta + C = \sqrt{A^2 + B^2} \cos(\theta - \theta^{PD}) + C$$

dove $\theta^{PD} = \tan^{-1}(B/A)$ è la direzione preferita. Abbiamo testato la significatività della regressione con test F e quantificato la bontà della ricostruzione con il valore di R^2 . Abbiamo inoltre quantificato la variabilità della direzione preferenziale sulle velocità valutando la sua deviazione angolare [25], definita come la radice quadrata di $2(1 - r)$, dove r è la lunghezza del vettore risultante dalla somma dei versori diretti come le direzioni preferenziale diviso per il numero di vettori. In ultimo per testare la dipendenza dei coefficienti delle sinergie sia dalla direzione che dalla velocità, abbiamo inoltre eseguito la regressione lineare

$$c \approx sp_{\max} + \cos \theta + \sin \theta + 1$$

dove sp_{\max} è il valore massimo della velocità tangenziale durante il movimento.

Estrazione delle sinergie dipendenti dal tempo dalla componente fasica dell'attività muscolare per movimenti veloci. Per studiare l'organizzazione della componente fasica dell'attività muscolare in funzione della velocità di movimento, abbiamo per prima cosa normalizzato nel tempo ad un'eguale durata di movimento le forme d'onda del segnale elettromiografico integrato. Le forme d'onda di ciascun muscolo in ciascun trial sono state allineate al tempo di inizio movimento e ricampionate, utilizzando un'interpolazione lineare, con 50 campioni per durata di movimento, a partire da 1 **MT** prima dell'inizio movimento fino ad 1 **MT** dopo la fine del movimento. Le forme d'onda normalizzate sul tempo sono state successivamente mediate sui trial nello stesso gruppo di direzione e di velocità. Abbiamo prima identificato le sinergie dipendenti dal tempo, come fatto in precedenza

[66], a partire dall'attività muscolare fasica per i movimenti più veloci. Abbiamo trovato una decomposizione dei vettori tempo varianti di attivazione muscolare $[m(t)]$ come una decomposizione di N vettori di sinergie dipendenti dal tempo, o sinergie tempo varianti $[w(t)]$

$$m(t) = \sum_{i=1}^N c_i w_i(t - t_i)$$

ciascuna scalata in ampiezza secondo un coefficiente di ampiezza (c_i) e reclutata ad uno specifico istante secondo un coefficiente di tempo (t_i). In tal modo una sinergia tempo variante costituisce un'insieme di forme d'onda, ciascuna specifica per un muscolo, non necessariamente sincrona. Abbiamo estratto le sinergie tempo varianti dalle forme d'onda relative all'attività muscolare fasica. Abbiamo stimato la le forme d'onda della componente fasica con una procedura di sottrazione. Per stimare la componente tonica,

abbiamo approssimato l'attività muscolare con il livello di attività elettromiografica a partire da 1 **MT** prima dell'inizio movimento, con il livello costante 1 **MT** dopo la fine del movimento, e con un tratto di pendenza costante a partire dall'inizio movimento fino alla fine dello stesso ([17]; [16]). Il livello costante prima e dopo i movimenti sono stati valutati mediando le forme d'onda dell'attività elettromiografica da 1 a 0.5 **MT** prima dell'inizio movimento e da 0.5 a 1 **MT** dopo la sua fine. Le forme d'onda della componente fasica dell'attività muscolare sono state valutate sottraendo l'attività delle componenti toniche dalle forme d'onda effettive. Rispetto alle sinergie posturali, per ciascun soggetto, abbiamo estratto insiemi composti da una fino ad otto sinergie utilizzando un algoritmo iterativo di ottimizzazione ed abbiamo selezionato il numero di sinergie secondo la caratteristica di R^2 . L'algoritmo di estrazione è stato inizializzato con valori casuali per le sinergie tempo varianti su 75 campioni (1.5 **MT**) ed è stato interrotto quando l'incremento del valore di R^2 della ricostruzione incrementava meno di 10^{-4} su 10 iterazioni consecutive. Per ciascuna iterazione l'algoritmo ha eseguito tre processi distinti: 1) l'identificazione del ritardo del tempo di inizio, per ciascuna sinergia e condizione di movimento, attraverso una ricerca iterativa (*matching pursuits* [18]), assegnati i dati e le sinergie; 2) l'identificazione, per ciascuna sinergia e condizione di movimento, di un coefficiente non-negativo di scala mediante un algoritmo dei minimi quadrati non-negativo, assegnati i dati, le sinergie ed il tempo di inizio; 3) l'aggiornamento delle sinergie, assegnati i dati ed i coefficienti di ampiezza e di tempo per tutte le condizioni, attraverso un algoritmo di discesa del gradiente di una funzione di errore comprendente l'errore della ricostruzione ed una penalità per la presenza di larghe componenti negative nelle forme d'onda delle sinergie [66]. Per ciascun N, l'estrazione è stata ripetuta 10 volte e soltanto l'insieme di sinergie con il più alto valore di R^2 è stato mantenuto.

Estrazione simultanea delle sinergie tempo varianti toniche e fasciche. Dalle forme d'onda dell'attività muscolare per movimenti lenti (vedere Fig. 2) si è osservato nella maggior parte dei casi, una maggiore grandezza delle componenti toniche rispetto a quelle fasciche ed anche una differenza di forma tra i vari muscoli. Quindi la procedura di sottrazione utilizzata, descritta sopra, basata sull'approssimazione dell'attività muscolare delle componenti toniche mediante una rampa lineare tra l'attività di inizio e fine movimento, è risultata ragionevolmente adeguata nel caso dei movimenti più veloci, caratterizzati da componenti fasciche più grandi, ma è risultata inadatta per tutti gli altri movimenti caratterizzati da velocità più basse. Abbiamo allora deciso di valutare le componenti toniche direttamente dai dati acquisiti, utilizzando lo stesso approccio per le

componenti fasiche, ovvero, identificando l'insieme di componenti tempo varianti fasiche e toniche dalle cui combinazioni è possibile ottenere l'insieme delle forme d'onda relative all'attività muscolari dei movimenti eseguiti. Inoltre, dato che le componenti toniche includono, prima e dopo il movimento, la componente posturale dell'attività muscolare, abbiamo allora modellato la generazione delle forme d'onda toniche come combinazioni lineari di sinergie muscolari tempo varianti, in accordo con il modello delle attivazioni come una combinazione di sinergie indipendenti dal tempo. Abbiamo quindi decomposto i dati elettromiografici medi per tutte le direzioni e velocità di movimento, come una combinazione di sinergie tempo varianti fasiche e toniche

$$m(t) = \sum_{i=1}^{N^f} c_i^f w_i^f(t - t_i) + \sum_{j=1}^{N^t} c_j^t w_j^t(t)$$

dove gli indici f e t si riferiscono, rispettivamente, alle sinergie fasiche e sinergie toniche. L'algoritmo iterativo utilizzato per l'estrazione delle sinergie fasiche [66] è stato modificato per consentire anche l'estrazione simultanea delle sinergie toniche, definite come sinergie tempo varianti con una fissata relazione con la cinematica del movimento e caratterizzate da profili di attivazione variabili nel tempo in modo piuttosto lento. In tal modo non vi sono coefficienti di tempo associati alle sinergie toniche; la loro durata è uguale alla durata delle forme d'onda nel tempo normalizzato, 3 **MT**; le loro forme di attivazione sono state filtrate passa basso dopo ciascun aggiornamento delle sinergie durante la procedura di ottimizzazione. Abbiamo scelto per la frequenza di taglio un valore pari all'inverso di 2 **MT**, corrispondente alla frequenza del movimento oscillatorio sinusoidale dalla posizione di partenza fino a quella di arrivo con la stessa velocità media normalizzata come quella dei movimenti attuali. Per ciascun soggetto, abbiamo estratto lo stesso numero di sinergie fasiche, ovvero il numero di sinergie fasiche che ricostruisce adeguatamente l'attività elettromiografica associata a movimenti veloci, e lo stesso numero di sinergie toniche, ovvero il numero di sinergie posturali selezionate per descrivere la componente posturale dell'attività elettromiografica che caratterizza la fine del movimento. Abbiamo inizializzato le sinergie fasiche e toniche con valori casuali e l'algoritmo di estrazione è stato fermato quando l'incremento del valore dell'errore quadratico medio della ricostruzione è risultato inferiore di 10^{-4} per 10 iterazioni consecutive. La durata delle sinergie fasiche è stata posta uguale a 1.5 **MT**. Per ciascun soggetto, abbiamo ripetuto l'estrazione 10 volte e selezionato l'insieme di sinergie con il più alto valore di R^2 .

Abbiamo confrontato le sinergie fasiche tempo varianti estratte dall'attività muscolare per tutte le velocità, con le sinergie tempo varianti estratte a partire dalla sola componente fasica per i movimenti più veloci, valutando, come misura di confronto tra i due tipi di sinergie fasiche estratte, il massimo del prodotto scalare normalizzato su tutti i possibili ritardi delle due sinergie [1]. Abbiamo inoltre valutato un livello di somiglianza casuale andando a calcolare la distribuzione di somiglianza tra sinergie casuali tempo varianti generate con la stessa ampiezza di distribuzione di quella che caratterizza i dati acquisiti dai quali le attuali sinergie sono state estratte e con lo stesso livello di variabilità temporale [66]. In modo analogo, abbiamo confrontato la struttura spaziale delle sinergie toniche dopo la fine del movimento con la struttura spaziale delle sinergie posturali estratte dalla componente posturale dell'attività muscolare. A tale scopo abbiamo valutato il valore normalizzato del prodotto scalare tra il vettore costruito con la forma d'onda media della sinergia tonica nell'intervallo compreso tra 0.5 a 1 **MT** dopo la fine del movimento ed il vettore che rappresenta una sinergia posturale. I livelli casuali di somiglianza sono stati valutati generando sinergie casuali aventi la stessa distribuzione di ampiezza di quella che caratterizza i dati acquisiti.

Modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie tempo varianti. Abbiamo caratterizzato la modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie tempo varianti attraverso una funzione coseno. Abbiamo approssimato la dipendenza direzionale dei coefficienti sia con una funzione coseno singola, utilizzando lo stesso modello lineare usato per le sinergie posturali (Eq. 1), sia con la somma di due funzioni coseno

$$c \approx [A_1 \cos(\theta - \theta_1^{PD}) + B_1]^+ + [A_2 \cos(\theta - \theta_2^{PD}) + B_2]^+$$

dove A_i è l'ampiezza della modulazione (AM) dell' i -esimo coseno, B_i è il suo termine noto (offset), e θ_i^{PD} è la sua direzione privilegiata, e $[x]^+$ è la parte positiva della funzione, ovvero x per $x > 0$ e 0 altrimenti. L'utilizzo di una soglia non lineare si rende necessario per descrivere la modulazione bimodale della funzione coseno visto che la somma di due coseni è ancora un coseno [73]. Per determinare i parametri delle funzioni approssimanti, $(A \ B \ \theta^{PD})$ per la singola funzione coseno e $(A_1 \ B_1 \ \theta_1^{PD} \ A_2 \ B_2 \ \theta_2^{PD})$ per la funzione coseno doppia, abbiamo usato un algoritmo non lineare iterativo ai minimi quadrati (funzione Matlab *lsqcurvefit*). Abbiamo inizializzato i valori dei parametri ampiezza e termine noto a

metà del valore medio di ciascun coefficiente e la direzione privilegiata ai valori del più alto massimo locale di una curva cubica periodica approssimante la dipendenza direzionale dei coefficienti. Abbiamo eseguito questa approssimazione non lineare, per ciascun soggetto, sinergia e velocità sui coefficienti dei movimenti individuali, determinati questi attraverso la ricostruzione tramite le sinergie estratte dai dati mediati sui movimenti individuali usando una singola iterazione dei primi due passi dell'algoritmo di estrazioni di sinergie. Abbiamo quantificato la bontà della ricostruzione con un valore R^2 e la variabilità della direzione preferenziale sulle velocità valutando la sua deviazione angolare. Per ciascuna condizione, abbiamo ricostruito i dati attraverso sia una funzione con un singolo coseno non-negativo sia una funzione con due coseni non-negativi ed abbiamo confrontato i risultati ottenuti con il criterio di informazione Akaike (AIC; [74]) ed il criterio di informazione Bayesian (BIC; [75]). Abbiamo successivamente selezionato il numero di coseni secondo il criterio BIC, il quale favorisce modelli con un minor numero di parametri di quanto non faccia il criterio AIC [76].

Risultati

Abbiamo indagato sulla organizzazione dell'attività muscolare per movimenti di puntamento in differenti direzioni e con differenti velocità. I soggetti hanno mosso un marker di riferimento posizionato sulla maniglia da loro impugnata, a partire da una posizione centrale verso otto posizioni periferiche disposte su di un piano frontale e con un tempo di movimento variabile, mediato sui soggetti, da 285 a 846 ms. Per tutte le direzioni di movimento e velocità i percorsi della sfera di riferimento sulla maniglia impugnata dal soggetto sono risultati approssimativamente rettilinei ed il profilo della velocità tangenziale a forma di campana (Fig. 1). Per ciascun soggetto i movimenti sono stati suddivisi in cinque gruppi secondo la durata del movimento (MT, Tabella 2) o, equivalentemente, dato che la distanza del movimento era costante, alla velocità di movimento. Le forme d'onda del segnale elettromiografico, rettificate, filtrate passa basso ed integrate per i 17-18 muscoli (Tabella 1), sono state allineate sul tempo di inizio movimento e mediate sui

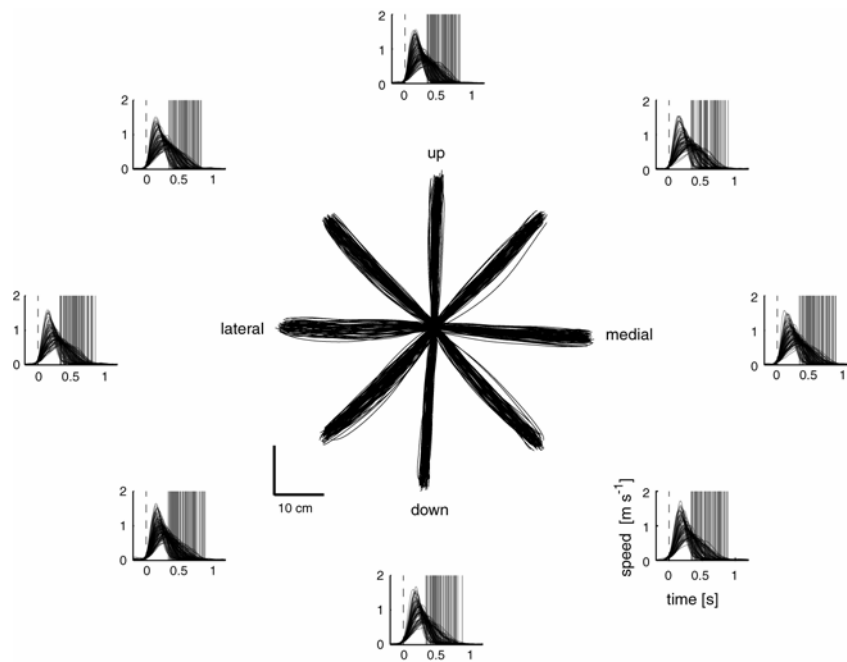


Figura 1: Esempio delle traiettorie e dei profili di velocità della sfera di riferimento solidale alla maniglia impugnata dai soggetti. Tutte le traiettorie della sfera di riferimento per movimenti nel piano frontale a partire dalla posizione centrale verso otto posizioni bersaglio periferiche (al centro della figura) ed i corrispondenti profili di velocità (perimetricamente nella figura) con un tempo di movimento tra il 5° ed il 95° percentile sono rappresentate per un soggetto (soggetto 1). Come per tutti i soggetti, le traiettorie sono approssimativamente rettilinee con un profilo di velocità a campana in tutte le condizioni sperimentali. I profili di velocità sono allineati al tempo di inizio movimento ed una sottile linea verticale è riportata, per ciascun trial, in corrispondenza del tempo di fine movimento.

movimenti facenti parte dello stesso raggruppamento di direzione e di velocità. Queste forme d'onda hanno mostrato una attività tonica, responsabile di stabilizzare la postura del braccio durante il movimento sotto l'azione del campo gravitazionale, ed un'attività fasica associata alla generazione delle forze necessarie per accelerare e decelerare il braccio (Fig. 2). L'attività posturale alla fine del movimento è apparsa modulata in funzione della direzione di movimento. L'attività fasica durante il movimento si modificava in funzione della direzione di movimento e, per una data direzione, aumentava in ampiezza all'aumentare della velocità. Il nostro obiettivo è stato quello di correlare i cambiamenti osservati nell'attività elettromiografica dei singoli muscoli reclutati con la direzione e la velocità di movimento attraverso la modulazione di un ridotto numero di sinergie, ovvero il coordinato coordinamento di gruppi di muscoli.

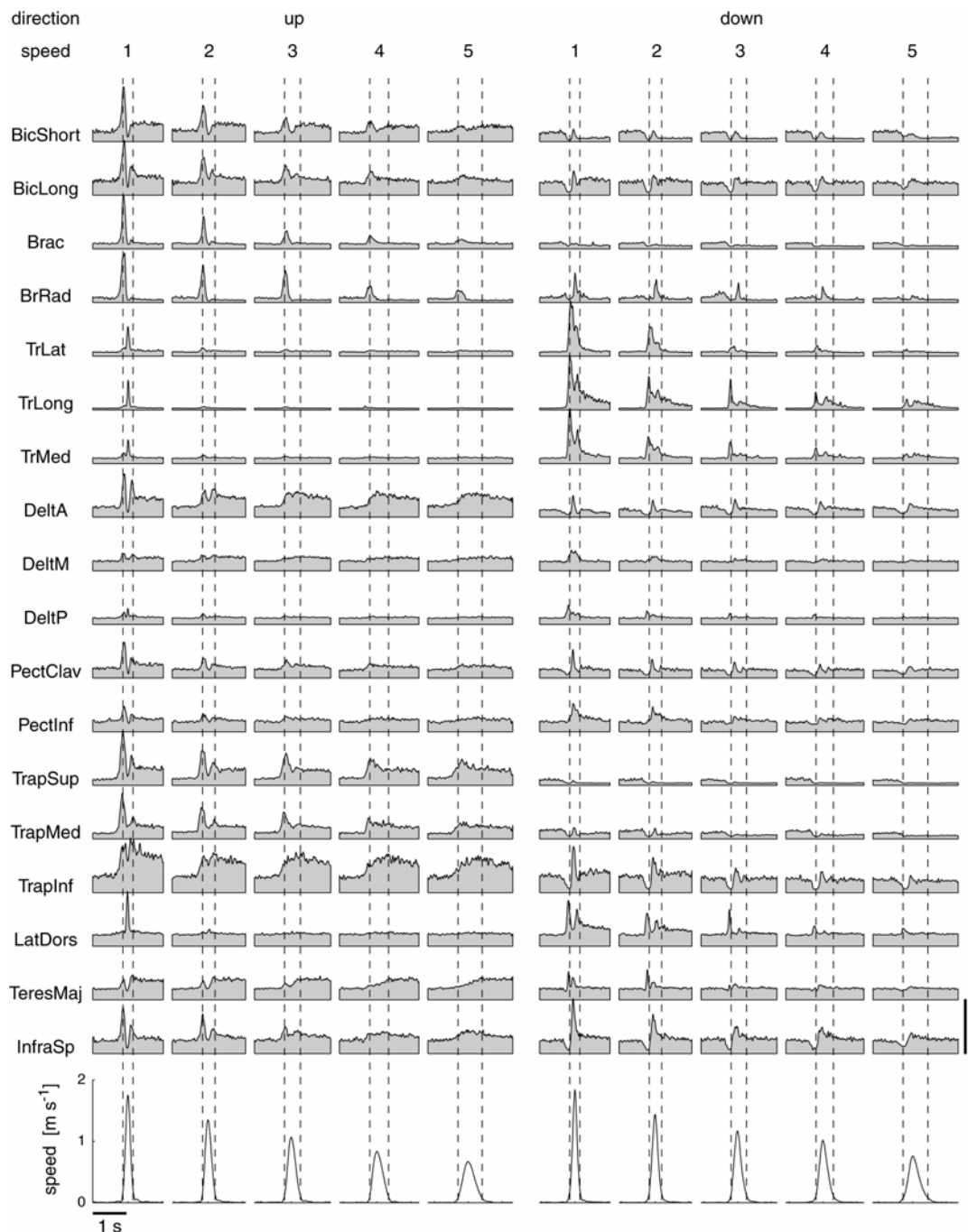


Figura 2: Esempio dell'attività elettromiografica media. Le forme d'onda dell'attività elettromiografica, filtrate passa-banda (20-450 Hz), rettificata, filtrate passa basso (20 Hz), integrata (intervallo di 10 ms), e mediate all'interno dei gruppi di velocità di movimento per 5 movimenti verso l'alto (*sinistra*) e cinque movimenti verso il basso (*destra*) sono riportati (*sopra*) insieme con i corrispondenti profili di velocità media. Le linee tratteggiate verticali indicano i tempi di inizio e fine movimento.

Sinergie posturali

Abbiamo prima analizzato la componente posturale dell'attività muscolare registrata, prima e dopo il movimento. Nella maggior parte dei casi non si sono riscontrati significativi effetti con la direzione di movimento dell'attività muscolare prima dell'inizio movimento (79.1%; 68/86 muscoli in cinque soggetti; $P < 0.05$; ANOVA a 2 vie; EMG mediati vs. gruppi di velocità, cinque livelli, and e di direzione, otto livelli) ma è risultato un

effetto significativo della velocità per metà dei casi (51.2 %; 44/86 casi; $P > 0.01$). La dipendenza dalla velocità e dalla direzione della componente posturale dell'attività muscolare in corrispondenza della posizione di partenza è probabilmente dovuta alla preparazione del movimento, visto che i movimenti con la stessa durata sono stati eseguiti in blocchi e l'intervallo temporale preso in analisi è successivo alla presentazione del segnale che identifica la posizione da raggiungere (vedere Metodi). L'attività elettromiografica media dopo la fine del movimento è risultata dipendere, come ci aspettavamo, dalla direzione di movimento (100%; 86/86 casi; ANOVA a 2 vie; EMG mediati vs. gruppo di velocità e direzione; $P < 0.01$) ma anche nella maggior parte dei casi della velocità (82.6%; 71/86 casi). Questa dipendenza dalla velocità è probabilmente legata rigidità del braccio in corrispondenza della posizione bersaglio operata attraverso una contemporanea contrazione della muscolatura agonista/antagonista. Infatti, nella maggior parte dei casi, l'attività elettromiografica dopo la fine del movimento è risultata aumentare con il massimo della velocità di movimento (68.6%; 59/86 casi; significativo coefficiente positivo di regressione per massime velocità nella regressione multipla dell'attività EMG mediata vs. massima velocità e direzione di movimento; $P < 0.01$).

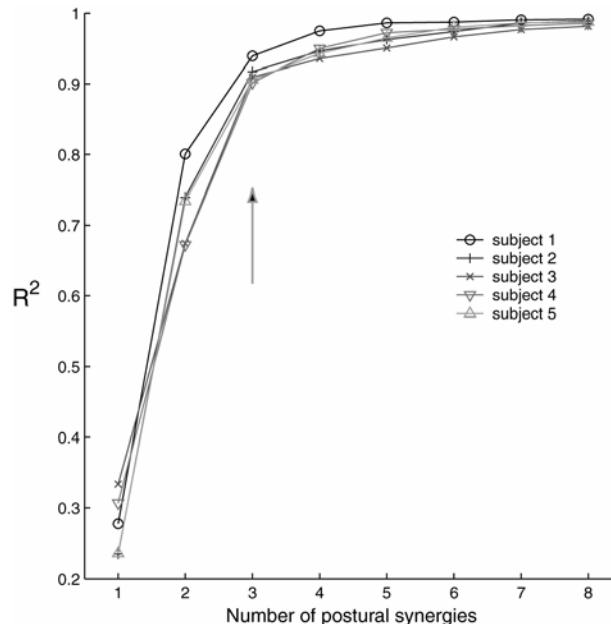


Figura 3: Selezione del numero di sinergie posturali. Le curve del valore della ricostruzione R^2 come una funzione del numero di sinergie posturali estratte, in ciascun soggetto (*differenti simboli*), dall'attività elettromiografica registrata dopo la fine del movimento mostrano un cambiamento di pendenza in corrispondenza dell'insieme di sinergie in numero pari a 3 (*freccia*), condizione questa indicante che 3 è il compromesso ottimale tra un modello di accuratezza ed un modello di parsimonia nella scelta del numero di sinergie.

Abbiamo testato se la componente posturale dell'attività elettromiografica dopo la fine del movimento, ovvero, con la sfera di riferimento in otto differenti posizioni nel piano frontale, poteva essere ricostruita attraverso la combinazione di un ridotto numero di sinergie muscolari. Per ciascun soggetto, abbiamo identificato insiemi di una ad otto sinergie dall'attività posturale mediata sui movimenti con la medesima direzione e velocità, usando un algoritmo di fattorizzazione matriciale non negativo (vedere Metodi). Tre sono le sinergie posturali selezionate in tutti i cinque soggetti, ovvero quel numero di sinergie in corrispondenza del quale la curva della frazione della varianza spiegata R^2 presenta un ginocchio (Fig. 3). Il valore di R^2 variava da 0.90 a 0.94 tra i soggetti, indicando così che le variazioni nella componente posturale dell'attività elettromiografica sono state ben rappresentate dalla combinazione di tre sinergie. Ciascuna sinergia posturale esprimeva uno specifico equilibrio nell'attivazione muscolare ed è risultata modulata in ampiezza nelle diverse condizioni di movimento.

Ad esempio, le caratteristiche distintive della prima sinergia posturale identificata nel soggetto 4 (W_1^p , Fig. 4A) consistevano nell'attivazione sostenuta del bicipite corto (BicShort), del deltoide anteriore (DeltA), e del trapezio, soprattutto il tratto inferiore (TraInf). Questa sinergia è risultata reclutata soprattutto per le posizioni alte, come indicato dalla modulazione direzionale unimodale del coefficiente di ampiezza della sinergia (C_1^p , Fig. 4B). Il coefficiente di ampiezza per posizioni poste in alto è risultato inoltre modulato in funzione della velocità di movimento. La struttura della seconda sinergia (W_2^p) è risultata caratterizzata da una forte attivazione del bicipite lungo (BicLong) e del gran pettorale (PectCalv e PectInf) e da una attivazione nulla del trapezio superiore (TrapSup) e del medio (TrapMed). Questa sinergia è risultata reclutata soprattutto per posizioni mediali e modulata nella direzione privilegiata dalla velocità di movimento (C_2^p). In ultimo, la terza sinergia (W_3^p) ha mostrato una forte attivazione del bicipite lungo (BicLong), del deltoide medio (DeltM) e nessuna attivazione del bicipite corto (BicShort) e della porzione clavicolare del pettorale (PectClav). Questa sinergia è risultata reclutata principalmente nel raggiungimento delle posizioni laterali (C_3^p). La modulazione direzionale dell'ampiezza di reclutamento delle sinergie posturali è risultata ben ricostruita da una funzione coseno.

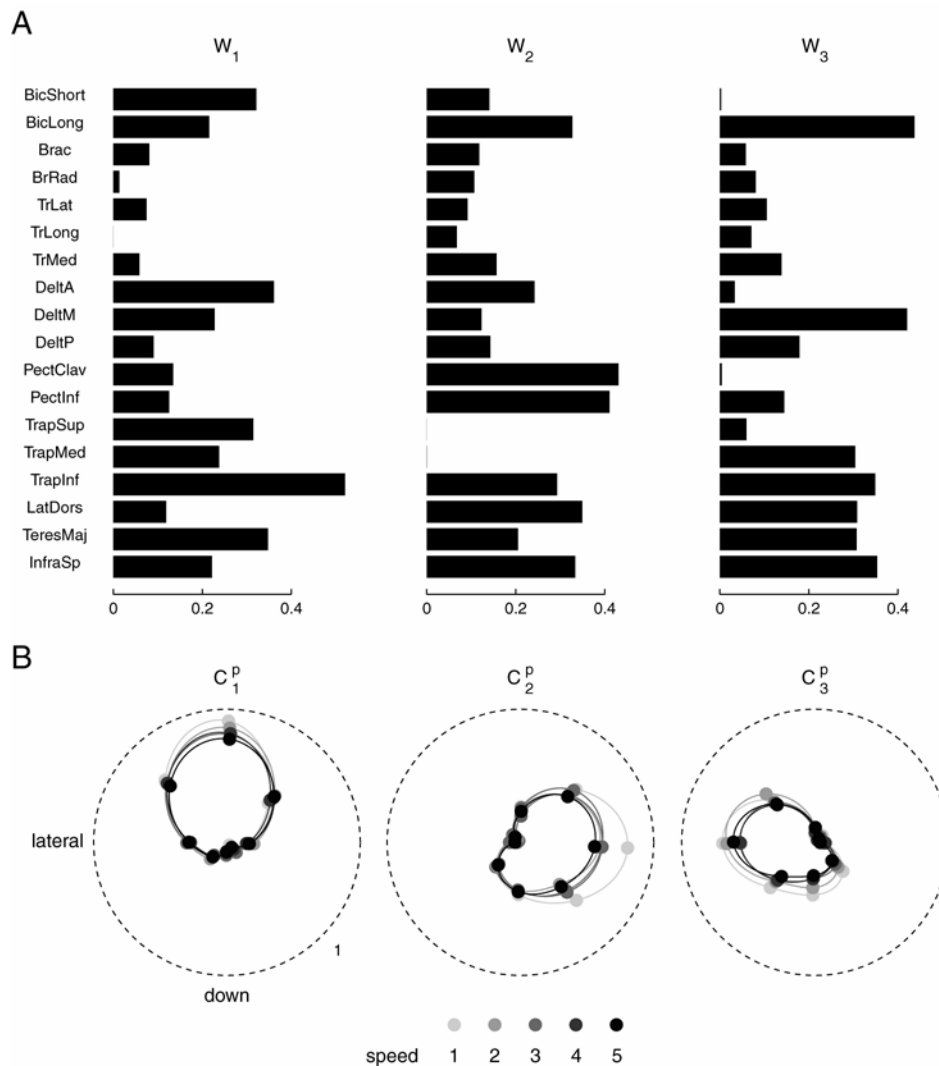


Figura 4: Esempio della struttura e della modulazione delle sinergie posturali. (A) Le tre sinergie posturali estratte dall'attività muscolare posturale registrata dopo la fine del movimento per un soggetto (soggetto 4) sono riportate come tre colonne di barre orizzontali. Ciascuna sinergia, un vettore nello spazio dell'attivazione muscolare normalizzato secondo la norma Euclidea, mostra una specifica distribuzione di attivazione dei differenti muscoli. (B) I coefficienti di ampiezza che moltiplicano ciascuno una delle tre sinergie in (A) per ricostruire l'attività muscolare posturale per 8 posizioni bersaglio e 5 velocità di movimento sono rappresentate secondo un grafico polare (livelli di grigio). La modulazione direzionale è unimodale con una piccola dipendenza dalla velocità.

Per eseguire analisi statistiche sulla dipendenza dei coefficienti di ampiezza delle sinergie dalla velocità e direzione di movimento, abbiamo approssimato i dati relativi ai singoli movimenti mediante le sinergie estratte dai dati mediati (vedere Metodi). Abbiamo eseguito una regressione lineare dei coefficienti di ampiezza delle sinergie per movimenti individuali, separatamente per ciascun soggetto e gruppo di velocità, sulla direzione di movimento (Fig. 5). Questa regressione, corrispondente ad una approssimazione secondo una funzione coseno (vedere Metodi), è risultata significativa per tutti i soggetti, velocità, e sinergie (75/75 casi; F test; $P < 0.01$). La mediana delle distribuzioni di R^2 di tutte le regressioni è risultato pari a 0.84. In confronto, la mediana dell'errore quadratico medio R^2

di tutte le regressioni dell'attività elettromiografica dei muscoli individuali ($n = 435$, 5 soggetti, 16–17 muscoli, 5 velocità) è risultata pari a 0.60, sensibilmente più bassa della mediana di R^2 per i coefficienti delle sinergie ($P < 10^{-6}$; test di Wilcoxon della somma del rango).

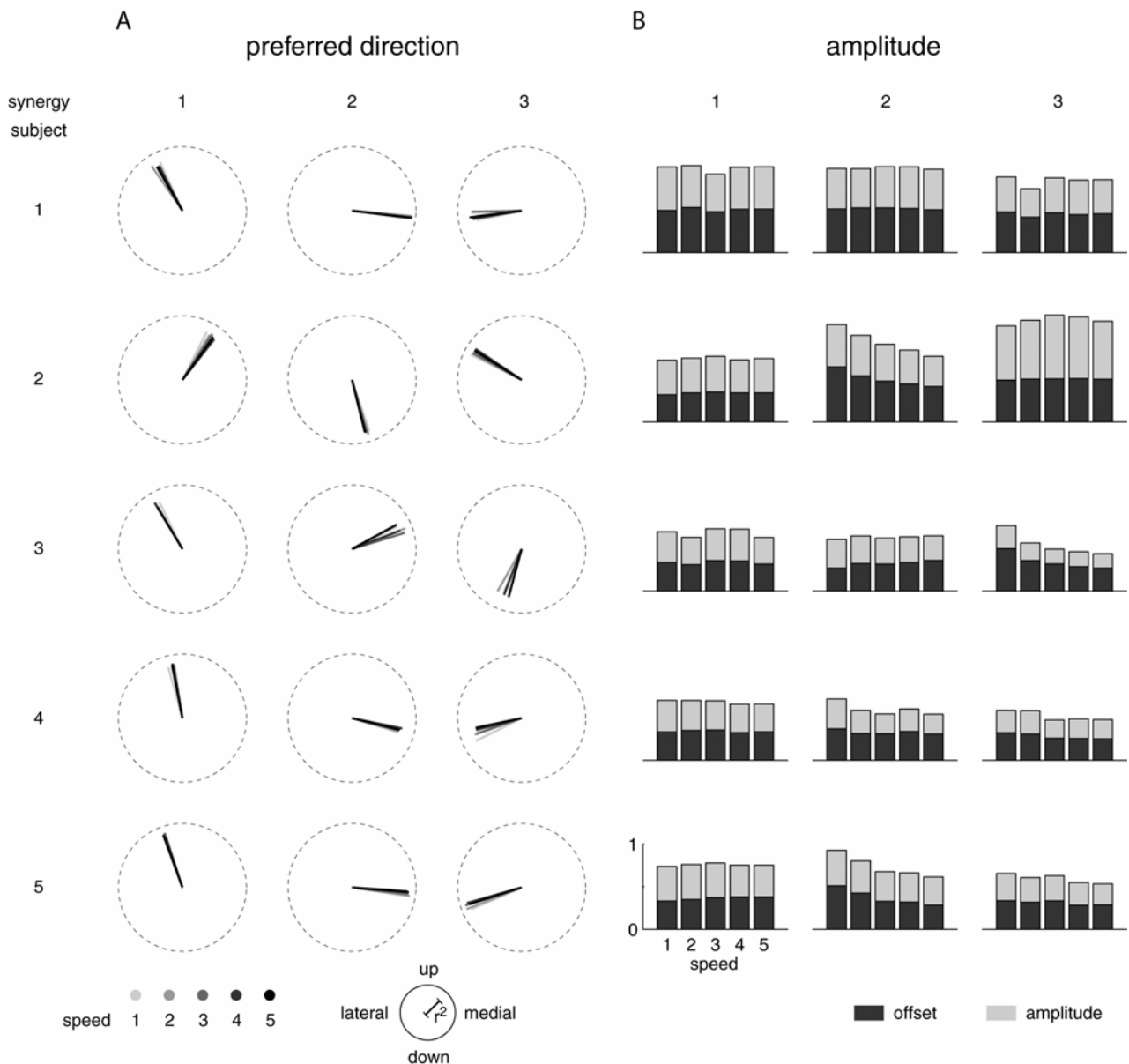


Figura 5: Modulazione secondo una funzione coseno dei coefficienti di ampiezza delle sinergie posturali. (A) Grafico polare della direzione preferenziale delle tre sinergie posturali estratte da ciascun soggetto (*righe*). In ciascun grafico, la lunghezza del segmento radiale indica il valore di R^2 dell'approssimazione secondo una funzione coseno della dipendenza da parte dei coefficienti di ampiezza dalla direzione di movimento per ciascuna velocità (*livelli di grigio*). (B) Grafici a barre che mostrano modulazione dell'offset (*grigio scuro*) e dell'ampiezza (*grigio chiaro*) secondo la ricostruzione con la funzione coseno dei coefficienti delle sinergie. In tutti i casi la modulazione secondo la funzione coseno ricostruisce bene la modulazione direzionale della sinergie posturali, con una direzione preferenziale grossomodo invariante con la velocità e, in pochi casi, una dipendenza del massimo della funzione coseno (somma dei coefficienti di offset e di ampiezza) dalla velocità.

La deviazione angolare della direzione preferenziale dell'approssimazione secondo la funzione coseno sulle velocità, per ciascun soggetto e sinergia, è risultata molto piccola. La mediana della distribuzione del valore della deviazione angolare per tutti i soggetti e sinergie è risultata pari a 7.9° ed il massimo pari a 26.7° , valori questi indicanti che la modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie non si modificano in modo sostanziale con la velocità di movimento. In ultimo, abbiamo eseguito una regressione lineare dei coefficienti di ampiezza, per ciascun soggetto, sulla direzione di movimento e sulla velocità massima. Tutte le regressioni sono risultate significative (15/15; F test; $P < 0.01$) e in 8/15 casi si è verificato un significativo valore massimo nel coefficiente della regressione relativo alla velocità di movimento ($P < 0.01$; 6/15 positivo; 2/15 negativo). Così alcune sinergie sono risultate modulate in ampiezza anche con la velocità di movimento.

Riassumendo, le variazioni dell'attività posturale in molti muscoli della spalla e del braccio, alla fine del movimento da punto a punto, con differenti direzioni e velocità di movimento, sono risultate ben ricostruite dalle combinazioni di tre sinergie posturali. L'ampiezza di reclutamento delle sinergie è risultata modulata con la direzione di movimento secondo una funzione coseno con una direzione privilegiata che non si è modificata con la velocità di esecuzione.

Sinergie tempo varianti fasiche e toniche

Abbiamo successivamente considerato l'attività muscolare registrata prima, durante e dopo i movimenti del braccio. Il nostro obiettivo è stato quello di identificare le sinergie fasiche (ovvero, le sinergie responsabili di accelerare e decelerare il braccio durante il movimento) e le sinergie toniche (ovvero le sinergie che contrastano l'effetto del campo gravitazionale e stabilizzano la postura del braccio durante il movimento) che potessero spiegare la complessità dei cambiamenti osservati nelle forme d'onda caratteristiche dell'attività muscolare per movimenti eseguiti in differenti direzioni e con differenti velocità. Per confrontare l'attività muscolare presentata da movimenti eseguiti in differenti direzioni abbiamo normalizzato nel tempo le forme d'onda dei muscoli alla durata del movimento per ciascuna prova.

Abbiamo prima determinato il numero delle sinergie muscolari fasiche richieste per ricostruire in modo soddisfacente l'attività muscolare propria dei movimenti veloci. Per questi movimenti, abbiamo approssimato le forme d'onda di ciascun muscolo relative alla componente tonica attraverso una rampa lineare e l'abbiamo sottratta alla forma d'onda complessiva per ottenere la forma d'onda relativa alla componente fasica [77]. Per

ciascun soggetto, abbiamo successivamente estratto insieme composti da una fino ad otto sinergie tempo varianti, a partire dalle forme d'onda associate alla componente fasica dell'attività muscolare per quei movimenti appartenenti al gruppo caratterizzato dal più breve tempo di esecuzione in tutte le otto direzioni, normalizzate nel tempo alla durata del movimento e mediate sui movimenti eseguiti nella medesima direzione (vedere Metodi). Ciascuna sinergia tempo variante ha interessato un intervallo di tempo uguale a 1.5 **MT**. Abbiamo selezionato l'insieme con tre sinergie, in tutti i soggetti, ovvero quel insieme con un numero di sinergie tale da portare nella curva dell'errore R^2 un evidente cambio di pendenza (Fig. 6).

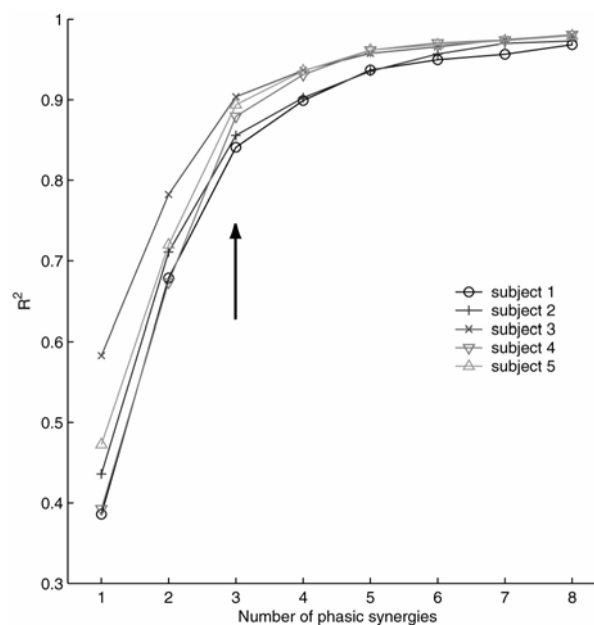


Figura 6: Selezione del numero di sinergie fasiche tempo-varianti. Le curve dei valori della ricostruzione R^2 come una funzione del numero di sinergie tempo-varianti estratte, in ciascun soggetto (*differenti simboli*), dall'attività elettromiografica fasica registrata durante il movimento, mostrano, come per le sinergie posturali, un cambiamento di pendenza in corrispondenza dell'insieme costituito da 3 sinergie (*freccia*).

Il valore di R^2 per tre sinergie variava da 0.84 a 0.90 sui soggetti.

Abbiamo successivamente identificato, per ciascun soggetto, tre sinergie tempo varianti fasiche e tre sinergie tempo varianti toniche dall'intero insieme dei dati dell'attività elettromiografica di tutti i muscoli per tutte le direzioni e velocità di movimento, normalizzate al tempo di movimento su tutte le ripetizioni. L'algoritmo di ottimizzazione utilizzato per estrarre le sinergie fasiche, è stato modificato per consentire l'identificazione anche delle sinergie toniche, definite come quelle sinergie tempo varianti con un fissato ritardo rispetto all'istante di inizio movimento e con forme d'onda variabili lentamente (vedere Metodi). Abbiamo scelto lo stesso numero di sinergie fasiche come il numero necessario per ricostruire in modo adeguato l'attività muscolare associata alla componente

fasica per quei movimenti con la più alta velocità di esecuzione e lo stesso numero di sinergie toniche come quel numero necessario per ricostruire le variazioni nell'attività muscolare associata alla componente posturale dopo la fine del movimento. La durata delle sinergie fasiche è stata impostata a 1.5 **MT** e la durata delle sinergie toniche a 3 **MT**, corrispondente all'intero intervallo di attività muscolare analizzata per ciascuna condizione. Il valore di R^2 per la ricostruzione dell'attività muscolare con tre sinergie toniche e tre sinergie fasiche è risultato variare da 0.86 a 0.89 tra i soggetti. Le sinergie fasiche estratte con questa procedura sono risultate nella maggior parte dei casi del tutto simili a quelle estratte dalle forme d'onda della sola componente fasica relativa ai movimenti più veloci. Per ciascun soggetto, abbiamo paragonato le tre sinergie fasiche estratte per tutte le condizioni di velocità con le tre sinergie estratte per i soli movimenti veloci ed abbiamo confrontato la loro similitudine con quella presente tra sinergie casuali (vedere metodi). In 10 dei 15 confronti, la somiglianza è risultata significativamente più alta rispetto a quella tra sinergie casuali ($P < 0.05$). La somiglianza media tra i due set di sinergie è risultata pari a 0.78 ± 0.13 (SD). Similmente, nella maggior parte dei casi i vettori ottenuti mediando le forme d'onda delle sinergie toniche sugli ultimi 0.5 **MT** dell'intervallo temporale, rappresentante la struttura spaziale delle sinergie toniche, sono risultati simili ai vettori delle sinergie posturali estratti dalla componente posturale dell'attività muscolare alla fine del movimento. In 9 dei 15 confronti, la somiglianza è risultata significativamente più alta rispetto a quella tra sinergie casuali. ($P < 0.05$). La somiglianza media tra queste coppie di sinergie è risultata 0.90 ± 0.16 (SD). In definitiva, l'organizzazione dell'attività muscolare associata a movimenti di puntamento eseguiti in differenti direzioni e con differenti velocità è risultata ben rappresentata da tre sinergie fasiche e tre sinergie toniche tempo varianti estratte simultaneamente dall'intero insieme dei dati elettromiografici e per tutte le condizioni di movimento.

L'organizzazione spazio-temporale delle sinergie fasiche e toniche ha mostrato caratteristiche distintive. In ciascuna sinergia differenti muscoli sono risultati reclutati con profili di attivazione di differente forma ed ampiezza. Le sinergie identificate nel soggetto 4 (Fig. 7) illustrano molte delle caratteristiche comuni a tutti i soggetti. Alcune delle forme d'onda delle sinergie fasiche presentano un singolo picco positivo, mentre altre forme d'onda mostrano profili più complessi con due o tre picchi sia positivi che negativi. In alcuni casi i picchi nelle forme d'onda di differenti muscoli sono risultate approssimativamente allineate ma differenti gruppi di muscoli hanno presentato picchi in istanti diversi. Per esempio, W_1^p (Fig. 7, prima colonna) ha mostrato una prima attivazione

sincrona nei flessori del polso (BicShort, BicLong, Brac, and BrRad), nei flessori della spalla (DeltA, PectClav, and PectInf), e nei due trapezi (TrapSup and TrapInf) seguita da una seconda attivazione sincrona degli estensori del gomito (tutti i tre capi del tricipite: TrLat, TrLong, and TrMed) e del gran dorsale (LatDors).

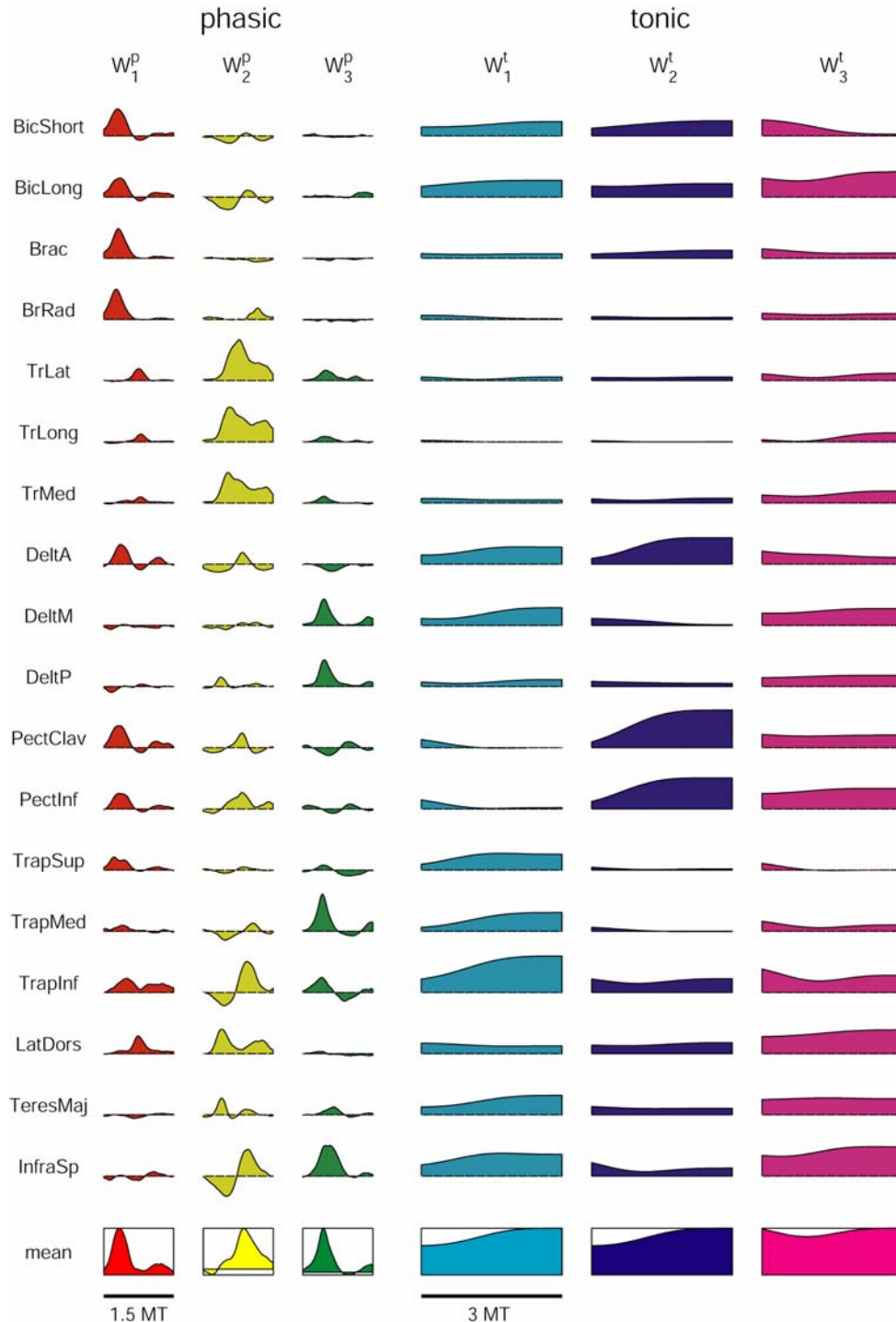


Figura 7: Sinergie tempo-varianti fasiche e toniche per un soggetto. Le forme d'onda di tre sinergie fasiche (a sinistra) e di tre sinergie toniche (a destra) estratte dall'attività muscolare normalizzata al tempo di movimento (MT), registrata per tutte le condizioni, per un soggetto (soggetto 4) sono rappresentate insieme con le forme d'onda medie (in basso). La durata delle sinergie fasiche è stata posta ad 1.5 MT mentre le sinergie toniche pari all'intera durata dell'attività muscolare analizzata (3 MT). Le sinergie fasiche hanno forme d'onda di attivazione sincrone ed asincrone distintive (vedere

Risultati). Le sinergie toniche sono vincolate ad avere solo forme d'onda di attivazione lentamente variabili (vedere *Metodi*).

In modo simile, nella W_3^p (terza colonna), le forme d'onda del deltoide medio e posteriore (DeltM e DeltP), del trapezio medio ed inferiore (TrapMed e TrapInf), e dell'infraspinato (InfrSp) sono risultate sincrone. In altri casi la temporizzazione le forme d'onda di differenti muscoli sono risultate variabili in maniera più graduale.

Per esempio, nella W_2^p (seconda colonna), si è verificato un picco iniziale negativo (deattivazione) nel deltoide anteriore (DeltA) e nei due pettorali, seguito, in sequenza, da un picco positivo nel DeltP, LatDors e nel gran rotondo (TeresMaj); un picco negativo nell TrapMed e TrapInf; un'attivazione consistente nei tre capi del tricipite; un picco negativo nei due capi del bicipite; un picco positivo nel DeltA, PectClav, e PectInf; ed in ultimo un picco positivo nel Trap Med, TrapInf e InfaSp. Così, in generale, le sinergie fasiche hanno presentato una organizzazione spazio-temporale piuttosto complessa con specifiche ampiezze ed istanti di reclutamento per ciascuna di esse. Alcune caratteristiche di questa organizzazione spazio-temporale, come il reclutamento sincrono dei flessori del gomito e della spalla nella fase iniziale di W_1^p , sono in accordo con alcune delle ben note caratteristiche cinematiche e dinamiche proprie dei movimenti di puntamento, come lo stretto accoppiamento del moto e delle coppie nelle articolazioni del gomito e della spalla ([68, 78]; [68]). In ultimo, le differenti sinergie toniche (Fig. 7, colonne 4-6) sono risultate caratterizzate da specifiche ampiezze di equilibrio tra i muscoli, mentre le forme dei profili di attivazione, costrette a contenere solo basse frequenze, hanno mostrato decrementi ed incrementi variabili lentamente.

Ricostruzione dell'attività muscolare attraverso la modulazione di sinergie

L'esempio della ricostruzione dell'attività elettromiografica, integrata, normalizzata nel tempo e mediata per movimenti verso l'alto e verso il basso con differenti velocità di esecuzione relativa al soggetto 4 (Fig. 8), mostra un risultato importante della nostra analisi. L'attività elettromiografica per movimenti in una data direzione con differenti velocità, una volta decomposta in sinergie fasiche e toniche, appare generata da una regola semplice. La regola consiste nel combinare una specifica distribuzione di attivazione delle sinergie toniche con una specifica distribuzione di attivazione delle sinergie fasiche, con ampiezza crescente con l'aumentare della velocità del movimento e con una temporizzazione invariante. Anche per i movimenti più lenti, con le forme d'onda dell'attività elettromiografica composta per la maggior parte da attività tonica, le piccole

componenti fasiche sono risultate ben rappresentate dalla stessa distribuzione di attivazione di sinergie fasiche maggiormente reclutate nei movimenti più veloci.

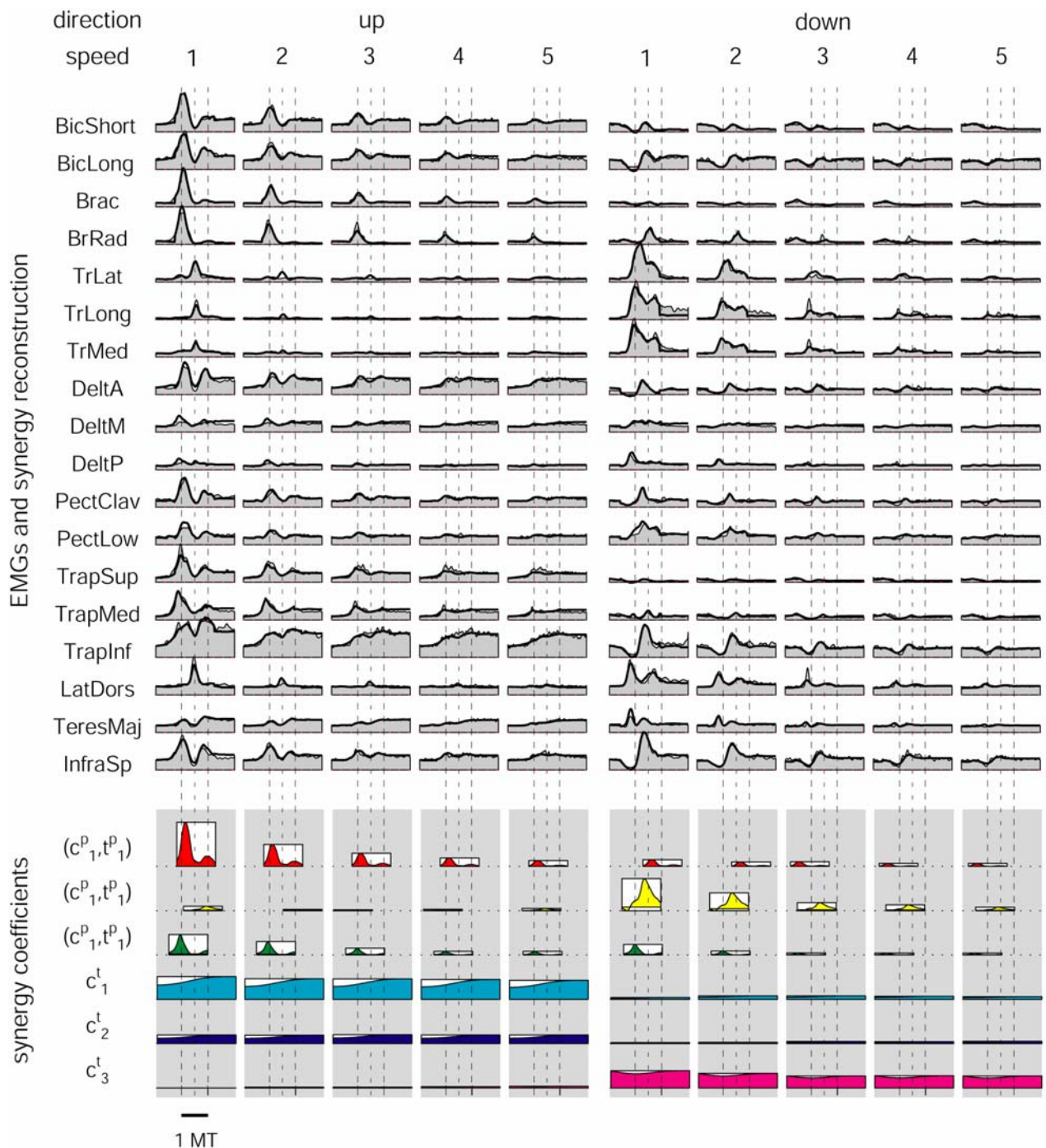


Figura 8: Esempio di ricostruzione dell'attività muscolare mediante combinazioni di sinergie tempo-varianti. L'attività elettromiografica mediata e normalizzata al tempo di movimento relative a 5 movimenti verso l'alto (a sinistra) e 5 verso il basso (a destra) a differenti velocità (area grigia) per un soggetto (soggetto 4) sono rappresentate insieme con la ricostruzione (linea nera in grassetto) con combinazioni delle sinergie di Fig. 7, con i coefficienti di ampiezza e di tempo rappresentati rispettivamente dall'altezza (ampiezza) e dalla posizione orizzontale (tempo di intervento) dei rettangoli che racchiudono, colorate, le forme d'onda delle medie delle sinergie. Il maggiore contributo delle sinergie fasiche alle forme d'onda dell'attività muscolare per i movimenti più veloci possono essere identificati, in modo consistente, anche nelle forme d'onda dell'attività muscolare

relativa ai movimenti più lenti, dove il loro contributo è più piccolo di quello relativo alle sinergie toniche

Per esempio, le forme d'onda fasiche del Brac e del TrapMed durante i movimenti più lenti verso l'alto (Fig. 8, colonna 5, con picco prossimo al tempo di inizio movimento, prima linea verticale tratteggiata), malgrado la loro piccola ampiezza, sono risultate caratterizzate da una forma e da una tempistica marcatamente simile a quella dei movimenti più veloci (Fig. 8, colonna 1).

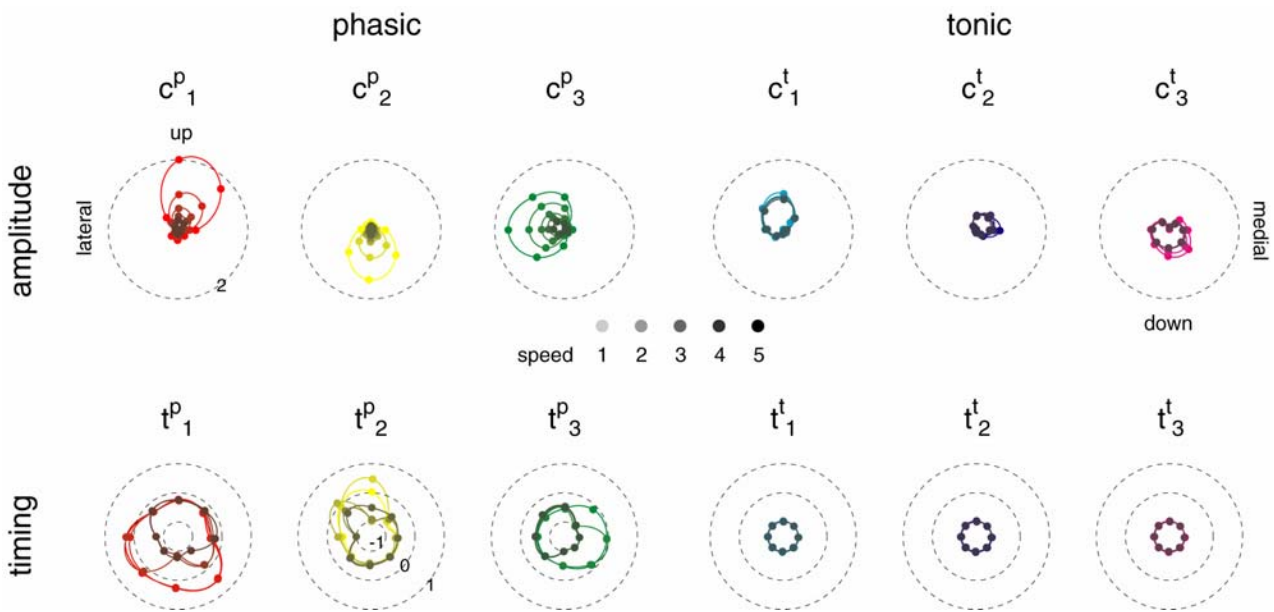


Figura 9: Modulazione dei coefficienti di ampiezza e di tempo delle sinergie sulle direzioni e velocità di movimento per un soggetto. I coefficienti di ampiezza (riga superiore) e di tempo (riga in basso) per le sinergie fasiche (a sinistra) e toniche (a destra) estratte in un soggetto (soggetto 4) sulle velocità (differente saturazione di colore) sono riportati in grafici polari come una funzione della direzione di movimento. I punti relativi ai valori sono connessi mediante una curva spline periodica di interpolazione. Tutte le sinergie sono fortemente modulate in ampiezza con la direzione di movimento ma solo le sinergie fasiche sono risultate modulate in ampiezza anche in funzione della velocità di movimento. Nel campo delle direzioni di movimento nel quale i coefficienti delle sinergie fasiche sono più alti, per ciascuna sinergia, il tempo del loro reclutamento è grossomodo costante.

La modulazione del reclutamento delle sinergie toniche e fasiche su tutte le direzioni di movimento e velocità ha caratterizzato completamente la regola per la generazione dell'attività muscolare mediante combinazione di sinergie. Le sinergie fasiche sono risultate modulate sia in ampiezza sia nel tempo dalla direzione di movimento e soltanto in ampiezza dalla velocità di esecuzione. Le sinergie toniche sono risultate modulate in ampiezza in funzione della direzione ma non in modo significativo dalla velocità di movimento. Questa modulazione è illustrata dal diagramma polare dei coefficienti di ampiezza e di tempo delle sinergie in funzione della direzione di movimento

per differenti valori di velocità per il soggetto 4 (Fig. 9). I coefficienti di ampiezza (Fig. 9 prima riga) per entrambe le sinergie fasiche (colonne 1-3) e toniche (colonne 4-6) hanno mostrato una modulazione direzionale simile per tutte le velocità, ma il massimo delle curve di modulazione è risultato dipendere dalla velocità di movimento soltanto per le sinergie fasiche. Inoltre, il tempo di inizio (Fig. 9 seconda riga) delle sinergie fasiche è risultato dipendere fortemente dalla direzione di movimento, sebbene esso ha mostrato una leggera dipendenza dalla direzione e dalla velocità per quelle direzioni in cui ciascuna sinergia presentava un grande coefficiente di ampiezza.

Modulazione direzionale dei coefficienti di sinergia

La modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza è risultato nella maggioranza dei casi rappresentato sia da una funzione coseno singola che da una funzione coseno doppia. Abbiamo eseguito un'analisi statistica dei coefficienti di sinergia per i movimenti individuali. Abbiamo determinato i coefficienti approssimando le sinergie estratte dai dati medi con quelle estratte dai dati dei singoli movimenti (vedere Metodi). Abbiamo per prima cosa, eseguito una regressione lineare dei coefficienti di ampiezza, separatamente per ciascun soggetto e velocità, sulla direzione di movimento. Tale regressione consiste nell'approssimare una funzione singola coseno, con termine noto, con l'insieme di dati registrati. La regressione è risultata significativa in tutti i casi per le sinergie toniche (75 casi: 5 soggetti \times 5 livelli di velocità \times sinergie; F test; $P < 0.01$) e in 71 dei 75 casi per le sinergie fasiche. Il valore della mediana della distribuzione di R^2 di tutte le regressioni è risultato 0.82, per le sinergie toniche ($n = 75$), mentre è risultato sostanzialmente basso, pari a 0.41, per le sinergie fasiche ($n = 75$). Da una valutazione visiva delle curve di modulazione si è notato che in molti casi si è in presenza di un singolo grande picco ma anche di un picco più piccolo approssimativamente nella direzione opposta. Abbiamo quindi eseguito una approssimazione attraverso una curva non lineare dei coefficienti di ampiezza delle sinergie fasiche sia con una funzione non negativa coseno singola sia con la somma di due funzioni non negative coseno con termine noto (vedere Metodi), La mediana della distribuzione di R^2 per la funzione singola coseno non negativa è risultata pari a 0.46 e quella relativa alla funzione doppio coseno pari a 0.68. Nella maggior parte dei casi, una funzione doppio coseno ha meglio descritto la modulazione direzionale delle sinergie fasiche rispetto alla funzione a singolo coseno, anche prendendo in considerazione il maggior numero dei parametri della ricostruzione della funzione a doppia coseno 866/75 casi secondo BIC; 75/75 casi secondo AIC; vedere Metodi). In confronto, la mediana dei valori di R^2 della regressione lineare per la

ricostruzione dell'andamento dei coefficienti di ampiezza delle sinergie posturali estratte dalla componente posturale dell'attività elettromiografica alla fine del movimento (vedere il testo precedente) è risultata 0.84, non significativamente differente dal valore della mediana per i coefficienti di ampiezza delle sinergie toniche tempo-varianti (test di Wilcoxon della somma del rango, $P = 0.24$). Al contrario la mediana dei valori di R^2 dell'approssimazione secondo la funzione coseno dell'attività elettromiografica dei muscoli individuali alla fine del movimento (vedere testo precedente) è risultata pari a 0.60, significativamente più bassa rispetto al valore della mediana relativa alle sinergie toniche tempo-varianti

($P < 10^{-6}$). Abbiamo inoltre confrontato il valore di R^2 per le ricostruzioni dei coefficienti di ampiezza delle sinergie fasiche, operate attraverso funzioni a singolo e a doppio coseno, con i valori di R^2 delle ricostruzioni delle più intense attivazioni muscolari (burst dell'attività EMG), operate mediante funzioni a singolo e a doppio coseno, integrate sull'intervallo 0.5 **MT**, dei muscoli individuali. Per entrambe le sinergie ed i muscoli abbiamo scelto una o due funzioni coseno secondo il criterio (BIC). La mediana dei valori R^2 per le sinergie è risultata pari a 0.67, significativamente più alta del valore della mediana relativa alla distribuzione dell' R^2 per i muscoli individuali, pari a 0.48 ($P < 10^{-6}$). In ultimo, nella maggior parte dei casi, quando la modulazione direzionale delle sinergie fasiche è stata ben rappresentata da una funzione a doppio coseno, il tempo di inizio delle sinergie per movimenti nella direzione in cui un coseno ha presentato un picco in ampiezza è risultato differente dal tempo di inizio nella direzione in cui l'altro coseno ha presentato un picco in ampiezza. La differenza media, in valore assoluto, per tutte le condizioni caratterizzate da un'ampiezza di modulazione meglio descritta da una funzione a doppio coseno (secondo BIC, $n = 66$), tra il tempo medio di inizio reclutamento delle sinergie, per tutti i movimenti aventi direzione compresa in un intervallo angolare di 30° a partire dalla direzione privilegiata del primo coseno, ed il tempo medio di inizio reclutamento delle sinergie per tutti i movimenti aventi direzione compresa in un intervallo angolare 30° a partire dalla direzione privilegiata del secondo coseno, è risultata 0.35 **MT**, ovvero significativamente differente da 0 (t-test, $P < 10^{-6}$). Dato che grandi variazioni del tempo di intervento delle sinergie si sono verificate nella maggior parte dei casi per tutte quelle direzioni caratterizzate da una grande deviazione angolare rispetto alla direzione preferenziale delle sinergie, mentre in direzioni prossime ad essa la modulazione temporale è risultata più contenuta, abbiamo stimato il ruolo della modulazione temporale delle sinergie valutando l'effetto, sui valori dell'errore quadratico medio R^2 della

ricostruzione, associato al fissare il tempo di inizio reclutamento delle sinergie. Per ciascun soggetto e sinergia, abbiamo fissato il tempo di inizio reclutamento per tutte le condizioni come il valore medio del tempo di inizio pesato dai coefficienti di ampiezza. Abbiamo trovato che i valori di R^2 , in media, diminuiscono di $11.2 \pm 3.9 \%$ ($\Delta R^2/R^2$, media \pm SD), il che indica un piccolo ma significativo contributo dei parametri di tempo nella ricostruzione dell'attività muscolare. Inoltre, abbiamo eseguito un'analisi statistica ANOVA a due vie per testare gli effetti delle direzioni e della velocità sul tempo di inizio reclutamento delle sinergie, per quei movimenti individuali caratterizzati dalle direzioni comprese in un intervallo angolare di 60° a partire dalla direzione privilegiata della funzione a singolo coseno o del primo coseno della funzione a doppio coseno. Abbiamo trovato un significativo effetto principale ($P < 0.01$) della velocità in 13/15 casi (3 sinergie fasiche \times 5 soggetti) e della direzione in 14/15 casi.

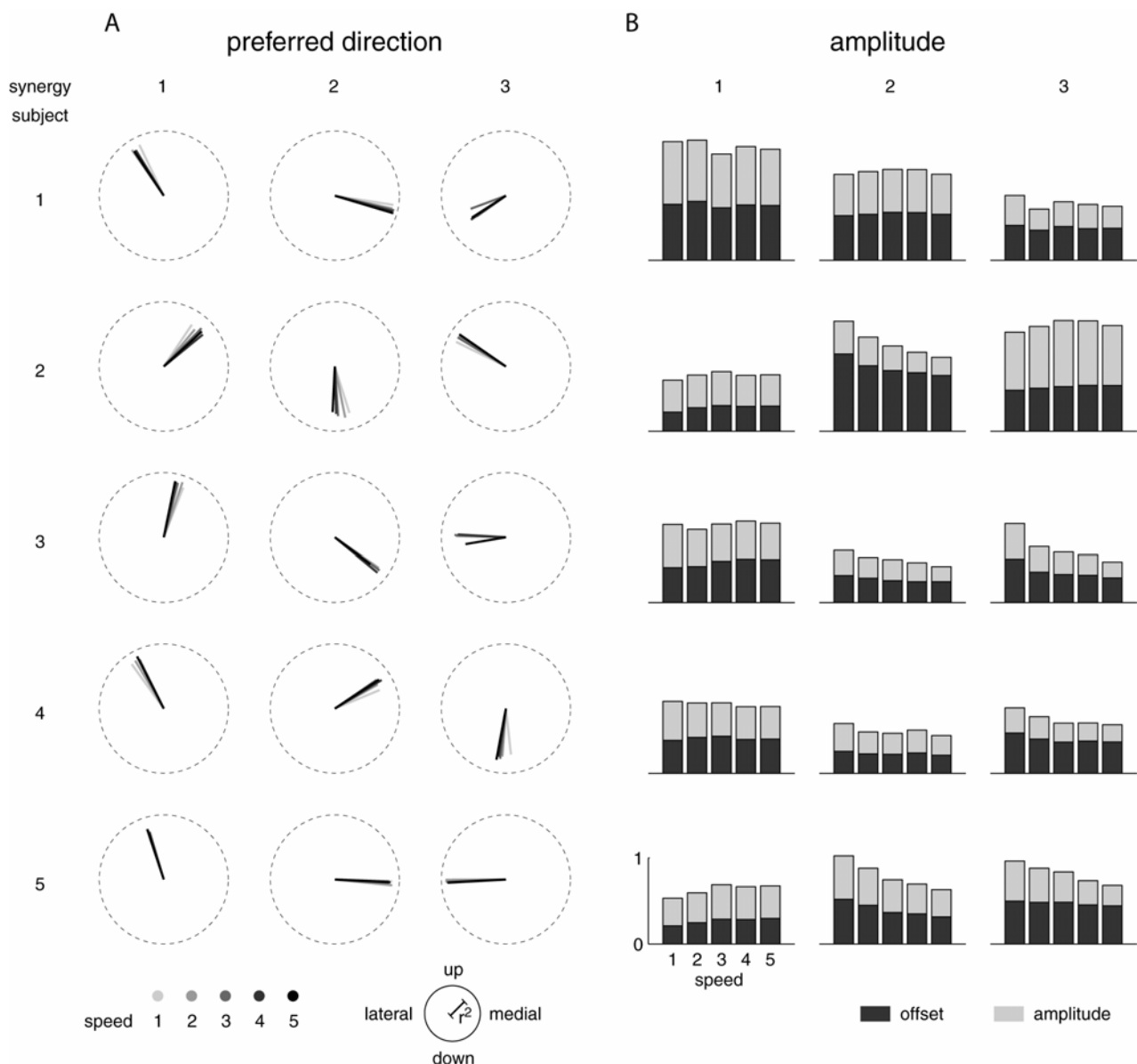


Figura 10: Modulazione secondo una funzione coseno delle sinergie tempo-varianti toniche. Come per la modulazione direzionale delle sinergie posturali (Fig. 5), i diagrammi polari della modulazione secondo una funzione coseno con la direzione preferenziale (A) e dell'offset e dell'ampiezza (B), per differenti velocità, indicano che la dipendenza direzionale delle sinergie tempo-varianti toniche è ben ricostruita da una funzione coseno e non cambia sostanzialmente con la velocità.

Modulazione in ampiezza delle sinergie in funzione della velocità

La direzione preferenziale delle funzioni coseno, che descrivono la dipendenza dalla direzione di movimento dei coefficienti di ampiezza delle sinergie toniche e fasiche, non è risultata variare sostanzialmente con la velocità di movimento.

Per le sinergie toniche (Fig. 10A), la deviazione angolare delle direzioni preferenziali della funzione a singolo coseno sulle velocità, per tutti i soggetti e sinergie (n = 15), è risultata

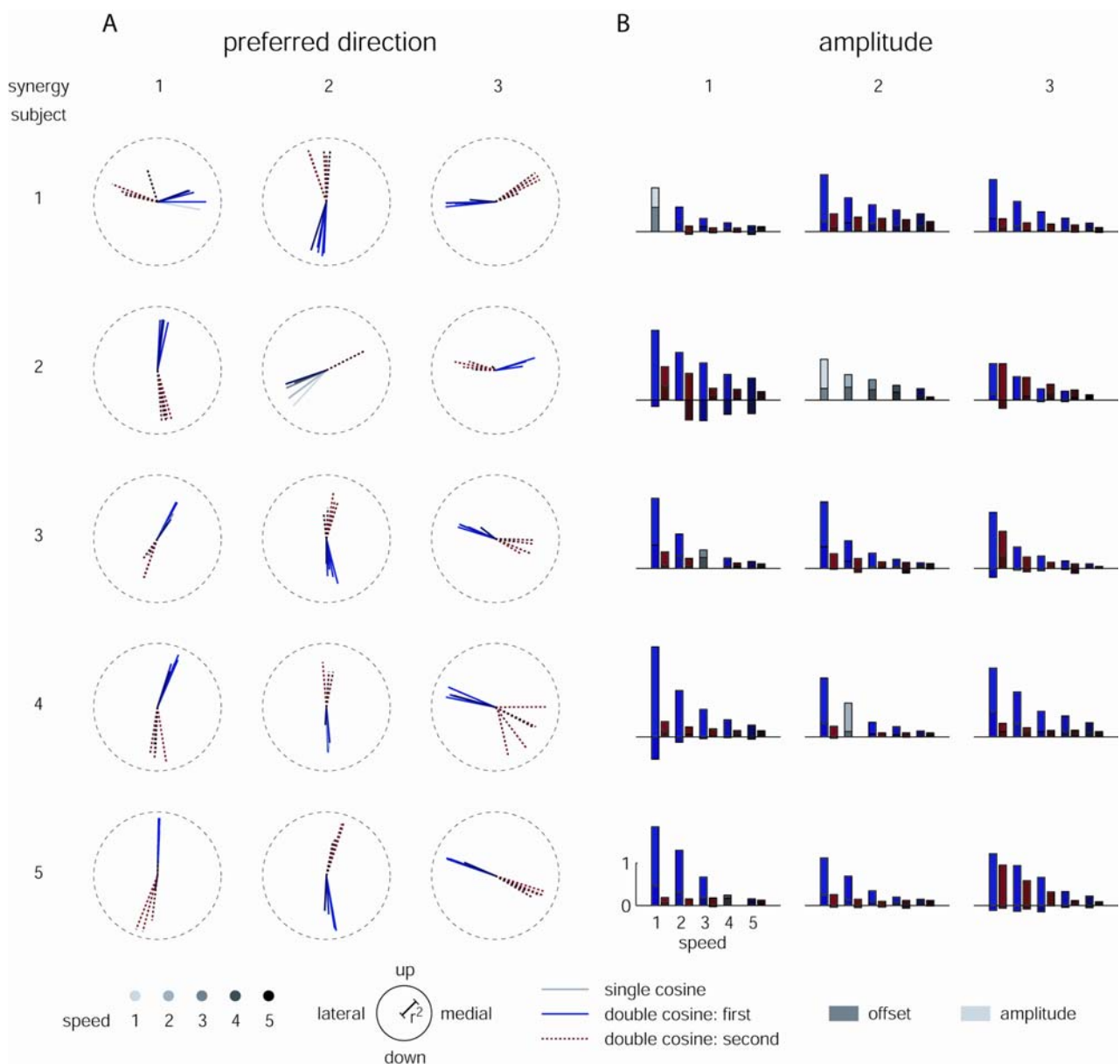


Figura 11: Modulazione secondo una funzione coseno delle sinergie tempo-varianti fasiche. La modulazione direzionale delle sinergie fasiche è stata ricostruita meglio dalla somma di due funzioni coseno non negative (*blue*: prima funzione coseno secondo l'ampiezza di picco; *rosso*: secondo funzione coseno) che con una singola funzione coseno (*grigio*) sulle velocità di movimento (*differente saturazione di colore o livelli di grigio*). (A) Le direzioni preferenziali sulle funzioni a singolo (*linea grigia continua*) o doppio coseno (*linea continua blue e linea tratteggiata rossa*) non sono risultate, nella maggior parte dei casi, dipendere dalla velocità. La seconda funzione coseno ha presentato spesso una direzione preferenziale nella direzione approssimativamente opposta a quella della prima funzione coseno. (B) la modulazione in ampiezza (*barre più saturate*) e nel tempo (*barre meno saturate*) delle funzioni coseno hanno mostrato una chiara dipendenza dalla velocità.

variare tra 0.6 a 6.5°, con un valore di mediana pari a 3.7°.

Al contrario, la deviazione angolare della funzione coseno della ricostruzione dell'attività muscolare alla fine del movimento, sulle velocità, per tutti i soggetti e muscoli (n = 87), è risultata variare da 1.0 a 69.5°, con un valore della mediana pari a 6.0°, significativamente più alto che per i coefficienti delle sinergie toniche (test di Wilcoxon della somma del rango, $P = 0.0071$). Per le sinergie fasiche (Fig. 11), la deviazione angolare della direzione preferenziale del primo coseno della funzione a doppio coseno (vedere Metodi), è risultata variare da 0.5 a 41.4°, con un valore di mediana pari a 3.7°. Al contrario, la deviazione angolare dell'attivazione maggiore dei dati elettromiografici è risultata variare da 1.3 a 71.5°, con un valore di mediana pari a 7.7°, significativamente più elevato ($P = 0.014$) di quello assunto dalla mediana per i coefficienti di ampiezza delle sinergie fasiche tempo-varianti.

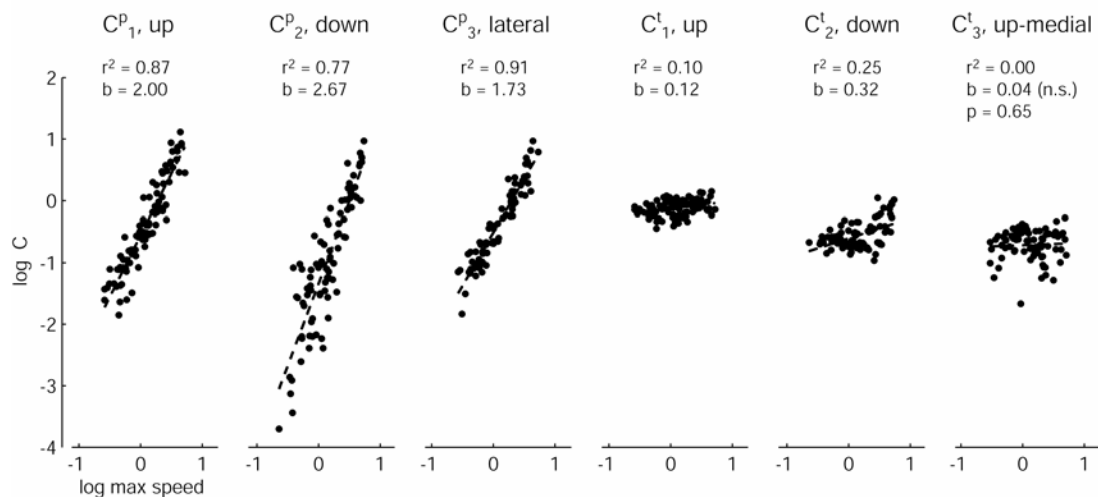


Figura 12: Esempio della dipendenza dei coefficienti di ampiezza delle sinergie dalla velocità di movimento. I grafici scatter del logaritmo del coefficiente di ampiezza (C) per trial individuali delle tre sinergie fasiche e delle tre sinergie toniche estratte in un soggetto (soggetto 4) come una funzione del logaritmo della massima velocità (in m/s), per tutti i trial nella direzione di massimo reclutamento di ciascuna sinergia, mostrano che la dipendenza dalla velocità per le sinergie fasiche (*b*: pendenza della regressione lineare, *linea tratteggiata*; r^2 : coefficiente di determinazione della regressione lineare; tutte tre regressioni significanti) è più che lineare mentre la dipendenza delle sinergie toniche, quando significanti (C^t_1 e C^t_2) è meno che lineare.

L'ampiezza delle funzioni coseno è risultata dipendere dalla velocità nella maggior parte dei casi per le sinergie fasiche (Fig. 11B) e in pochi altri per le sinergie toniche (Fig. 10B). In particolare, la massima ampiezza delle funzioni coseno per le sinergie fasiche è apparsa aumentare più che linearmente con la velocità. Per valutare l'effetto della velocità sui coefficienti di ampiezza delle sinergie, abbiamo eseguito una regressione lineare, per ciascun soggetto e sinergia, del logaritmo dei coefficienti di ampiezza per tutti i movimenti, nella direzione caratterizzata dal più alto valore medio assunto dai coefficienti, sul logaritmo della massima velocità (Fig. 12). Per le sinergie fasiche, tutte le regressioni sono risultate altamente significative ($n = 15$, F test, $P < 10^{-6}$), la mediana dei valori di R^2 è risultata pari a 0.84 (nell'intervallo 0.66 - 0.92), e la mediana della pendenza della regressione è risultata pari a 2.03 (nell'intervallo 1.40 - 2.73).

Per le sinergie toniche, 7 di 15 regressioni sono risultate non significative ($P > 0.05$), la mediana della pendenza di 8 regressioni significative è risultata pari a 0.32 (nell'intervallo 0.12 - 0.69), mentre il valore della mediana dei corrispondenti valori di R^2 è risultata pari a 0.50 (nell'intervallo 0.10 - 0.58). In tal modo l'ampiezza delle sinergie fasiche nella direzione di massimo reclutamento è risultata aumentare approssimativamente in ragione del quadrato dalla massima velocità. Al contrario, in molti casi, l'ampiezza delle sinergie toniche non è risultata variare significativamente con la velocità e, quando invece lo è stata, il suo incremento è risultato inferiore rispetto a quello lineare.

Discussione

L'analisi dell'attività muscolare registrata durante movimenti di puntamento in differenti direzioni e con differenti velocità di esecuzione ha condotto a dei risultati che supportano la nostra ipotesi di un'architettura modulare di controllo basata su di una mappatura diretta dei parametri propri del compito motorio da eseguire, verso il reclutamento di parametri delle sinergie muscolari. Il primo di questi risultati riguarda la ricostruzione dei complessi cambiamenti osservati nelle forme d'onda dell'attività muscolare di molti dei muscoli della spalla e del gomito associati alle direzioni e velocità di movimento, operata scalando nel tempo e in ampiezza e traslando nel tempo un ridotto numero di sinergie tempo-varianti. La forma d'onda associata a ciascun muscolo è ricostruita come somma di forme d'onda componenti appartenenti a differenti sinergie ed i suoi cambiamenti nella forma e nel tempo in funzione delle condizioni di movimento sono

sistematicamente correlati, attraverso la struttura delle sinergie, ai cambiamenti delle forme d'onda di altri muscoli. In tal modo, semplici regole consentono di specificare l'intera attività muscolare semplicemente selezionando un ristretto numero di parametri di reclutamento delle sinergie. Inoltre, l'attività muscolare per movimenti di puntamento è generata dalla modulazione di soli due differenti tipi di sinergie tempo-varianti: le sinergie fasiche e le sinergie toniche. Le sinergie fasiche sono risultate modulate sia in ampiezza sia nell'istante del loro reclutamento, in funzione della direzione di movimento e della velocità. Le sinergie toniche sono risultate modulate in ampiezza in funzione della direzione di movimento ed in modo trascurabile rispetto alla velocità. La modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie toniche è risultato ben descritto da una funzione coseno, mentre la modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie fasiche sono risultate ben ricostruite, nella maggior parte dei casi, dalla somma di due funzioni coseno non negative. In questi casi, le sinergie sono risultate reclutate, lungo le direzioni preferenziali dei due coseni, in istanti differenti. La dipendenza dei coefficienti di ampiezza delle sinergie fasiche dalla velocità di movimento è risultata più che lineare e, nella media, molto prossima ad una relazione quadratica. In tal modo le regole di mappatura delle direzioni di movimento negli appropriati profili di attivazione muscolare possono essere espresse attraverso semplici funzioni di modulazione agenti sui coefficienti di poche sinergie. Ed ancora, l'attività muscolare registrata dopo il movimento, responsabile della stabilità della postura nelle posizioni periferiche raggiunte, è risultata generata dalla combinazione di poche sinergie posturali tempo-invarianti. La struttura spaziale di queste sinergie è risultata simile alla struttura spaziale delle sinergie toniche tempo invarianti alla fine del movimento, condizione questa compatibile con l'idea che le sinergie toniche sono responsabili del controllo posturale sotto l'azione della gravità, e che le sinergie fasiche sono responsabili di promuovere il movimento, accelerando e decelerando il braccio.

Formulazione ed identificazione del modello delle sinergie

Abbiamo usato due modelli di sinergie per caratterizzare il reclutamento coordinato di gruppi di muscoli presente nel controllo dei movimenti di puntamento. L'attività posturale dei muscoli dopo la fine del movimento è risultata esprimibile come combinazione di sinergie tempo-invarianti, mentre l'attività muscolare prima, durante e dopo il movimento è risultata esprimibile come combinazione di sinergie tempo-varianti. Una sinergia tempo-invariante esprime una relazione nell'attivazioni di differenti muscoli che non cambia nel tempo. Questa è stata una scelta naturale per caratterizzare l'attività muscolare che

sostiene il braccio in una postura statica. Al contrario, una sinergia tempo variante esprime una relazione spazio-temporale nell'attività muscolare, ovvero tra i diversi muscoli e nel tempo. Tale relazione è descritta da un insieme di forme d'onda che possono essere differenti tra i diversi muscoli e può esprimere sia il reclutamento muscolare sincrono che quello asincrono. Così un'attività muscolare tempo-variante può essere descritta attraverso due soli parametri – coefficienti di ampiezza e di tempo – per ciascuna sinergia. È altresì vero che un'attività muscolare tempo variante può anche essere descritta attraverso le combinazioni di sinergie indipendenti dal tempo. Abbiamo scelto di caratterizzare le regolarità nei profili di attivazione muscolare tempo-variante prima, durante, e dopo il movimento utilizzando un modello tempo-variante motivando tale scelta in base alla parsimonia ad esso associata rispetto al modello tempo-invariante. Infatti, quest'ultimo modello richiede di specificare l'intera forma d'onda di attivazione per ciascuna sinergia per descrivere i profili di attivazione muscolare tempo-variante [66]. Inoltre, quando abbiamo estratto le sinergie tempo invarianti dallo stesso insieme di attività muscolari normalizzate nel tempo utilizzato per estrarre le sinergie tempo varianti fasiche e toniche (dati non mostrati), abbiamo trovato che una distinzione tra i due insiemi di sinergie estratte è risultata difficile in quanto la maggior parte delle sinergie ha mostrato sia componenti toniche sia fasiche nelle loro forme d'onda caratteristiche. Questo risultato non ci ha sorpreso dato che, con un modello tempo-invariante, ogni regolarità temporale nei profili di attivazione muscolare può soltanto essere evidenziata dalle forme d'onda di attivazione delle sinergie, e le sinergie tempo-invarianti possono essere separate nelle componenti fasiche e toniche soltanto se le attività muscolari fasica e tonica sono generate da sinergie tra loro ortogonali, una condizione che non sembra verificarsi in pratica. Al contrario, le sinergie toniche tempo-varianti possono essere separate dalle sinergie fasiche in base alla loro struttura spazio-temporale a patto che le loro forme d'onda abbiano frequenze non più alte di quella che caratterizza il movimento e che il loro istante di intervento risulti fissato rispetto all'istante di inizio movimento. Riassumendo, noi crediamo che la parsimonia e la possibilità di separare tra loro le sinergie fasiche e toniche secondo la loro struttura spazio-temporale siano di supporto alla nostra scelta di modello di sinergie tempo-varianti. Comunque, i nostri dati ed il nostro approccio basato sulla caratterizzazione delle regolarità dei profili di attività muscolare durante movimenti di puntamento non perturbato non ci permettono di distinguere sperimentalmente tra un modello tempo-variante ed un modello tempo-invariante. Tale distinzione potrebbe essere possibile testando le predizioni, secondo i due modelli, dell'effetto di manipolazioni

sperimentali. Sebbene le conclusioni specifiche potrebbero non essere rilevanti nei primati, per il controllo dei movimenti di puntamento, un tale approccio è stato recentemente adottato su rane spinalizzate perturbando i feedback propriocettivi [79].

Le sinergie posturali tempo invarianti sono state identificate con un algoritmo di fattorizzazione matriciale non negativa ([22, 37, 40, 70]). Questo algoritmo trova in modo iterativo un insieme di vettori non negativi di sinergie, comuni per tutte le condizioni, ed un insieme di coefficienti non negativi, specifici per ciascuna condizione, che minimizzano l'errore della ricostruzione. Questa decomposizione dell'attività muscolare in vettori di sinergie tempo-invarianti a combinazioni di coefficienti tempo-varianti è correlata, ed in molti casi simile [33], a quella ottenuta con altri algoritmi come quello dell'analisi alle componenti principali (PCA) [80], dell'analisi fattoriale [20], e dell'analisi delle componenti indipendenti ([81, 82]). Questi algoritmi sono stati utilizzati in diversi studi per analizzare l'attività muscolare registrata in differenti specie e comportamenti ([24, 27, 29, 32-34, 36, 38, 39, 46, 83, 84]). Al contrario, le sinergie tempo-varianti sono state identificate con un algoritmo iterativo di ottimizzazione sviluppato specificamente per identificare le componenti spazio-temporali nell'attività muscolare [85] e, ad oggi, usato solo in pochi studi ([1, 19, 66]). Un approccio di decomposizione tempo-variante basato sulla PCA è stato recentemente utilizzato [86], sebbene questo approccio non consenta una temporizzazione indipendente delle sinergie muscolari.

I modelli di sinergie sono utili solo se le regolarità presenti nelle risposte motorie espresse attraverso le sinergie forniscono informazioni sull'architettura funzionale del controllore. Sebbene l'assunzione che le regolarità presenti nelle risposte motorie di un sistema riflettano la sua organizzazione interna sia piuttosto comune nelle scienze, sono necessarie alcune cautele per applicare questi approcci all'analisi di sistemi motori biologici. Per prima cosa, deve essere garantito che le regolarità non siano attribuibili ad una bassa variabilità di condizioni di movimento della risposta motoria. Per esempio, l'analisi di movimenti eseguiti in una sola condizione potrebbe erroneamente confondere un'attività stereotipata dei muscoli come una sinergia organizzata centralmente, e questo semplicemente perché non esiste sufficiente variabilità nel compito motorio eseguito. Considerando invece otto differenti direzioni di movimento e differenti velocità di esecuzione, crediamo di aver trovato un compromesso adeguato tra la variabilità delle condizioni del compito motorio ed la durata delle sessioni sperimentali. L'attività muscolare cambia significativamente in funzione della direzione e della velocità di movimento (vedere Fig. 2), e questo sta ad indicare che la struttura identificata dalle sinergie non è

semplicemente dovuta ad una mancanza di variabilità delle condizioni di movimento espressa dai dati registrati ed utilizzati per l'estrazione di sinergie. Per movimenti di puntamento, abbiamo precedentemente testato solidità delle sinergie tempo-varianti estratte da movimenti da punto-a-punto mostrando che esse possono adeguatamente ricostruire le attività muscolari di nuove condizioni dinamiche e posturali così come le attività che caratterizzano i più complessi movimenti di inversione e di passaggio per un punto [66]. Per il controllo pastorale, Torres-Oviedo e collaboratori [83] hanno mostrato che le sinergie tempo-invarianti estratte dai profili di attività dei muscoli delle zampe posteriori di gatti durante movimenti supportati in differenti direzioni caratterizzati da una lunghezza di passo normale identificano l'attività muscolare registrata per differenti lunghezze di passo così come pure l'attività muscolare relativa a movimenti supportati di rotazioni secondo più direzioni. In ultimo una validazione diretta dei modelli di sinergie, come per qualsiasi altro modello basato su di una descrizione parsimoniosa delle regolarità presenti nell'attività muscolare della risposta motoria, può derivare soltanto verificando predizioni casuali derivanti dal modello, come ad esempio l'effetto di manipolazioni del controllore. Una entusiasmante possibilità è quella di eseguire un tale test nel contesto dell'acquisizione dell'abilità motoria.

Numero e struttura delle sinergie

Per tutti i soggetti, tre sinergie tempo-varianti sono state selezionate per caratterizzare l'organizzazione dell'attività muscolare fasica per differenti direzioni e velocità di movimento secondo la curva R^2 della ricostruzione per sinergie tempo-varianti estratte dall'attività muscolare fasica dei movimenti più veloci (Fig. 6), come nel nostro precedente studio sui movimenti di puntamento veloci [66]. Il punto della curva in corrispondenza della quale si verifica un sensibile cambiamento di pendenza è stato scelto per identificare il numero corretto di sinergie da considerare. Il motivo di tale scelta è che, fintanto che tutte le sinergie che ricostruiscono la variazione strutturale presente nei dati sono state considerate, l' R^2 della ricostruzione cresce rapidamente, e che, dopo quel punto, solo una piccola parte della variazione associata al rumore è ricostruita da sinergie addizionali. In modo analogo, tre sinergie toniche tempo-varianti sono state selezionate in quanto la curva dell' R^2 della ricostruzione per le sinergie posturali tempo-invarianti ha presentato un chiaro cambio di pendenza (Fig. 3).

Abbiamo trovato che la struttura delle sinergie tempo-varianti estratte dalla componente fasica dell'attività muscolare dei movimenti più veloci è risultata nella maggior parte dei casi simile alla struttura delle sinergie fasiche tempo-varianti estratte insieme con

le sinergie toniche dall'intero insieme dei dati dell'attività muscolare. Questo risultato suggerisce che la struttura delle sinergie fasiche rappresenta bene i cambiamenti nell'attività muscolare associata ai diversi livelli di velocità di esecuzione del movimento, circostanza questa che supporta il ruolo delle sinergie fasiche come moduli base per la generazione dei segnali di controllo dinamico. Inoltre, l'estrazione di sinergie tempo-varianti dal sottoinsieme di dati acquisiti nel lavoro precedente [66] contenenti le stesse condizioni di movimento dei movimenti veloci del presente studio (dalla posizione centrale verso otto posizioni periferiche attraverso movimenti da punto-a-punto nel piano frontale con una maniglia senza peso aggiuntivo ed una postura neutra dell'avambraccio) è risultata nella selezione dello stesso numero di tre sinergie per tutti i nove soggetti di quello studio. In 125 dei 135 (92.6%) confronti tra la struttura di tre coppie di sinergie migliori (best-matching) negli insiemi di sinergie estratte dalla componente fasica dell'attività muscolare di nove soggetti del precedente studio e dei cinque soggetti del presente lavoro, le sinergie sono risultate significativamente più simili rispetto a quelle estratte in modo casuale ($P < 0.05$, con la procedura descritta nei metodi per confronto di sinergie tempo-varianti). In tal modo appare che la differenza tra il numero di sinergie selezionate nel nostro precedente studio (da quattro a cinque) e quello del presente lavoro (tre), dipende dal più alto numero di condizioni sperimentali del precedente studio, che, anche se ristretto ai soli movimenti veloci, includeva movimenti sia nel piano frontale che in quello sagittale con versi dalla posizione centrale alle periferiche e viceversa. Infatti, la struttura di ciascuna di queste tre sinergie fasiche identificata nel presente lavoro ((Fig. 7) appare correlata alla struttura delle cinque sinergie estratte a partire dai movimenti veloci del precedente studio (vedere Figure 6 e 10 [77]) attraverso semplici combinazioni. Per esempio, la prima sinergia in questo lavoro (W_1^p) è risultata approssimativamente ricostruita dalla combinazione della prima e della terza sinergia del precedente lavoro (W_1 e W_3). In modo coerente, tutte le tre sinergie hanno una modulazione direzionale simile per movimenti sul piano frontale (Fig. 9 in entrambe gli articoli), mentre le due sinergie estratte nel nostro precedente articolo mostrano una differente modulazione nel piano sagittale. In definitiva, l'estrazione di sinergie a partire dall'attività muscolare associata ad un repertorio di movimenti variabile ma non esaustivo potrebbe risultare in una risoluzione parziale delle unità modulari fondamentali quando queste unità sono state reclutate in modo correlato tra le condizioni testate. Un evidenza maggiore per una organizzazione sinergica nei movimenti del braccio umano verrà prodotta da un'indagine di un vasto

repertorio di movimenti naturali, come fatto in precedenza negli studi sulla locomozione [87] e nei vertebrati inferiori [19].

Modulazioni delle sinergie con la direzione e velocità

La modulazione direzionale dei coefficienti di ampiezza delle sinergie è caratterizzata da una funzione coseno per le sinergie posturali (Fig. 5) e toniche (Fig. 10) e da una funzione a doppio coseno per le sinergie fasiche (Fig. 11). La modulazione coseno è caratteristica dei neuroni della corteccia motoria ([58, 88]) e potrebbe rappresentare una strategia ottimale per la generazione di forza con un numero ridondante di attuatori in presenza di un rumore dipendente dal segnale [10] o una proprietà generale di modulazione delle variabili motorie che decodificano le derivate temporali di una funzione dipendente dalla posizione [89], come il tasso di accorciamento dei muscoli [90]. A livello muscolare, la modulazione secondo una funzione coseno potrebbe anche derivare da un criterio di minimo sforzo [91]. La modulazione coseno è stata osservata nelle attivazioni muscolari durante movimenti di tracciamento del polso in differenti direzioni [43]. La modulazione osservata nei muscoli dell'articolazione della spalla e del gomito durante movimenti di puntamento [13] oppure la produzione di forza isometrica ([13, 92]) è però descritta da funzioni più complesse della singola funzione coseno od anche di una funzione a doppio coseno. Una questione centrale qui è quale sia l'intervallo temporale considerato per valutare la modulazione direzionale. Quando è possibile separare in modo chiaro un intervallo temporale di attività agonista ed antagonista, come nella maggior parte dei casi per i muscoli del polso [43], l'attività elettromiografica rettificata ed integrata mostra una modulazione secondo una funzione coseno. Invece, quando la temporizzazione dell'attivazione muscolare trasla gradualmente con la direzione di movimento e la modulazione direzionale è valutata integrando l'attività elettromiografica sull'intervallo temporale con la massima attività [13], le funzioni di modulazione presentano picchi multipli. Così una possibile spiegazione di queste differenze nella modulazione direzionale è che componenti indipendenti modulate dell'attività elettromiografica possono essere associate con una funzione a coseno singolo, ma dato che queste componenti possono essere traslate nel tempo e scalate in ampiezza differentemente sulle direzioni di movimento, la modulazione combinata può essere piuttosto complessa e può variare nel corso del tempo durante il movimento. Questa spiegazione è in accordo con l'esistenza di una relazione fissata tra queste componenti muscolari indipendenti espresse dalle sinergie muscolari e con la nostra osservazione di una modulazione secondo una funzione a singolo e a doppio coseno dei coefficienti di ampiezza delle sinergie. In particolare,

quando le sinergie fasiche sono reclutate secondo una funzione a doppio coseno, le direzioni privilegiate dei due coseni della funzione risultano associati con differenti istanti di inizio reclutamento, circostanza questa che suggerisce che ciascuna funzione coseno è associata ad un ruolo biomeccanico nel controllo del movimento.

Le sinergie fasiche sono risultate modulate in ampiezza in funzione della velocità di movimento (Figure 11 e 12), mentre le sinergie toniche, nella maggior parte dei casi non hanno mostrato tale dipendenza. Come menzionato nell'introduzione, scalando in ampiezza e nel tempo le coppie dinamiche, con un ampiezza del fattore di scala pari quadrato del fattore di scala temporale, e solo nel tempo le coppie antigravitazionali si ha la generazione di percorsi invarianti dell'estremo dell'arto in movimento ([93]; [69]. Dato che i nostri dati elettromiografici sono stati normalizzati nel tempo alla durata del movimento, l'ampiezza del fattore di scala delle sinergie fasiche associato alla velocità di movimento suggerisce che queste sinergie sono coinvolte nella generazione delle appropriate coppie di maniche nel controllare la traiettoria del movimento lungo traiettorie invarianti. Analogamente, la mancanza di significative modulazioni di ampiezza delle sinergie toniche con la velocità suggerisce queste sinergie siano coinvolte principalmente nella generazione delle appropriate coppie antigravitazionali lungo tutta la traiettoria del movimento.

I nostri risultati sull'ampiezza dei fattori di scala delle sinergie tempo-varianti toniche e fasiche con la velocità di movimento sono compatibili con i precedenti risultati sulla modifica di scala delle forme d'onda di ciascun muscolo basata sulla normalizzazione sul tempo base dell'attività elettromiografica [16]. Dopo la modifica di scala sul tempo base delle forme d'onda dell'attività elettromiografica e della cinematica dell'estremo di riferimento del braccio così che i tempi di movimento per differenti velocità risultino tra loro uguali, le forme d'onda associate alle sinergie fasiche modificano l'ampiezza di scala in funzione della velocità di movimento ma non delle forme d'onda associate alle sinergie toniche. Quando, però, le forme d'onda dell'attività di ciascun muscolo non vengono normalizzate nel tempo, le componenti fasiche delle forme d'onda dei singoli muscoli appaiono correlate meglio a quei modelli il cui tempo base risulti scalato nel tempo in diverso modo per differenti muscoli ([17]; [67]). Per esempio, durante i movimenti di puntamento verso una direzione su piano sagittale, Buneo e collaboratori hanno riferito che il tempo base della componente fasica del deltoide anteriore è risultato scalare con il tempo di movimento più del tempo base della componente fasica dei tratti del bicipite. Abbiamo trovato che le forme d'onda della maggior parte dei muscoli, inclusi io deltoide

anteriore ed i bicipiti (vedere Fig. 8), sono risultati ben caratterizzati dalla combinazione di sinergie dopo la normalizzazione nel tempo alla durata del movimento, ovvero con lo stesso fattore del tempo base per tutti i muscoli. Queste osservazioni non sono incompatibili. Le forme d'onda muscolari generate combinando diverse componenti, ciascuna scalata nel tempo secondo lo stesso fattore ma ciascuna traslata nel tempo e scalata in ampiezza in modo indipendente, potrebbero esser meglio correlate con il modello il cui tempo base è scalato secondo un fattore differente dal fattore comune di scala delle componenti. In ogni modo, il modello di sinergie utilizzato in questa analisi, che assume una scala comune per tutte le sinergie e che identifica il meccanismo di scala dei tempi comune a tutte le sinergie, potrebbe non spiegare una dipendenza di scala specifica per ciascuna sinergia. In tal modo sarebbe interessante rifinire il nostro modello introducendo fattori temporali di scala specifici per ciascuna sinergia. A tal proposito, stiamo sviluppato un nuovo algoritmo di estrazione di sinergie capace di identificare un fattore di scala temporale in aggiunta all'ampiezza di scala ed al valore della traslazione temporale identificati dall'attuale algoritmo.

Sinergie posturali e toniche

I nostri risultati suggeriscono che le sinergie muscolari caratterizzano sia il controllo del movimento sia quella della postura. Entrambi i compiti di controllo devono affrontare la complessità del sistema muscolo-scheletrico del sistema braccio ed entrambi i compiti potrebbero beneficiare di una rappresentazione con dimensione ridotta delle caratteristiche muscolo-scheletriche introdotta dalle sinergie muscolari. Mantenere una postura statica del braccio richiede la coordinazione dell'attività di molti muscoli agenti sulle articolazioni della spalla e del gomito per generare le appropriate coppie nette e adeguata rigidità del braccio [94]. Le sinergie posturali tempo-invarianti (Fig. 4A) potrebbero consentire di trovare una soluzione approssimata del problema di identificare una postura del braccio con la mano in una posizione desiderata nello spazio e le appropriate attivazioni toniche per mantenere quella postura contro l'azione gravitazionale e contro una perturbazione inaspettata della postura, attraverso la selezione di pochi coefficienti di ampiezza delle sinergie. In tal modo le sinergie posturali potrebbero consentire di implementare una mappatura diretta della componente posturale associata ai compiti motori di alto livello negli appropriati profili di attivazione muscolare.

Il movimento coinvolge transizioni delle posture statiche e richiede l'erogazione di appropriate coppie ed il raggiungimento dell'appropriata rigidità del braccio [95] per bilanciare la gravità e mantenere la stabilità in ciascuna delle posture intermedie così

come pure le l'erogazione delle coppie muscolari per accelerare e decelerare il braccio. Le sinergie muscolari tempo-varianti toniche e fasiche appaiono naturalmente correlate alla generazione delle coppie antigravitazionali e dinamiche rispettivamente. Una tale decomposizione del processo di generazione delle coppie potrebbe essere una conseguenza delle differenti regole di scala per le due componenti di coppie necessarie per conseguire traiettorie dell'estremo di riferimento del braccio invariante rispetto alla velocità e che in sistema nervoso centrale potrebbe utilizzare per semplificare l'implementazione di un controllore.

Implementazione neurale del controllore basato su sinergie

Il controllo neurale dei movimenti del braccio è implementato in una rete corticale e subcorticale distribuita che coinvolge numerose strutture del SNC. L'organizzazione anatomica e le caratteristiche fisiologiche della corteccia motoria suggeriscono però che tale area potrebbe avere un ruolo specifico nell'implementazione neurale di un controllore che si basa sulle combinazioni di sinergie muscolari. La connettività divergente degli assoni dei neuroni corticospinali della corteccia motoria [96], che realizzano le connessioni sinaptiche con interneuroni spinali ([97, 98]) e motoneuroni ([52, 53, 99]) su numerosi segmenti spinali, è un adeguato substrato anatomico per l'organizzazione delle sinergie muscolari. Inoltre, la presenza massiccia dei collaterali intrinseci degli assoni nella corteccia motoria [56] insieme con l'estesa rappresentazione dei singoli muscoli sulla superficie della corteccia [100] potrebbero essere la base per la generazione della particolare struttura spaziale e temporale dell'attività della popolazione dei neuroni corticospinali. Negli umani, la stimolazione magnetica transcranica della corteccia motoria mostra incrementi dell'eccitabilità dei muscoli agenti sulle articolazioni del gomito e del polso durante movimenti di puntamento che coinvolgono la coattivazione dei muscoli della spalla, circostanza questa che suggerisce il coinvolgimento di circuiti corticali comuni nel reclutamento sinergistico di questi muscoli [101]. In ultimo, recenti risultati sperimentali in gatti anestetizzati indicano che le risposte elettromiografiche in seguito alla stimolazione simultanea di due punti nella corteccia motoria sono additive ([102, 103]). Questi risultati suggeriscono che il sistema corticospinale è capace di implementare un meccanismo fisiologico che permette la somma lineare delle attività muscolari associate con la rappresentazione neurale delle differenti sinergie. In tal modo pensiamo che una sinergia muscolare tempo-variante possa essere generata dall'attivazione dinamica di una specifica popolazione dei neuroni nella corteccia motoria. La struttura spaziale della sinergia potrebbe essere determinata dal reclutamento selettivo delle popolazioni di

interneuroni e motoneuroni spinali operato attraverso un insieme di neuroni corticali attivi in corrispondenza di uno specifico istante nel corso temporale dell'intervento della sinergia. Con il passare del tempo, la distribuzione dell'attività nella popolazione corticale evolverà lungo una traiettoria di attrazione nello spazio neurale, determinando in tal modo la struttura spazio-temporale della sinergia.

Conclusioni

I nostri risultati suggeriscono come la combinazione delle sinergie muscolari rappresenti una strategia generale che il SNC utilizza per implementare le trasformazioni sensorimotorie necessarie per movimenti di puntamento. Una mappatura diretta delle caratteristiche del compito motorio da eseguire e gli stati iniziali di modulazione verso i coefficienti delle sinergie potrebbe consentire la costruzione di un modello interno inverso senza bisogno di una rappresentazione esplicita del comportamento dinamico del sistema muscolo-scheletrico. Una tale mappatura potrebbe sfruttare la struttura delle equazioni di moto del braccio per generare le appropriate coppie per controllare movimenti di puntamento con caratteristiche cinematiche invarianti attraverso semplici regole di scala espresse dalla modulazione dell'ampiezza e del tempo di un esiguo numero di sinergie tempo-varianti. In tal modo la conoscenza della dinamica del sistema risulterebbe incorporata nella struttura delle sinergie. Una tale architettura di controllo – basata su di una rappresentazione con bassa dimensionalità della risposta motoria fornita dalle sinergie e sulla bassa dimensionalità della mappatura delle informazioni relative al compito motorio da realizzare nei parametri di reclutamento delle sinergie – potrebbe anche semplificare l'apprendimento e l'adattamento motorio.

Capitolo IV: Sviluppo di un protocollo e di un apparato sperimentale per lo studio dei movimenti di intercettamento nello spazio tridimensionale

Introduzione

L'intercettamento di un oggetto in volo secondo traiettorie nello spazio tridimensionale fornisce un esempio significativo di controllo dei movimenti del braccio in condizioni naturalistiche e rappresenta un compito motorio più complesso rispetto ai movimenti del braccio verso posizioni fisse nello spazio. Nei movimenti del braccio verso una posizione fissa l'informazione visiva non si modifica nel tempo, e quindi l'informazione iniziale sulla posizione da raggiungere è sufficiente per promuovere la risposta motoria adeguata.

Per contro in un movimento di intercettamento di un oggetto che si muove secondo una traiettoria nello spazio tridimensionale, il SNC è chiamato ad effettuare un'operazione più complessa. Infatti il SNC deve poter valutare l'evoluzione temporale della posizione spaziale dell'oggetto ed anche l'istante in cui iniziare il movimento perché l'intercettamento abbia luogo correttamente in una posizione raggiungibile dal braccio.

Per l'intercettamento di un oggetto in movimento il SNC potrebbe scegliere di ritardare l'inizio della risposta motoria in modo tale da processare la maggior quantità di informazioni possibili derivanti dalla modalità visiva al fine di ottenere una migliore valutazione della traiettoria della palla. Ma, a causa del ritardo visomotorio, per programmare ed eseguire il movimento adeguato, il SNC non può aspettare di ricevere grosse quantità di informazioni. Il SNC deve quindi operare una predizione sulla posizione e sul tempo in cui effettuare l'intercettamento. Il successo dell'azione di intercettamento dipenderà dalla bontà della predizione operata dal SNC e quindi dalla corretta scelta del tempo di inizio movimento e delle eventuali successive fasi correttive. È necessario quindi che le informazioni derivanti dalla modalità visiva, che forniscono al soggetto indicazioni sulle caratteristiche cinematiche della palla in movimento, vengano integrate con le informazioni associate all'insieme delle forze che agiscono sulla palla, consentendo al SNC di valutare l'evoluzione spaziale e temporale della posizione assunta dalla palla, e quindi, la traiettoria della stessa.

Le informazioni disponibili per pianificare correttamente il programma motorio e la sua tempistica sono:

L'immagine della palla durante il volo;

La conoscenza della posizione dalla quale la palla viene lanciata relativamente al corpo;

La conoscenza del comportamento dinamico dell'oggetto, ed in particolare della direzione e dell'intensità dell'accelerazione di gravità agente sull'oggetto stesso.

Una volta elaborata l'informazione visiva, ed utilizzate ulteriori informazioni disponibili, il SNC deve pianificare ed effettuare un movimento che porti la mano dalla posizione di partenza alla posizione di intercettamento predetta, in modo coordinato con l'arrivo della palla ed un movimento delle dita che permetta alla mano di chiudersi sulla palla secondo una tempistica adeguata ad assicurarne così la presa. Dato che tali movimenti possono essere effettuati con diverse velocità, il SNC ha una certa flessibilità nella scelta del loro inizio e della loro modulazione temporale.

Il presente studio si pone quale obiettivo principale quello di individuare le strategie di controllo e di coordinazione muscolare (sinergie) a cui il SNC potrebbe far ricorso per promuovere la risposta motoria, con particolare riferimento alla loro temporizzazione. Il controllo motorio attraverso le sinergie muscolari potrebbe semplificare l'implementazione del programma motorio mediante la pianificazione diretta del movimento necessario perché il braccio intercetti con successo l'oggetto in movimento.

Protocollo sperimentale ed apparato di lancio

L'idea alla base del protocollo sperimentale consiste quindi nel caratterizzare le variabili motorie (cinematica del braccio e della mano e le attività muscolari) e le strategie che il SNC utilizza nel controllo del movimento di intercettamento di una palla in volo nello spazio tridimensionale verso un soggetto in una varietà di condizioni il più possibile naturalistiche.

Considerando il tempo di volo T , ovvero l'intervallo temporale a partire dall'istante in cui la palla viene lanciata, e vista dal soggetto, e l'istante in cui l'intercettamento ha luogo, la quota di intercettamento Z , ovvero l'altezza rispetto al suolo alla quale viene a trovarsi al momento dell'intercettamento, e la distanza d , ovvero la distanza che separa il soggetto dalla posizione di lancio della palla, è possibile modificare la tempistica della risposta motoria, la cinematica del movimento di intercettamento ed anche l'informazione visiva a disposizione del sistema nervoso centrale.

Perché le variazioni delle tre grandezze T , Z e d siano controllabili in modo accurato, ripetibili ed in modalità del tutto automatizzata, è stato realizzato un prototipo di un dispositivo di lancio consistente in una struttura portante automatizzata per la movimentazione di un lanciatore da allenamento cricket (Bola Professional Cricket

Bowling Machine, Stuart and Williams, Bristol, UK). Il dispositivo di lancio consente anche il controllo ed il mantenimento del punto di lancio della palla indipendentemente dai parametri di lancio, la casualità nella scelta dei parametri di lancio e la creazione della compagine percettiva necessaria per il corretto svolgimento delle sessioni sperimentali attraverso la presenza di una superficie pannellata (schermo) a copertura della struttura e del lanciatore Bola (fig. 1).

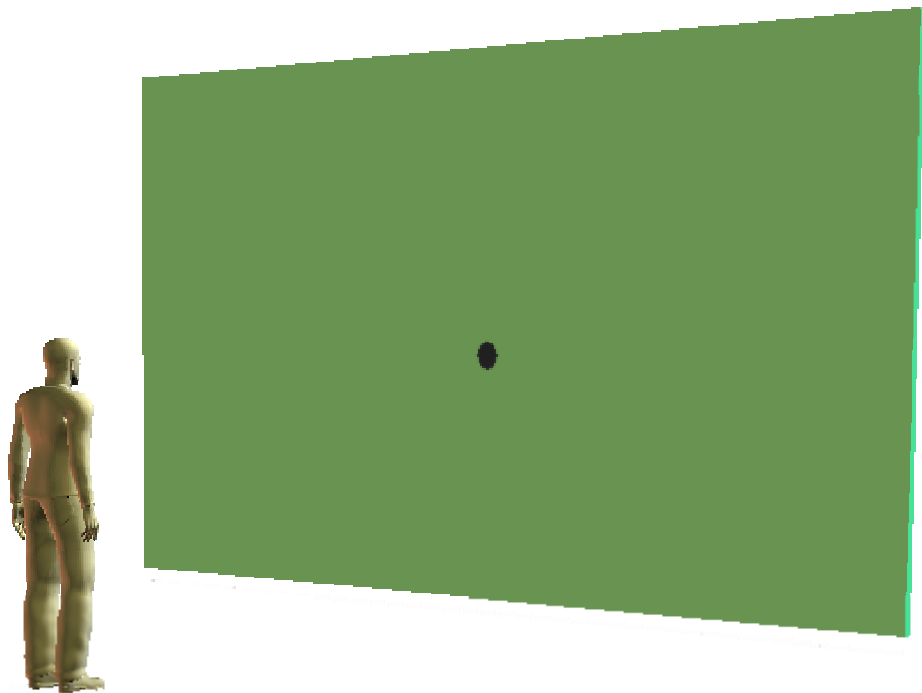


Figura 1: Rappresentazione schematizzata dello schermo del dispositivo di lancio e della posizione rispetto allo stesso assunta dal soggetto. Al centro dello schermo è presente un foro dal quale la palla fuoriesce una volta lanciata dalla macchina Bola. L'altezza del foro può essere variata in funzione della statura del soggetto.

I soggetti, in posizione eretta, si disporranno, a distanze d variabili da un minimo di 5.4 m fino ad un massimo di 6.6 m, di fronte allo schermo del dispositivo di lancio e gli verrà chiesto di afferrare al volo una palla, del diametro di 7 cm e della massa di 15 g, lanciata dalla macchina Bola. Il lanciatore Bola è posizionato dietro lo schermo del dispositivo di lancio. Sullo schermo, in corrispondenza dell'asse mediano, è presente un foro, del diametro di 14 cm, ad altezza dal suolo regolabile in funzione della statura del soggetto, regolazione che consente di avere l'asse del foro e l'asse orizzontale per uno dei due occhi del soggetto sul medesimo piano orizzontale. La posizione e l'orientamento del lanciatore Bola, relativamente al soggetto, saranno tali che il vettore velocità della palla

giacerà sempre su di un piano verticale e perpendicolare al piano coronale del soggetto, e ad una distanza laterale fissata (d_{lat}) dal piano verticale passante per il baricentro geometrico dei 2 occhi e parallelo al piano sagittale del soggetto stesso.

Il vettore velocità di uscita v_0 della palla dallo schermo viene regolato in ampiezza, agendo sulla velocità di rotazione coassiale opposta dei 2 dischi di spinta del lanciatore Bola, e nella direzione, agendo sui gradi di libertà della struttura automatizzata controllando 4 motori passo-passo. L'insieme dei gradi di libertà della struttura, che determina la direzione del vettore velocità iniziale della palla, costituisce l'insieme dei parametri di lancio della struttura.

Il valore della velocità di rotazione dei dischi viene regolata tramite PC per mezzo di un protocollo di comunicazione seriale. Il valore impostato esprime l'intensità in migliaia orarie della velocità che i dischi di spinta impartiranno alla palla. Tale velocità può assumere soltanto valori interi. Da questo momento in poi l'intensità della velocità della palla all'uscita dalla macchina Bola verrà indicata con SP .

Ben più complesso risulta il controllo della struttura automatizzata per il posizionamento del lanciatore Bola. E' stato appositamente sviluppato un software di controllo³ con il quale è possibile comandare la struttura e quindi posizionare, in modo accurato e ripetibile, il lanciatore secondo quelle configurazioni indicate dal disegno sperimentale.

La distanza d tra soggetto e piano della struttura automatizzata viene modificata chiedendo al soggetto di portarsi in posizioni di riferimento marcate sul pavimento.

La cinematica del braccio e delle dita, l'attività elettromiografica dei muscoli del braccio e di alcuni muscoli delle dita e del polso, il movimento della testa e la traiettoria della palla saranno registrati durante le sessioni sperimentali. La cinematica del tronco, della testa e del braccio sarà registrata a 100 Hz utilizzando il sistema di acquisizione di movimento Vicon-612 (Vicon, Oxford, UK). La traiettoria della palla sarà registrata utilizzando lo stesso sistema di acquisizione Vicon ricoprendo la superficie della palla con del nastro retrorifrangente (Scotchlite, 3M). A tale scopo si considera lo sviluppo piano di un icosaedro tronco (figura 3).

³ Vedere Appendice B

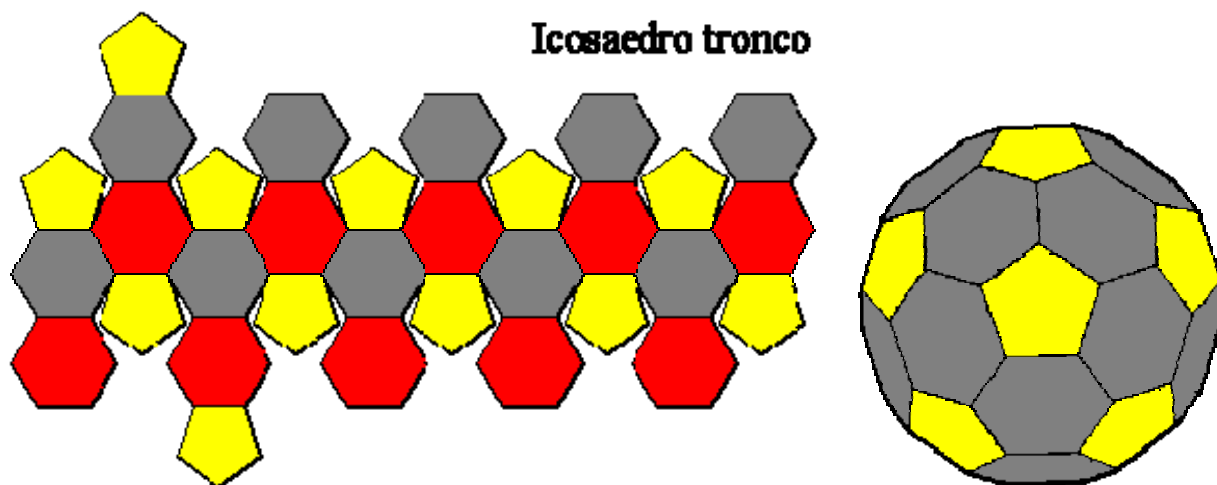


Figura 2: Sviluppo planare di un icosaedro tronco utilizzato per rivestire la palla utilizzata nelle sessioni sperimentali.



Figura 3: Palla ricoperta con il nastro retrorifrangente della 3M sagomato secondo un icosaedro tronco utilizzata nelle sessioni sperimentali. E' possibile vedere come la superficie presenti leggera disomogeneità conseguenti alla sovrapposizione dei lembi lungo i profili dei poligoni con cui si è scomposta la superficie.

La cinematica delle dita verrà registrata a 100 Hz utilizzando un guanto instrumentato (Cyberglove 22, Immersion Corporation, San Jose, CA, USA). L'acquisizione dei dati del guanto avverrà utilizzando una scheda A/D (National Instruments, Austin, TX) under LabView (National Instruments), un software appositamente sviluppato su di una postazione di lavoro sincronizzata con la postazione per l'acquisizione dei dati Vicon. L'attività elettromiografica dei muscoli del braccio, del polso e delle dita sarà registrata mediante elettrodi di superficie attivi e bipolari (DE 2.1, Delsys Inc., Boston, MA), filtrata (20-450 Hz), amplificata (guadagno totale 1000, Bagnoli-

16, Delsys Inc.), e convertita in segnale digitale attraverso la scheda A/D sulla postazione di lavoro Vicon.

Ai soggetti verrà richiesto di intercettare la palla all'interno di una serie di blocchi di lanci, caratterizzati da differenti tempi di volo T , da differenti distanze d e quote di intercettazione Z . Tutte le traiettorie giaceranno, su di un piano sagittale ad una distanza d_{lat} dalla posizione del baricentro geometrico dei due occhi.

In linea teorica sono previsti tre livelli per ciascuna delle variabili di volo T , d e Z per un totale di 27 differenti condizioni. Ciascuna condizione verrà ripetuta 9 volte (per un totale di 243 lanci).

Per semplificare l'approccio al problema nell'identificare i parametri di lancio a partire dalla terna di valori T , d e Z si ricorre alle seguenti approssimazioni:

L'aria viene considerata come un mezzo non viscoso e quindi le traiettorie della palla sono quelle che caratterizzano il volo di un grave nel vuoto.

Il vettore velocità che la palla assume all'inizio del lancio, quando il soggetto vede comparire la palla, da questo momento indicato come v_0 , risulta costante per tutti quei lanci effettuati nelle medesime condizioni. Questo, tradotto in termini pratici, vuol dire trascurare le sorgenti di variabilità associate al dispositivo utilizzato per effettuare i lanci.

La velocità dei dischi di spinta del lanciatore Bola può essere impostata in modo continuo all'interno dell'intervallo definito dai valori limiti di funzionamento.

Nelle condizioni ideali espresse dalle 3 ipotesi enunciate all'inizio del presente paragrafo, dai valori delle variabili di volo T , d e Z e dalle equazioni di moto di un grave in assenza di attrito, è possibile risalire ai corrispondenti valori dei parametri di lancio, ovvero ai valori degli spostamenti da assegnare sugli assi di movimentazione della struttura automatizzata per riprodurre, alle distanze di interesse d , i tempi di volo T e le quote di intercettazione Z di interesse. Consideriamo il caso bidimensionale di traiettoria della palla giacente su di un piano verticale ortogonale all'asse y del sistema di riferimento adottato. Le equazioni di moto proiettate sui due assi coordinati sono le seguenti:

$$\begin{cases} x(t) = x_i + v_{ox} t \\ z(t) = z_i + v_{oz} t - 1/2 g t^2 \end{cases} \quad (3.2.1)$$

dove v_{0x} e v_{0z} sono le componenti del vettore velocità della palla all'uscita dallo schermo e g l'accelerazione gravitazionale è diretta lungo l'asse Z ed orientata verso coordinate negative.

Per semplicità di calcolo consideriamo le relazioni (3.2.1) rispetto ad un riferimento con origine coincidente con il centro del foro dello schermo, l'asse x diretto orizzontalmente verso il soggetto e perpendicolarmente al piano dello schermo, l'asse z diretto verticalmente verso l'alto e l'asse y orientato di conseguenza per costituire con i primi due una terna triortogonale destrorsa (da questo momento indicato come *riferimento schermo*) (vedere fig. 4). In tal caso le x_i e z_i della (3.2.1) rappresentano le componenti lungo gli assi x e z del riferimento poco sopra definito, della posizione spaziale in cui la palla assume la velocità iniziale v_i per effetto dell'interazione con i dischi di spinta del lanciatore Bola.

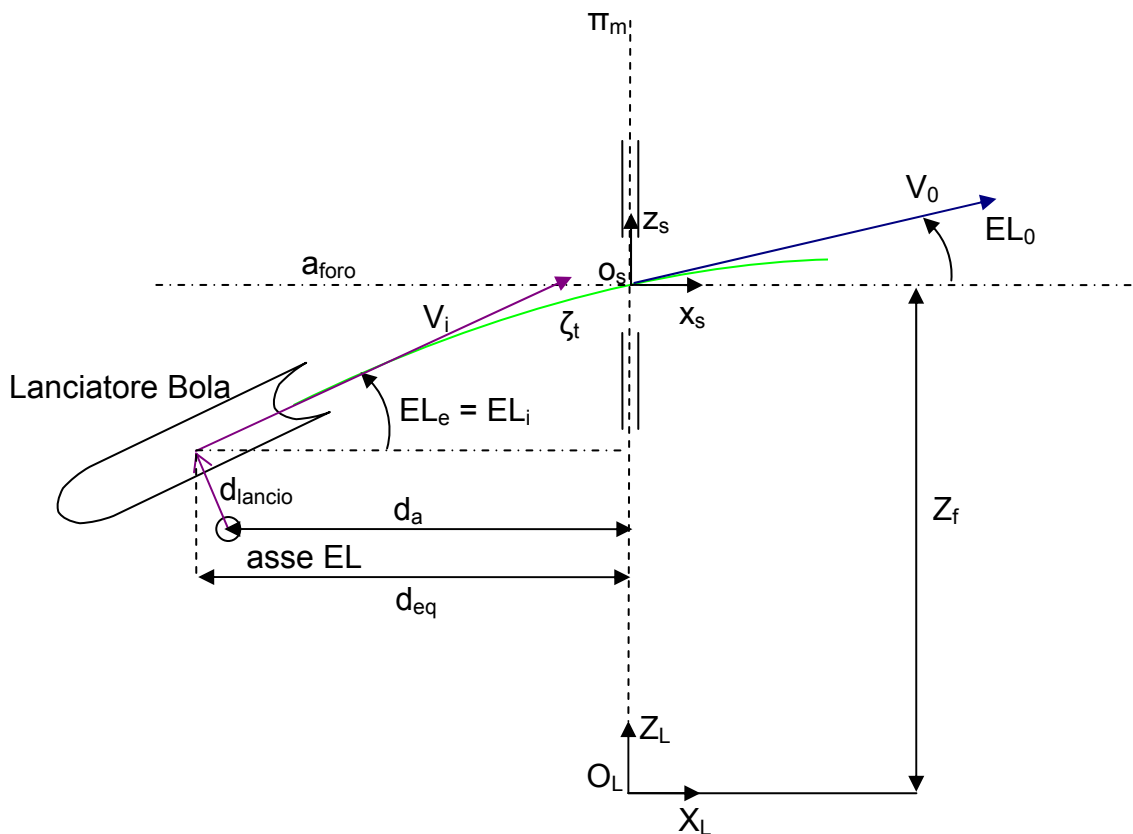


Figura 4: Rappresentazione schematizzata del lanciatore, del *riferimento laboratorio* $O_S X_S Y_S Z_S$ e del *riferimento schermo* $O_L X_L Y_L Z_L$, il vettore velocità iniziale v_i della palla subito dopo l'interazione con i dischi di spinta della macchina Bola, il vettore velocità della palla all'uscita dallo schermo v_0 , la traccia dell'asse di elevazione EL e la sua distanza d_a dallo schermo, la distanza d_{eq} dallo schermo della posizione in cui la palla acquista velocità v_i , gli angoli di elevazione EL_e e EL_0 che caratterizzano rispettivamente il vettore velocità iniziale v_i ed il vettore velocità sullo schermo v_0 , e la quota del foro relativamente al *riferimento laboratorio*. ζ_t indica la traiettoria della palla.

Quando, all'istante t_0 , la palla raggiungerà lo schermo, per uscire dallo stesso attraverso il foro, la prima delle (3.2.1) si riscrive come segue:

$$x(t_0) = 0 = x_i + v_{ox} t_0 \quad \Rightarrow \quad t_0 = -x_i / v_{ox} \quad (3.2.2)$$

Per una qualunque configurazione assunta del lanciatore (soli gradi di libertà di elevazione EL e di traslazione verticale Z), la componente x_0 assunta dalla palla, relativamente al sistema di riferimento adottato, nell'istante dell'interazione con i dischi di spinta del lanciatore, coincide con la distanza della palla nello stesso istante dallo schermo.

Se, per semplicità di calcolo, si suppone nulla l'anomalia angolare dell'asse di elevazione attorno all'asse di rotazione verticale relativo al grado di libertà di azimut dell'apparato di lancio (da questo momento indicato come AZ), ovvero si considera l'asse di elevazione parallelo al piano dello schermo, allora il modulo della componente x_i risulta pari al valore della distanza dell'asse di elevazione dal piano dello schermo. Questa circostanza sarà effettivamente rispettata nelle sessioni sperimentali condotte.

Sotto tale condizione, la distanza della palla dallo schermo è esprimibile in funzione della sola anomalia EL e di due parametri geometrici invarianti. Si ha infatti (vedere fig. 4) :

$$d_{eq} = d_a + d_{lancio} \sin(EL_e) = -x_i \quad (3.2.3)$$

dove d_a è la distanza dell'asse di rotazione di elevazione dal piano dello schermo da cui la palla fuoriesce, d_{Lancio} è la distanza dall'asse di elevazione della posizione in cui la palla assume la velocità iniziale v_i e EL_e il valore effettivo dell'elevazione.

Sostituendo la (3.2.3) nella (3.2.2) si ha:

$$t_0 = d_{eq} / v_{ox} \quad (3.2.4)$$

Le componenti del vettore velocità iniziale della palla v_i , ovvero la velocità acquisita dalla palla subito dopo l'interazione con i dischi di spinta del lanciatore Bola, indicate con v_{ix} e v_{iz} , sono esprimibili in funzione dei parametri di lancio SP_e e EL_e dalle seguenti relazioni:

$$\begin{cases} v_{ix} = SP_e \cos(EL_e) \\ v_{iz} = SP_e \sin(EL_e) \end{cases} \quad (3.2.5)$$

In assenza di attrito si risulta anche:

$$v_{0x} = v_{ix} \quad (3.2.6)$$

$$v_{0z} = v_{ix} - gt \quad \Rightarrow \quad v_{iz} = v_{0x} + gt \quad (3.2.7)$$

Sostituendo la (3.2.4) nella (3.2.7) si ha:

$$v_{iz} = v_{0x} + g d_{eq} / v_{0x} \quad (3.2.8)$$

In ultimo sostituendo le (3.2.6) e (3.2.8) nelle (3.2.5) si ha:

$$\begin{cases} v_{0x} + g d_{eq} / v_{0x} = SP_e \cos(EL_e) \\ v_{0z} = SP_e \sin(EL_e) \end{cases} \quad (3.2.9)$$

Dividendo la seconda delle (3.2.9) per la prima equazione si ha:

$$tg(EL_e) = \frac{v_{0z} v_{0x}}{v_{0x}^2 + g d_{eq}}$$

ovvero in definitiva:

$$EL_e = \arctg\left(\frac{v_{0z} v_{0x}}{v_{0x}^2 + g d_{eq}}\right) \quad (3.2.10)$$

ed infine sostituendo la (3.2.10) nella seconda delle (3.2.9), esplicitata rispetto ad SP_e , si ha:

$$SP_e = \frac{v_{0z}}{\sin\left(\arctg\left(\frac{v_{0z} v_{0x}}{v_{0x}^2 + g d_{eq}}\right)\right)} \quad (3.2.11)$$

Le relazioni (3.2.10) e (3.2.11) forniscono i valori dei parametri di lancio SP_e e EL_e in funzione delle componenti della velocità della palla v_{0x} e v_{0z} all'uscita dallo schermo.

Una volta assegnati i tempi di volo T , le quote di intercettazione Z e le distanze d del soggetto dallo schermo, attraverso le equazioni di moto (3.2.1) è possibile quantificare i valori delle componenti v_{0x} e v_{0z} . Assumendo come istante iniziale della traiettoria della palla, non più quello subito dopo l'interazione con i dischi di spinta del lanciatore Bola (velocità iniziale v_i), ma quello in cui la palla attraversa lo schermo, ovvero quando la posizione palla coincide con quella dell'origine del riferimento adottato (centro del foro di uscita), le relazioni (3.2.1) si riscrivono come segue:

$$\begin{cases} x(t) = v_{ox} t \\ z(t) = v_{oz} t - 1/2 g t^2 \end{cases} \quad (3.2.12)$$

Per una qualunque configurazione assunta del lanciatore, sempre nelle condizioni poco sopra descritte e per una data terna di valori dei parametri di volo T , Z e d , risulta:

$$x(T) = d \quad (3.2.13)$$

$$z(T) = \Delta z \quad (3.2.14)$$

dove d è la distanza del soggetto dallo schermo e ΔZ la quota, relativamente al riferimento adottato, raggiunta dalla palla all'istante dell'intercettazione T . Indicando con Z e Z_f rispettivamente le quote di intercettazione e del centro del foro rispetto ad un riferimento (da questo momento identificato come *riferimento laboratorio*) orientato come il *riferimento schermo* ma avente origine sul pavimento del laboratorio lungo l'asse verticale passante per il centro del foro (asse z del *riferimento schermo*), la grandezza Δz può scriversi come segue:

$$\Delta z = Z - Z_f$$

riscrivendo le (3.2.12) in funzione delle (3.2.13) e (3.2.14) si ha:

$$\begin{cases} d = v_{ox} T \\ Z - Z_f = v_{oz} T - 1/2 g T^2 \end{cases} \quad (3.2.15)$$

esplicitando le (3.2.15) rispetto a v_{0x} e v_{0z} si ha:

$$\begin{cases} v_{ox} = \frac{d}{T} \\ v_{oz} = \frac{Z - Z_f}{T} + \frac{gT}{2} \end{cases} \quad (3.2.16)$$

Quindi, noti i valori della terna T , Z e d , dalle (3.2.16) si risale ai valori delle componenti della velocità della palla all'uscita della schermo, e da questi, attraverso le relazioni (3.2.10) e (3.2.11) ai valori dei parametri di lancio SP_e e EL_e per ottenere, alla distanza d desiderata, esattamente i valori del tempo di volo T e della quota di intercettazione Z desiderate.

Come si vedrà più avanti le condizioni sperimentali effettive non rispetteranno le ipotesi alla base del protocollo ideale e sarà pertanto necessaria una procedura differente per risalire ai valori dei parametri di lancio una volta scelti quelli di volo T , Z e d .

Apparato per il lancio

Il dispositivo di lancio, realizzato per condurre le sessioni sperimentali secondo le specifiche descritte nel protocollo sperimentale poco sopra esposto, è costituito da una struttura automatizzata a 4 gradi di libertà, da un lanciatore da allenamento cricket (Bola Professional Cricket Bowling Machine, Stuart and Williams, Bristol, UK) e da uno schermo richiudibile supportato da un telaio articolato (figura 5).

La struttura automatizzata è composta da un telaio portante all'interno del quale vi è un insieme di tre telai mobili. Le reciproche connessioni dei tre telai mobili costituiscono i

gradi di libertà del dispositivo, consistenti in due rotazioni e due traslazioni. Le due rotazioni avvengono una attorno ad un asse orizzontale e l'altra attorno ad un asse verticale. Le traslazioni hanno luogo lungo un asse orizzontale e lungo un asse verticale.

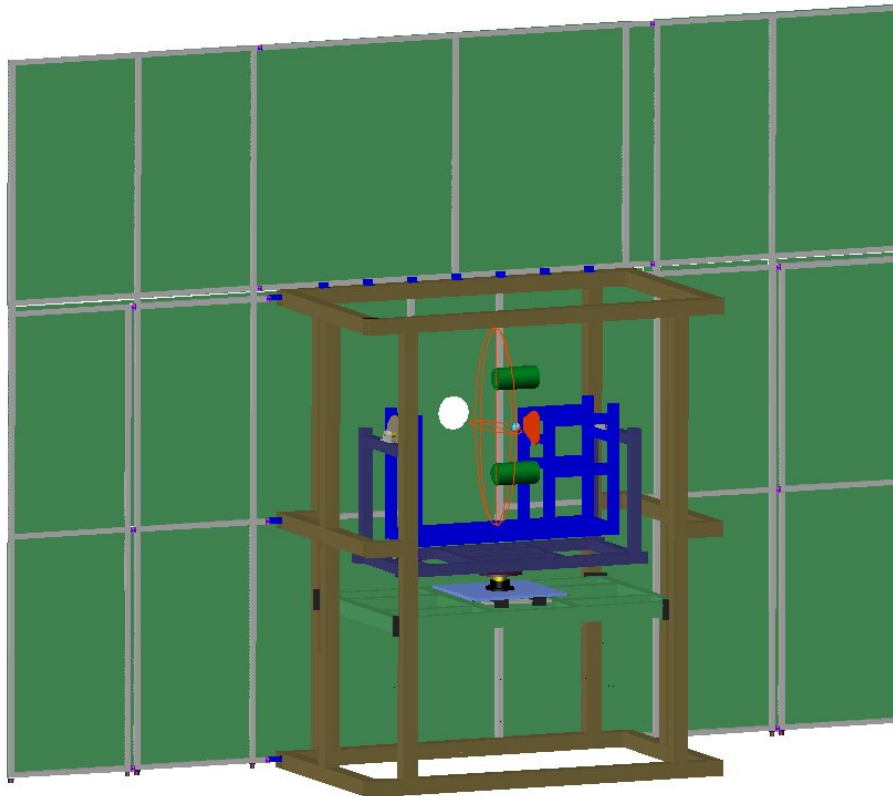


Figura 5: Rappresentazione schematica del dispositivo di lancio. La figura mostra il dispositivo ritratto dalla parte posteriore dove l'operatore è posizionato per il controllo delle diverse fasi dell'esperimento. Lo schermo in verde nasconde completamente al soggetto l'attività svolta dall'operatore evitando così di fornire indicazioni sulle caratteristiche della traiettoria emergente. La struttura portante in marrone è quella che sostiene lo schermo e l'insieme dei telai mobili che realizzano i gradi di libertà del dispositivo di lancio.

L'assetto dell'asse di rotazione orizzontale è individuato dall'assetto della rotazione attorno

all'asse verticale. Relativamente alla figura 5 il telaio blu (Telaio 1) ruota attorno all'asse orizzontale relativamente al telaio viola (Telaio 2). Il Telaio 2 ruota attorno all'asse verticale e trasla orizzontalmente lungo la direzione individuata dalla dimensione maggiore dello schermo (dimensione orizzontale), il tutto relativamente al telaio verde (Telaio 3). Il Telaio 3 trasla in direzione verticale relativamente alla struttura portante esterna in marrone (Telaio 4). Per la rotazione orizzontale si parla di anomalia angolare di elevazione, indicata da questo momento come EL , mentre per la rotazione verticale si parla di anomalia angolare di azimuth, di seguito indicata come AZ . Per quanto riguarda la

il movimento orizzontale si parla di traslazione orizzontale, da questo momento indicato come Y , mentre per il movimento verticale si parla di traslazione verticale Z .

Il lanciatore Bola viene installato all'interno della struttura e reso solidale al telaio più interno attraverso un sistema di fissaggio regolabile e a configurazione variabile per consentirne il montaggio sia in assetto orizzontale, quello proprio del lanciatore così come utilizzato nelle sedute di allenamento dai giocatori di cricket, sia in assetto verticale che consente di sfruttare il moto rotatorio (spin) che i dischi di spinta possono conferire alla palla alterando la risultante delle azioni verticali agenti sulla stessa.

La struttura automatizzata è realizzata con profilati di alluminio (Bosch Rexroth AG Stuttgart Germany) con sezioni resistenti differenti per i quattro telai.

Sulla parte anteriore della struttura portante (quella rivolta verso il soggetto durante le sessioni sperimentali) è presente uno schermo richiudibile, che quando completamente svolto presenta uno sviluppo orizzontale e verticale rispettivamente di 4000 mm e 3000 mm. Sulla mezzeria verticale dello schermo un foro, regolabile in altezza, consente la fuoriuscita della palla lanciata dalla macchina Bola. L'altezza del foro è regolata in funzione dell'altezza del soggetto.

Il lanciatore automatizzato viene azionato mediante il controllore PCI-7330 a 4 assi (National Instruments, Austin, TX, USA) il quale, attraverso l'interfaccia UMI 7764 (National Instruments, Austin, TX, USA), dialoga con gli azionamenti SAC 26 ed X Mind B4 (RTA Marcignago, PV, Italia) che a loro volta comandano i motori SM 2863-5255 (Sanyo Denki distribuiti dalla RTA Marcignago, PV, Italia).

Attraverso il controllo dei 4 assi di movimentazione, è possibile disporre il lanciatore Bola in modo da controllare le caratteristiche di volo della palla nello spazio.

La realizzazione della struttura è stata affidata alla RTC (Romana Trasmissioni Colme s.r.l.) azienda con adeguata esperienza nell'ambito dell'automazione industriale e delle tecniche di montaggio.

Per maggiori dettagli sul dispositivo di lancio e sulle modalità di controllo si rimanda alle appendici A e B

Calibrazione

Il lanciatore dovrà assumere, durante la sessione sperimentale, differenti configurazioni comandando in modo opportuno gli assi di movimentazione della struttura automatizzata.

L'assetto del lanciatore dipende dai segnali di controllo inviati ai motori della struttura automatizzata e da un insieme di *parametri* caratteristici della geometria della

Come precedentemente accennato, la struttura automatizzata consente di movimentare il lanciatore attraverso due assi di rotazione e due assi di traslazione ma gli studi che sono stati fin qui condotti si sono focalizzati sulle sole componenti di rotazione EL attorno all'asse di orizzontale di elevazione e di traslazione Z lungo un asse verticale.

La figura 6 mostra i parametri geometrici che devono essere identificati prima che qualsiasi comando sulla struttura venga impartito attraverso il software di controllo. Il piano dello schermo identifica il piano di lancio, ovvero il piano in corrispondenza del quale il soggetto vede la palla comparire. Il *riferimento laboratorio*, come precedentemente definito, vede l'asse Z coincidere con l'asse verticale diretto verso l'alto e passante per il centro del foro, l'asse delle X disteso orizzontalmente e diretto come l'asse del foro (dallo schermo verso il soggetto) e l'asse Y come conseguenza dei primi due per costituire una terna triortogonale destrorsa.

I parametri in questione sono i seguenti:

d_a := Distanza, in mm, dell'asse di elevazione EL dal piano mediano dello schermo.

L'asse di elevazione si considera nella sua configurazione in corrispondenza della quale risulta parallelo all'asse mediano dello schermo.

Z_u := Quota valutata a partire dal suolo del laboratorio lungo un asse verticale che caratterizza l'asse orizzontale del foro.

d_{lancio} := distanza tra l'asse di elevazione ed asse di lancio effettivo

d_{laser} := distanza tra l'asse di elevazione e l'asse del fascio laser

Le altre grandezze riportate in figura si definiscono come segue:

V_{lancio} := vettore velocità della palla in corrispondenza del piano mediano dello schermo

EL_{lancio} := angolo formato vettore velocità all'uscita dallo schermo con l'asse del foro

EL_e := angolo formato dall'asse di lancio effettivo con l'asse del foro

EL_{laser} := angolo formato dall'asse del fascio laser con l'asse del foro

Come si nota dalla fig. 6 l'asse di lancio effettivo è identificato dal vettore velocità v_i che caratterizza la palla subito dopo l'interazione con i dischi di spinta della macchina Bola.

E' opportuno a questo punto osservare che l'asse di lancio può essere visto sia come l'asse perpendicolare al piano contenente gli assi di rotazione dei due dischi di spinta della macchina Bola, sia come l'asse la cui direzione è individuata dalla direzione che caratterizza il vettore velocità iniziale v_i . Nel primo caso l'asse di lancio è univocamente

determinato dalla geometria dell'assetto dei motori di rotazione che alimentano i dischi di spinta della macchina Bola e la sua direzione non si modifica in alcun modo; nel secondo caso l'asse di lancio può subire delle variazioni in direzione, pur rimanendo invariati tutti i parametri di lancio (EL , AZ , Z e Y), per effetto della disuniformità della superficie e per il comportamento anisotropo della palla quando interagisce con i dischi di spinta del lanciatore. Da questo momento in poi, quando parleremo di asse di lancio effettivo intenderemo l'asse identificato dalla velocità iniziale v_i che caratterizza il moto della palla subito dopo l'interazione con i dischi di spinta del lanciatore. E' evidente che per identificare l'assetto dell'asse effettivo di lancio si farà riferimento alla sua direzione media, ovvero alla direzione media che caratterizza il vettore velocità iniziale v_i per tutti quei lanci effettuati nelle medesime condizioni (assetto del dispositivo di lancio e velocità di rotazione dei dischi di spinta). Questa precisazione servirà in seguito quando si affronterà il problema del controllo dei parametri di lancio nel caso le ipotesi semplificative avanzate nel paragrafo precedente vengano rimosse.

In generale, per EL_{lancio} può scriversi la seguente relazione:

$$EL_{lancio} = f(EL_e, SP_e, par) \quad (3.4.1.1)$$

dove con par si sono indicati i parametri geometrici poco prima definiti.

I parametri geometrici di interesse vengono quantificati attraverso misurazioni dirette.

I valori ottenuti sono riportati nella tabella 1:

Tabella 1: Parametri geometrici che caratterizzano il posizionamento della macchina Bola all'interno del dispositivo di lancio.

Parametro	Valore [mm]	Errore [mm]
d	522	± 1
Z_u	0	± 1
d_{lancio}	85	± 1
d_{laser}	65	± 1

In generale la relazione che lega tra loro il valore del numero di passi n compiuti dal motore con il corrispondente valore della rotazione o della traslazione A_e effettivamente compiuta dal lanciatore una volta eseguito il comando di posizionamento, a

partire da una posizione di riferimento (origine contatore lungo l'asse interessato), può porsi nella seguente maniera:

$$A_e = K * n + C \quad (3.4.1.2)$$

In particolare per l'elevazione EL e la traslazione Z può scriversi:

$$EL_e = K_{EL} * n_{EL} + C_{EL} \quad (3.4.1.3)$$

$$Z_e = K_Z * n_Z + C_Z \quad (3.4.1.4)$$

Il coefficiente angolare K_{EL} della relazione (3.4.1.3) oltre a racchiudere le caratteristiche della trasmissione realizzata sulla movimentazione dell'asse di elevazione, nella condizione di funzionamento reale, ovvero rimuovendo le ipotesi semplificative del protocollo ideale, anche le caratteristiche associate all'interazione della palla con i dischi di spinta del lanciatore Bola, le caratteristiche associate alle vibrazioni che caratterizzano l'intera struttura, e quindi anche il lanciatore, a seguito dell'eccentricità delle parti in rotazione dello stesso, e le caratteristiche associate all'interazione della palla con l'aria dal momento del lancio fino alla fuoriuscita dallo schermo, quando la palla diventa visibile al sistema di acquisizione Vicon (vedere oltre).

Il valore di C_{EL} individua il disallineamento tra l'asse effettivo di lancio rispetto e l'asse di riferimento, ovvero l'asse di lancio quando perfettamente orizzontale ed allineato con l'asse del foro ed in corrispondenza del quale il contatore della movimentazione relativa all'elevazione assume valore nullo (origine della movimentazione lungo detto asse).

In riferimento alla figura 6, se la configurazione di riferimento risulta quella rappresentata, il termine noto C_{EL} esprime esattamente il valore di EL_e ($n_{EL} = 0$).

Inoltre il termine C_{EL} può pensarsi costituito dalla somma dell'anomalia angolare EL_{laser} che caratterizza l'asse del fascio laser rispetto all'asse del foro, e dall'anomalia angolare $EL_{disassamento}$ che caratterizza l'assetto di quest'ultimo relativamente all'asse di lancio effettivo (vedere sez. 3.3.2 per la procedura di allineamento).

Stesso ragionamento vale per la relazione (3.4.1.4).

Come già accennato in precedenza, il foro sullo schermo può essere fissato in funzione dell'altezza del soggetto, e la sua posizione rimane invariata per tutta la durata dell'esperimento. La palla, lanciata dalla macchina Bola, dovrà pertanto fuoriuscire dallo schermo sempre attraverso il medesimo foro d'uscita.

Quindi, durante ciascuna sessione sperimentale, la struttura automatizzata verrà comandata in modo tale che l'assetto conseguito dal lanciatore, qualsiasi sia l'inclinazione

che vogliamo conferire al suo asse di lancio, sia tale da garantire il passaggio della palla dallo schermo sempre attraverso un unico foro. Questa circostanza è realizzata comandando l'asse di traslazione verticale Z in funzione del valore EL_e desiderato.

Si rimanda ogni ulteriore approfondimento all'appendice B.

Procedura di allineamento asse di lancio

Per l'allineamento dell'asse di lancio si utilizza un puntatore laser installato direttamente sul telaio metallico del lanciatore Bola (Vedere fig. 4). L'accensione e lo spegnimento del puntatore avviene sempre via software attraverso la stessa interfaccia grafica del controllore di movimentazione della struttura automatizzata.

Rispetto all'asse di lancio, il puntatore risulta più in basso di una quantità, misurata fisicamente lungo l'asse verticale Z , pari a Z_L (85 ± 1 mm).

Il supporto di fissaggio del puntatore possiede 2 regolazioni attraverso le quali è possibile modificare, manualmente, il suo assetto relativamente al lanciatore.

Il supporto laser viene regolato in modo tale da portare l'asse del puntatore parallelamente all'asse di lancio che, per quanto assunto in precedenza, viene identificato con l'asse individuato dal vettore normale al piano della bocca di uscita del lanciatore Bola e passante per il centro della bocca stessa.

E' evidente che questa procedura manuale di allineamento del fascio laser non comporta necessariamente il parallelismo tra l'asse del puntatore e l'asse approssimato di lancio, tanto meno con l'asse di lancio effettivo.

Questa procedura consente di configurare l'asse del puntatore, relativamente alla macchina Bola, secondo un assetto tale da risultare orientativamente parallelo all'asse normale al piano della bocca di uscita del lanciatore e, quindi, all'asse di lancio approssimato.

Una volta fissato l'assetto del puntatore si procede al posizionamento del lanciatore, comandando i quattro assi di movimentazione della struttura automatizzata, in modo da portare il fascio prodotto dal puntatore perfettamente in linea con l'asse del foro⁴. Nella fase di allineamento, per il controllo degli spostamenti del lanciatore, i 4 assi di movimentazione si comandano indipendentemente l'uno dall'altro, utilizzando la funzionalità del software di controllo denominata *calibrazione*.

⁴ Questa procedura di allineamento dell'asse di lancio approssimato con l'asse di riferimento consente di fissare l'origine provvisoria sull'asse di movimentazione di elevazione ma anche sull'asse di movimentazione azimut risultando, come detto, fascio laser e asse di lancio approssimato tra loro paralleli.

In configurazione prossima a quella orizzontale, il fascio prodotto dal puntatore fuoriesce dallo schermo della struttura automatizzata attraverso il foro di uscita in esso praticato.

Per accertarsi che l'asse del fascio proiettato risulti effettivamente orizzontale e parallelo all'asse del foro, oltre a verificare che il fascio passi effettivamente per il centro del foro di uscita sullo schermo della struttura, si procede verificando che la posizione della sua intersezione con dei piani verticali, ed ad esso perpendicolari (paralleli al piano dello schermo), posti a distanze differenti dalla struttura automatizzata, si mantenga costante. In questo modo si verifica anche che l'asse del fascio non presenti alcuna anomalia AZ rispetto all'asse di riferimento.

Alla fine della procedura di allineamento del laser il fascio proiettato risulta coincidere con l'asse del foro.

A questo punto si posiziona il lanciatore nella sua configurazione di riferimento traslando soltanto lungo l'asse verticale Z della quantità Z_L (disallineamento conseguente al montaggio del puntatore tra l'asse dello stesso e l'asse di lancio approssimato).

In questa configurazione si fissa provvisoriamente, non soltanto l'origine dell'asse di movimentazione relativo all'elevazione, ma anche quella dei restanti tre assi.

Sull'interfaccia grafica della modalità *calibrazione* del software di controllo movimentazione, è presente un tasto attraverso il quale la posizione raggiunta sui singoli assi può essere assunta come origine per gli stessi.

In generale questa procedura non consente di portare l'asse di lancio effettivo allineato con l'asse del foro. Tale circostanza è dovuta ai tre seguenti fattori:

approssimazione dell'asse di lancio con l'asse perpendicolare al piano contenente la bocca di uscita del lanciatore, unico asse che è possibile stimare visivamente.

asse del fascio laser non necessariamente allineato con l'asse perpendicolare al piano contenente la bocca di uscita del lanciatore.

L'asse di lancio effettivo, così come precedentemente accennato, è l'asse definito ad ogni lancio dal vettore velocità v_i che caratterizza il moto della palla subito dopo l'interazione con i dischi di spinta della macchina Bola. Come sarà tra breve chiarito, l'interazione dei dischi con la palla non avviene sempre allo stesso modo, pertanto, con la stessa palla, con la stessa velocità di rotazione SP dei dischi di spinta e per un dato assetto EL , Z del lanciatore, il vettore velocità v_i mostrerà sempre una certa variabilità sia in ampiezza che in direzione. Questa variabilità è principalmente dovuta alla superficie

della palla, ad una densità di massa della palla non perfettamente omogenea, ed alle vibrazioni presentate dal dispositivo di lancio durante il suo funzionamento. Come già descritto, le palle utilizzate nelle sessioni sperimentali sono ricoperte con del nostro retrorifrangente della 3M. Tale nastro, opportunamente sagomato, viene fissato sulla superficie della palla manualmente con l'ausilio di un ferro da stiro il cui scopo è quello di portare in temperatura il nastro e di fornire una superficie per esercitare una pressione adeguata perché il nastro aderisca al supporto. E' evidente che la pressione esercitata attraverso la superficie del ferro da stiro durante il posizionamento del nastro è limitata dalla deformabilità della palla. In queste condizioni il nastro aderisce sì alla superficie della palla ma, per effetto di interazioni ripetute con i dischi di spinta e con la mano del soggetto, può cedere e venir sollevato. I lembi di nastro che perdono aderenza con la superficie della palla introducono una alterazione della sua superficie è ciò comporta differenti interazioni con i dischi di spinta ed effetti aerodinamici poco prevedibili.

Trascurando il contributo dell'ultimo fattore, ovvero assumendo un 'interazione ideale tra palla e dischi di spinta, si può affermare che, a meno di particolari e fortunate circostanze, questa procedura determina, per il lanciatore, soltanto un assetto di riferimento provvisorio.

Come conseguenza dei tre fattori poco sopra evidenziati, risulta evidente che il valore EL_e che caratterizzerà l'effettivo asse di lancio, una volta eseguito il comando di movimento, relativo ad un valore assegnato EL_a , risulterà da questo differente. La differenza tra il valore effettivo EL_e e quello impostato EL_a viene indicato come EL_{offset} .

Per quantificare l'anomalia EL_{offset} si procede con una sessione di lanci nella quale si acquisiscono le traiettorie della palla e successivamente si determino le caratteristiche cinematiche (vedere sez. 3.4).

Una volta quantificato il valore del disallineamento EL_{offset} , a partire dalla posizione individuata come origine provvisoria in seguito alla procedura di allineamento del lanciatore, si effettua uno spostamento lungo il solo asse di elevazione della quantità $EL_a = -EL_{offset}$ e si assegna in questa posizione l'origine lungo l'asse di movimentazione corrispondente. Per gli altri assi tutto rimane come determinato alla fine della procedura di allineamento.

Quanto detto a riguardo dell'elevazione può essere esteso anche all'anomalia azimut.

Una volta assicurato che $EL_e = EL_a$, le relazioni (3.4.1.3) e (3.4.1.4) garantiscono la corretta movimentazione del lanciatore durante la modalità esperimento lungo i due assi accoppiati $EL-Z$.

Caratteristiche di volo della palla

Le procedure per identificare i valori dei parametri di lancio EL e SP a partire dai parametri di volo T , Z e d precedentemente descritte sono state sviluppate assumendo che:

La palla si muove in un mezzo non viscoso (assenza di attrito).

La massa della palla è distribuita uniformemente.

La superficie della palla è perfettamente uniforme.

La palla ed i dischi di spinta del lanciatore Bola interagiscono in modo costante, qualsiasi sia la regione dei dischi con cui la palla entra a contatto.

La struttura e il lanciatore Bola funzionano senza introdurre vibrazioni di alcun tipo.

In realtà la palla si muove in un mezzo viscoso e pertanto è sottoposta a forze in generale dipendenti dal vettore velocità.

Se si rimuovesse la condizione di assenza di attrito, le traiettorie della palla caratterizzate dagli stessi valori di SP_e ed EL_e continuerebbero comunque a rimanere sempre tra loro uguali. La prima assunzione influisce solo sulla gittata, sulla quota massima Z_{\max} raggiunta e sul tempo di volo T , ma di per se non introduce alcuna variabilità nella traiettoria di tutti quei lanci effettuati adottando gli stessi valori dei parametri SP_e ed EL_e .

Se si rimuove invece una qualsiasi delle restanti condizioni esemplificative, la traiettoria della palla risulterà caratterizzata da fluttuazioni nei valori cinematici caratteristici.

In pratica nel protocollo ideale era sufficiente assegnare i valori dei parametri di volo T , Z e d desiderati per ottenere i corrispondenti valori delle componenti v_{0x} e v_{0z} del vettore velocità della palla appena fuoriesce dallo schermo, e quindi i corrispondenti valori delle componenti v_{ix} e v_{iz} del vettore velocità che caratterizza il moto della palla subito dopo l'interazione con i dischi di spinta ed in ultimo i corrispondenti valori dei parametri di lancio EL e SP . Tutto questo utilizzando le semplici equazioni di moto nel vuoto e con semplici relazioni geometriche. In realtà, come precedentemente accennato, la palla si muove in un mezzo viscoso e gli effetti aerodinamici non sono trascurabili soprattutto per effetto delle porzioni di nastro retrorifrangente che, perdendo aderenza con

la superficie della palla, costituiscono delle vere e proprie appendici aerodinamiche a geometria variabile i cui effetti sono difficilmente prevedibili. Quindi già la presenza dell'attrito e del nastro sulla superficie della palla portano ad allontanarci dalle condizioni ideali con le quali sono state ottenute le relazioni (3.2.16), (3.2.10) e (3.2.11). Inoltre se si aggiunge anche la natura effettiva dell'interazione della palla con i dischi di spinta, si ha un ulteriore effetto sull'intensità e sulla direzione del vettore velocità iniziale v_i e quindi sull'assetto EL_e dell'asse effettivo di lancio e sull'intensità della velocità SP_e . Se si considerano anche le vibrazioni della struttura e quindi del lanciatore, si comprende bene come la possibilità di determinare i parametri di lancio EL_e e SP_e a partire dai parametri di volo T , Z e d utilizzando le semplici equazioni di moto nella loro stesura ideale risulti praticamente impossibile. In base a quanto appena osservato risulta evidente la necessità di identificare sperimentalmente le effettive caratteristiche di volo della palla in presenza di attrito e la variabilità delle stesse associata agli effetti aerodinamici ed al sistema di lancio precedentemente descritto. A questo proposito è stata condotta una apposita sessione di 660 lanci caratterizzati dai valori dei parametri di lancio espressi nella tabella 2. La quota Z_f del foro sullo schermo attraverso il quale la palla fuoriesce una volta lanciata dalla macchina Bola è stata fissata pari 1.65 m.

Per ciascun valore dell'elevazione EL sono stati consideranti un numero variabile di valori della velocità SP , e per ciascuna coppia di valori sono stati effettuati un numero di lanci ≥ 10 . I valori dei parametri di lancio EL e SP sono stati accoppiati in modo da ottenere 65 condizioni differenti.

Tabella 2: Parametri di lancio per sessione di valutazione caratteristiche di volo della palla.

EL [gradi]	SP [miglia/ora]
5.5	30 35 40 45
7.1	25 28 31 34 37 41 44
8.7	25 27 30 33 37 40 43
10.3	22 25 28 31 34 37 40 43
11.9	20 23 26 29 32 35 38 41
13.5	19 22 25 28 31 34 37 40
15.1	19 22 25 28 31 34 37
16.7	19 22 24 27 30 33 36
18.3	18 21 24 27 30 33 36
19.9	20 26

Dall'analisi dei dati registrati mediante il sistema di acquisizione di moto Vicon è emerso che le traiettorie della palla lanciata, caratterizzate dai medesimi valori dei parametri SP ed EL , presentano una variabilità non trascurabile (figura 7).

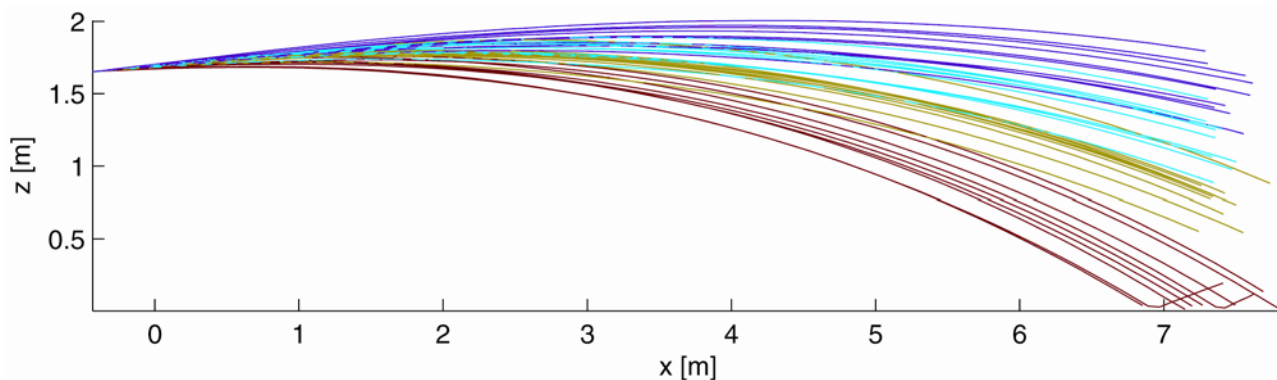


Figure 7: Esempio di proiezione planare delle traiettorie della palla in quattro condizioni di lancio con la stessa elevazione ma differenti velocità. Le condizioni illustrate sono le seguenti: $EL = 5.7$ [gradi], $SP = 30$ (rosso), 35 (verde), 40 (ciano) e 45 (magenta) [mph]. Il piano di lancio corrisponde a $x = 0$.

I valori delle componenti della posizione della palla a diverse distanze d dalla schermo presentano fluttuazioni difficilmente prevedibili e conseguenti agli effetti associati ai fattori poco sopra elencati.

Nella figura 8 sono riportate le tracce dell'intersezione delle traiettorie della palla (puntini neri), caratterizzate dalla medesima elevazione EL dell'asse di lancio ($EL = 5.7^\circ$) ma con quattro differenti valori della velocità iniziale SP (colonne), con tre piani verticali, paralleli al piano di lancio, posti a tre differenti distanze d (righe). I valori delle velocità SP considerate per i dati rappresentati in figura 8, e nelle successive figure 9 e 10, sono pari a 30, 35, 40 e 45 mph.

Nella figura 8 è inoltre rappresentata la posizione media dell'intersezione (cerchietto rosso) per ciascuna condizione SP e d .

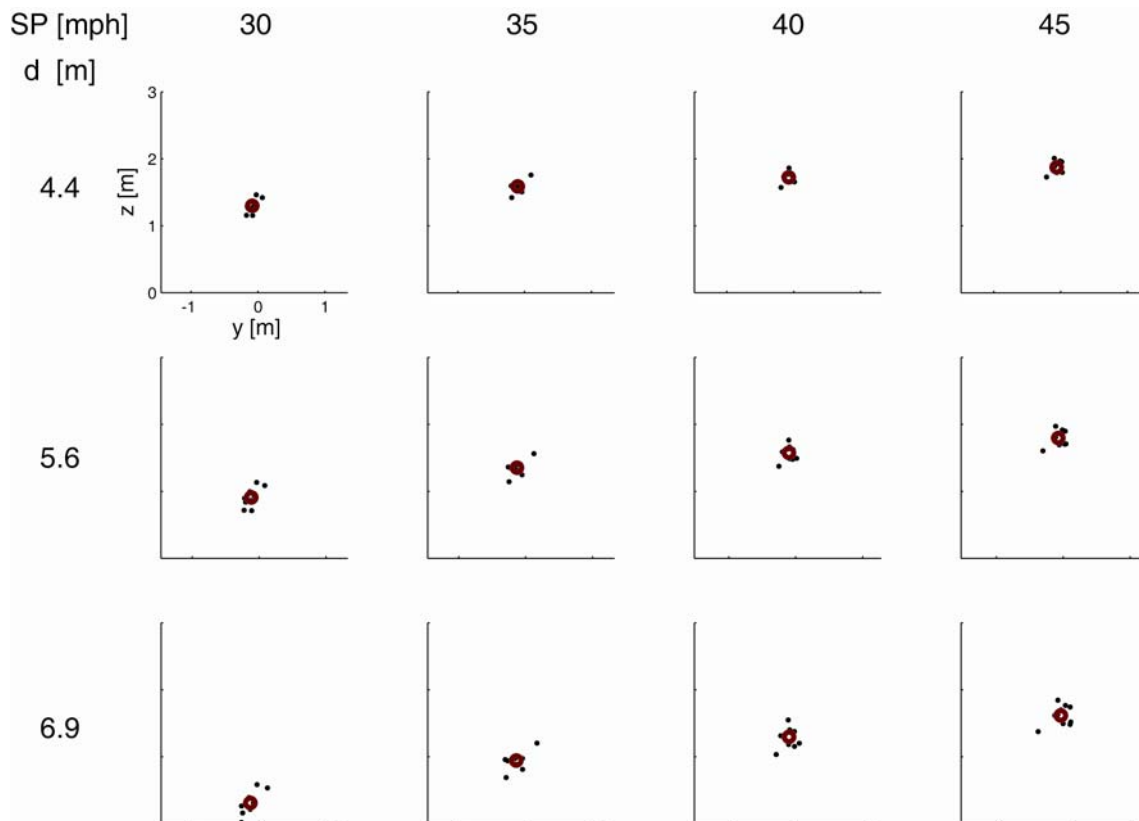


Figure 8: Posizioni delle intersezioni delle traiettorie della palla (.) e della traiettoria media (o) con tre piani verticali perpendicolari alla direzione di lancio posti a differenti distanze dal piano di lancio per quattro condizioni di lancio caratterizzate dalla stessa elevazione EL ma da differenti velocità SP. Le condizioni illustrate sono le seguenti: EL = 5.7 [gradi], SP = 30, 35, 40 e 45 [mph], d = 4.4, 5.6 e 6.9 [m].

Come precedentemente osservato, il valore della quota di intercettazione $Z_m = 1.3m$ (tabella 3) relativa alla traiettoria media dell'insieme di lanci caratterizzati da $EL = 5.7^\circ$ e da $SP = 30Mph$, valutata in corrispondenza del piano verticale alla distanza $d = 4.4m$ dal piano di lancio, risulta inferiore alla quota $Z_i \cong 1.55m$ che si dedurrebbe considerando il moto della palla nel caso ideale di assenza di attrito e di dispersioni nulle.

Tabella 3: Valori medi e delle deviazioni standard della quota di intersezione con tre piani verticali perpendicolari alla direzione di lancio posti a differenti distanze dal piano di lancio per quattro condizioni di lancio caratterizzate dalla stessa elevazione EL ma da differenti velocità SP. Le condizioni illustrate sono le seguenti: EL = 5.7 [gradi], SP = 30, 35, 40 e 45 [mph], d = 4.4, 5.6 e 6.9 [m].

EL = 5.7 [gradi]					
SP	30	35	40	45	d
miglia/ora					[m]
	1.3±0.11	1.6±0.086	1.7±0.086	1.9±0.09	4.4
Z [m]	0.91±0.15	1.4±0.11	1.6±0.11	1.8±0.12	5.6
	0.31±0.19	0.94±0.13	1.3±0.15	1.6±0.15	6.9

La differenza tra Z_i e Z_m è conseguenza dell'azione resistente esercitata dall'aria sulla palla, mentre la dispersione nella distribuzione dei valori è conseguenza dell'interazione tra i dischi di spinta e la palla, degli effetti di eventuali moti vibratorii associati al sistema costituito dalla struttura automatizzata e dal lanciatore Bola e della geometria della sua superficie, quindi nuovamente dell'interazione della palla con l'aria.

In figura 9 sono riportati i tempi di volo ed i rispettivi valori medi valutati a tre distanze d dal piano di lancio per quelle traiettorie caratterizzate dalla stessa elevazione EL e da 4 differenti valori di SP . A differenza di quanto osservato per la quota di intercettamento Z , la variabilità che caratterizza i valori del tempo di volo T è nel complesso trascurabile. Il tempo di volo T risente in modo minimo gli effetti introdotti dall'interazione della palla con l'aria e con il dispositivo di lancio. Prima di procedere oltre è bene chiarire il significato dato al tempo di volo T in questa sessione di lanci per la caratterizzazione del volo della palla e nella sessione di esperimenti in cui il soggetto intercetta la palla al volo.

Il tempo di volo T , nel primo caso (caratterizzazione del volo della palla) è definito a partire dall'istante in cui la palla attraversa lo schermo e l'istante (calcolato) in cui la palla attraversa il piano, verticale e parallelo a quello dello schermo (perpendicolare quindi alla direzione dell'asse X_L del riferimento laboratorio) e da questo alla distanza d di interesse. La distanza di interesse d è intesa come la distanza del piano coronale del soggetto dal piano dello schermo del dispositivo di lancio.

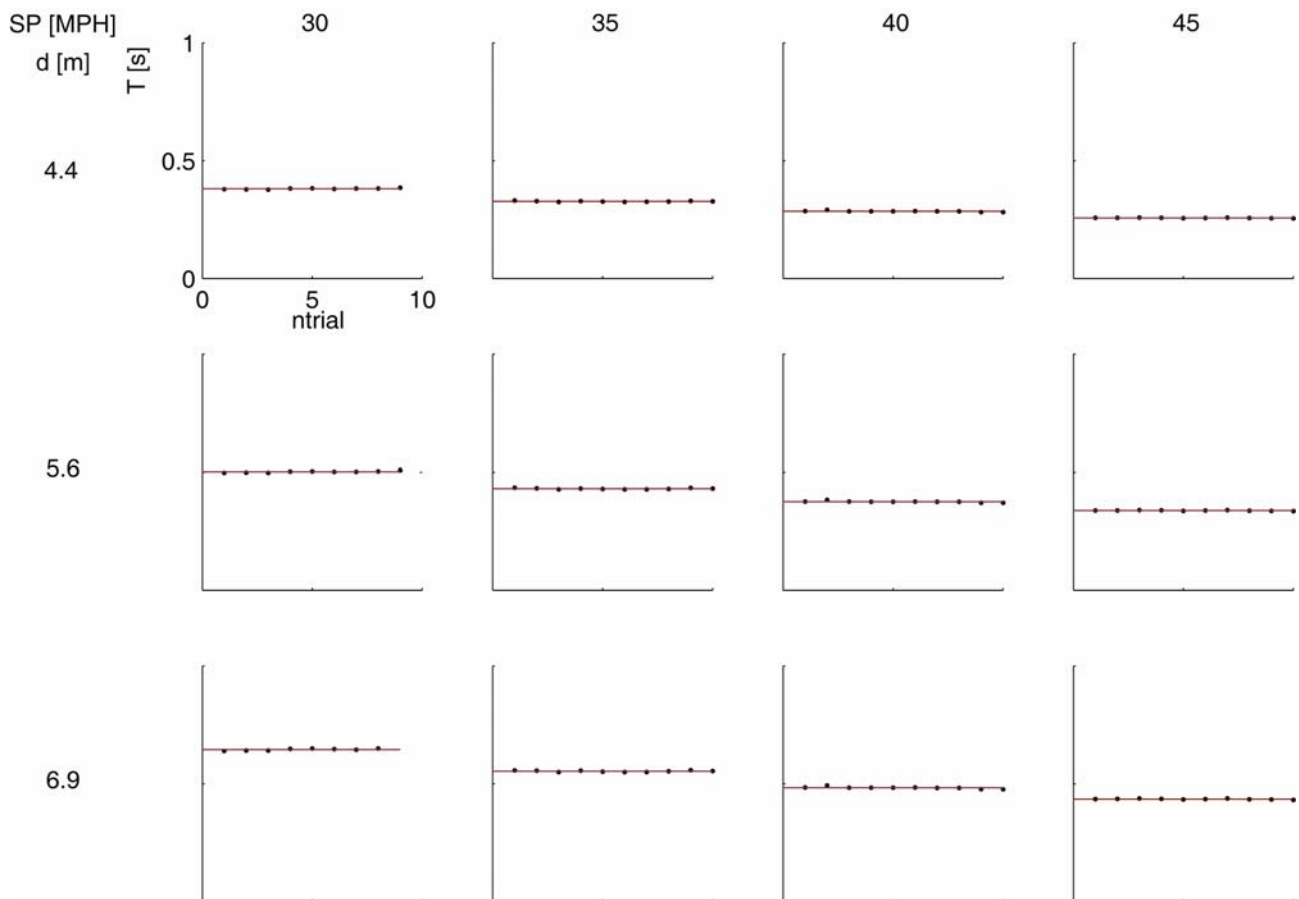


Figura 9: Tempi di volo e valori medi (o) valutati in corrispondenza di tre distanze d dal piano di lancio, relativi a traiettorie caratterizzate dalla stessa elevazione EL ma da differenti velocità SP. Le condizioni illustrate sono le seguenti: EL = 5.7 [gradi], SP = 30, 35, 40 e 45 [mph], d = 4.4, 5.6 e 6.9 [m].

In tabella 4 sono riportati i valori medi e le deviazioni standard dei tempi di volo per le stesse condizioni di figura 9.

Tabella 4: Valori medi e delle deviazioni standard del tempo di volo in corrispondenza di tre piani verticali perpendicolari alla direzione di lancio posti a differenti distanze dal piano di lancio per quattro condizioni di lancio caratterizzate dalla stessa elevazione EL ma da differenti velocità SP. Le condizioni illustrate sono le seguenti: EL = 5.7 [gradi], SP = 30, 35, 40 e 45 [mph], d = 4.4, 5.6 e 6.9 [m].

EL = 5.7 [gradi]					
SP	30	35	40	45	d
miglia/ora					[m]
	0.381±0.0023	0.327±0.0022	0.285±0.0025	0.257±0.0010	4.4
T [s]	0.502±0.0034	0.431±0.0025	0.375±0.0033	0.338±0.0014	5.6
	0.645±0.0040	0.553±0.0029	0.483±0.0044	0.435±0.0018	6.9

Quindi dall'analisi dei dati dalla registrazione della traiettoria della palla, operata attraverso il sistema di acquisizione di movimento Vicon, si risale all'istante in cui la palla si trova sul piano verticale alla distanza d di nostro interesse.

Nel caso invece della sessione sperimentale effettiva, l'estremo superiore dell'intervallo che identifica il tempo di volo T (l'estremo inferiore di detto intervallo è l'istante in cui la palla attraversa il piano dello schermo del dispositivo di lancio) è identificato dall'istante in cui la mano intercetta la palla. L'istante dell'intercettamento della palla è valutato considerando l'intersezione del piano contenente gli assi dei tratti radiale ed ulnare dell'avambraccio con la traiettoria della palla. Per maggiori approfondimenti sulle procedure implementate per l'identificazione del tempo di intercettamento si rimanda alla appendice D. La posizione della mano all'istante dell'intercettamento non giacerà necessariamente sul piano coronale del soggetto. Anzi è plausibile attendersi il contrario, ovvero che in funzione delle caratteristiche di volo della palla e della loro variabilità, la posizione della mano all'istante dell'intercettamento giaccia in una qualsiasi posizione della porzione di spazio attorno al soggetto. È evidente quindi che, la variabilità della quota di intercettamento Z si traduca in una variabilità della posizione della mano all'intercettamento, e quindi in ultimo anche sul tempo di volo T . È quindi ragionevole attendersi una certa variabilità anche nella distribuzione dei valori del tempo di volo T .

In condizioni reali quindi la quota di intercettamento Z ed il tempo di volo T non possono essere dedotti dalle equazioni di moto nella loro veste semplificata, ovvero in assenza di attrito, una volta assegnati i valori di EL , SP e d . Allo stesso modo, non possono valutarsi in modo univoco i valori dei parametri di lancio EL , SP una volta fissati i parametri di volo T , Z e d .

La variabilità osservata nei valori dei parametri di volo T , Z si ritrova anche nelle componenti del vettore velocità della palla. In figura 10 sono riportati i valori delle componenti v_{0x} e v_{0z} del vettore velocità della v_0 (puntini neri) in corrispondenza del foro di uscita sul piano dello schermo per quelle traiettorie caratterizzate da $EL = 5.7^\circ$ e dai quattro valori di SP che caratterizzano le figure precedenti (30, 35, 40 e 45 mph).

Nella figura 10 è riportato inoltre il valore medio (cerchietto rosso) del vettore velocità per ciascuno dei valori di SP considerati.

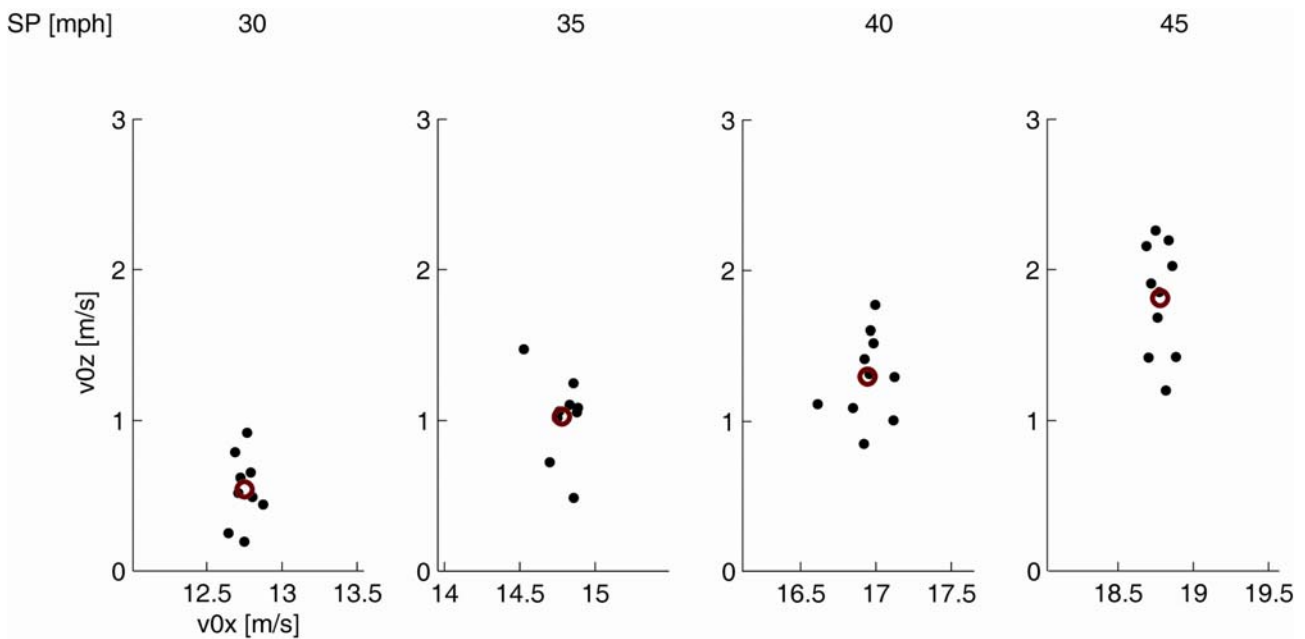


Figure 10: Componenti verticale e orizzontale e valore medio (o) del vettore velocità che caratterizza la palla in corrispondenza del foro di uscita dal piano di lancio per quattro condizioni di lancio caratterizzate dalla stessa elevazione EL ma da differenti velocità SP. Le condizioni illustrate sono le seguenti: EL = 5.7 [gradi], SP = 30, 35, 40 e 45 [mph], d = 0 [m].

Nella tabella 5 sono riportati i valori medi e la deviazione standard delle componenti del vettore velocità nelle stesse condizioni di figura 10

Tabella 5: Valori medi e delle deviazioni standard delle componenti orizzontale e verticale del vettore velocità della palla all'uscita dal piano di lancio per quattro condizioni di lancio caratterizzate dalla stessa elevazione EL ma da differenti velocità SP. Le condizioni illustrate sono le seguenti: EL = 5.7 [gradi], SP = 30, 35, 40 e 45 [mph], d = 0 [m].

EL = 5.7 [gradi]				
SP	30	35	40	45
[miglia/ora]				
v0x [m/s]	13±0.068	15±0.11	17±0.14	19±0.068
v0z [m/s]	0.54±0.23	1±0.27	1.3±0.29	1.8± 0.37

Determinazione dei parametri di lancio in condizioni reali

In condizioni reali, e' quindi impossibile individuare delle relazioni analitiche attraverso le quali descrivere la dipendenza esistente tra le diverse grandezze di interesse. Si deve quindi procedere identificando delle relazioni approssimate, basate su misure sperimentali, della dipendenza media dei parametri di volo T , Z e d della palla, e della loro variabilità, dai parametri di lancio SP e EL . In particolare, la variabilità dei valori dei parametri di lancio, a parità di valori macchina impostati, comporta l'impossibilità di

definire un protocollo con valori della quota di intercettamento Z discreta e quindi la necessità di definire un protocollo ottimizzato per un raggruppamento dei valori di Z in intervalli contigui nella sola fase di analisi dei dati. A tal fine si procede mediante un approccio fenomenologico del problema attraverso il quale individuare delle relazioni approssimate con le quali caratterizzare il comportamento delle grandezze di interesse che per comodità del lettore si riassumono brevemente.

v_0 : vettore velocità che caratterizza la palla appena fuoriesce dalla schermo, cioè non appena diventa visibile agli occhi del soggetto ed alle videocamere Vicon.

T : tempo di volo definito come l'intervallo di tempo che intercorre dal momento in cui la palla attraversa il foro di uscita fino al suo intercettamento.

Z : quota di intercettamento, cioè quota alla quale la palla viene a trovarsi al momento dell'interazione con la mano del soggetto.

d : distanza del soggetto dal piano dello schermo.

v_i : vettore velocità che caratterizza la palla immediatamente dopo l'interazione con i dischi di spinta della macchina.

SP_e, EL_e : valori effettivi rispettivamente dell'intensità del vettore velocità iniziale v_i e dall'anomalia angolare di elevazione che caratterizza la direzione del vettore v_i .

d_{eq} : distanza, lungo l'asse x del riferimento adottato, della posizione all'interno del lanciatore Bola in corrispondenza della quale si considera la velocità iniziale v_i .

I dati che si utilizzano per la stima dei parametri di interesse sono gli stessi utilizzati nella procedura di calibrazione del dispositivo di lancio. Il sistema di acquisizione Vicon registra la traiettoria della palla dal momento in cui questa fuoriesce dallo schermo (ovvero dal momento in cui la palla diventa visibile alle camere del sistema Vicon) fino all'istante di intercettamento, o oltre nel caso l'intercettamento fallisca. Attraverso l'analisi dei dati della registrazione Vicon è possibile quantificare il vettore v_0 , il tempo di volo T e la quota di intercettamento Z . Non si dispone invece dei dati effettivi relativi al vettore velocità iniziale v_i in quanto la palla non è fisicamente visibile dalle camere Vicon. Infatti, oltre a trovarsi dietro lo schermo del dispositivo di lancio, la palla si trova ancora all'interno della macchina Bola, in una posizione subito a valle di quella occupata dalla stessa quando costretta nella gola tra i due dischi di spinta. Allo stesso modo non sono noti i valori effettivi di SP ed EL , ma soltanto quelli impostati via software all'inizio dei diversi lanci. Procediamo per gradi ed andiamo per il momento a caratterizzare le relazioni tra i parametri di interesse per il solo tratto di traiettoria della palla che rientra nel campo di

visibilità del sistema Vicon (palla al di fuori dallo schermo del sistema di lancio). Successivamente andremo a caratterizzare la traiettoria della palla nel tratto di traiettoria a partire dall'interazione con i dischi di spinta del lanciatore fino all'uscita dallo schermo. Questa suddivisione ci permetterà in futuro di poter determinare i parametri di lancio SP ed EL specificando il solo vettore velocità v_0 , in modo da poter fornire al soggetto determinati stimoli visivi associati al moto della palla.

Stima del tempo di volo medio e della quota di intercettazione media in funzione della velocità di uscita della palla dallo schermo

Consideriamo il solo tratto di traiettoria della palla dal momento in cui fuoriesce dallo schermo fino al momento dell'intercettazione, oppure fino all'istante di nostro interesse, ovvero in corrispondenza di un piano verticale parallelo a quello dello schermo del dispositivo di lancio e da questo distante di una quantità pari a d . Per caratterizzare la dipendenza del tempo di volo T e della quota di intercettazione Z dalla velocità iniziale v_0 e dalla distanza d si procede attraverso una approssimazione di tipo polinomiale. Consideriamo le relazioni temporali (3.2.12) che caratterizzano nel vuoto, relativamente al riferimento laboratorio, le componenti x e z della posizione assunta dalla palla durante il suo volo, assumendo come origine dei tempi l'istante in cui la palla fuoriesce dallo schermo, ovvero le seguenti relazioni:

$$\begin{cases} x(t) = v_{0x} t \\ z(t) = z_0 + v_{0z} t - \frac{1}{2} g t^2 \end{cases} \quad (3.5.1.1)$$

Dopo aver percorso la distanza d dallo schermo, il tempo di volo T si scrive come segue:

$$T = x(T)/v_{0x} = d/v_{0x} \quad (3.5.1.2)$$

Sostituendo la (3.5.1.2) nella seconda delle (3.5.1.1) si ha:

$$z(T) = z_0 + v_{0z} d/v_{0x} - \frac{1}{2} g (d/v_{0x})^2 \quad (3.5.1.3)$$

Moltiplicando la (3.5.1.3) per v_{0x}^2 si ha:

$$z(T)v_{0x}^2 = z_0 v_{0x}^2 + v_{0x} v_{0z} d - \frac{g d^2}{2} \quad (3.5.1.4)$$

In base a quest'ultima relazione, dedotta considerando il moto della palla in assenza di attrito, si può pensare, per le reali condizioni di moto (mezzo viscoso), ad uno sviluppo polinomiale non completo di terzo grado, ovvero alla seguente relazione:

$$z(T)v_{0x}^2 = a_1v_{0x}v_{0z}d + a_2v_{0x}^2 + a_3v_{0z}^2 + a_4d^2 + a_5v_{0x}v_{0z} + a_6v_{0x}d + a_7v_{0z}d + a_8v_{0x} + a_9v_{0z} + a_{10}d + a_{11}$$

Se quindi T è il tempo di volo, d la distanza percorsa, allora $z(T)$ rappresenta la quota di intercettamento Z . Quindi:

$$Zv_{0x}^2 = a_1v_{0x}v_{0z}d + a_2v_{0x}^2 + a_3v_{0z}^2 + a_4d^2 + a_5v_{0x}v_{0z} + a_6v_{0x}d + a_7v_{0z}d + a_8v_{0x} + a_9v_{0z} + a_{10}d + a_{11}$$

(3.5.1.5)

Con analogo ragionamento, considerando la relazione (3.5.1.2), si può pensare per il tempo di volo T , ad uno sviluppo polinomiale del secondo grado:

$$Tv_{0x} = b_1v_{0x}^2 + b_2v_{0z}^2 + b_3d^2 + b_4v_{0x}v_{0z} + b_5v_{0x}d + b_6v_{0z}d + b_7v_{0x} + b_8v_{0z} + b_9d + b_{10}$$

(3.5.1.6)

Dai valori del tempo di volo T , della quota di intercettamento Z , della distanza d e delle componenti v_{0x} e v_{0z} della velocità v_0 della palla all'uscita dallo schermo, valutati attraverso l'analisi dei dati delle traiettorie registrate del volo della palla, è possibile quantificare i coefficienti dei due polinomi (3.5.1.5) e (3.5.1.6). Una volta noti i valori dei coefficienti dei due polinomi si è allora in grado di determinare i valori del tempo di volo \hat{T} e della quota di intercettamento \hat{Z} per qualsiasi valore assunto dalle componenti v_{0x} e v_{0z} del vettore velocità v_0 e della distanza d . In tabella 7 sono riportati i valori ottenuti per i coefficienti dei due polinomi in T ed in Z , mentre le figure 11 e 12 riportano l'andamento del tempo di volo \hat{T} e della quota di intercettamento \hat{Z} considerando le approssimazioni polinomiali (3.5.1.5) e (3.5.1.6) per valori delle componenti v_{0x} e v_{0z} compresi, rispettivamente, nell'intervallo $8 \div 18$ m/s e nell'intervallo $1 \div 4$ m/s.

Tabella 7: Valori dei coefficienti e dell'errore quadratico medio degli sviluppi polinomiali del tempo di volo T e della quota di intercettazione Z in funzione delle componenti del vettore velocità v_0 e della distanza d.

Coefficienti polinomio in Z		R^2	Coefficienti polinomio in T		R^2
a_1	1.3725		0.98	b_1	
a_2	1.5396	b_2		0.0227	
a_3	-0.7763	b_3		0.0458	
a_4	-9.5574	b_4		0.0039	
a_5	-1.4690	b_5		-0.0041	
a_6	-0.3336	b_6		0.0112	
a_7	-5.2569	b_7		-0.0816	
a_8	7.0602	b_8		-0.1983	
a_{19}	25.4083	b_9		0.8707	
a_{10}	40.4860	b_{10}		1.0125	
a_{11}	-136.0142				

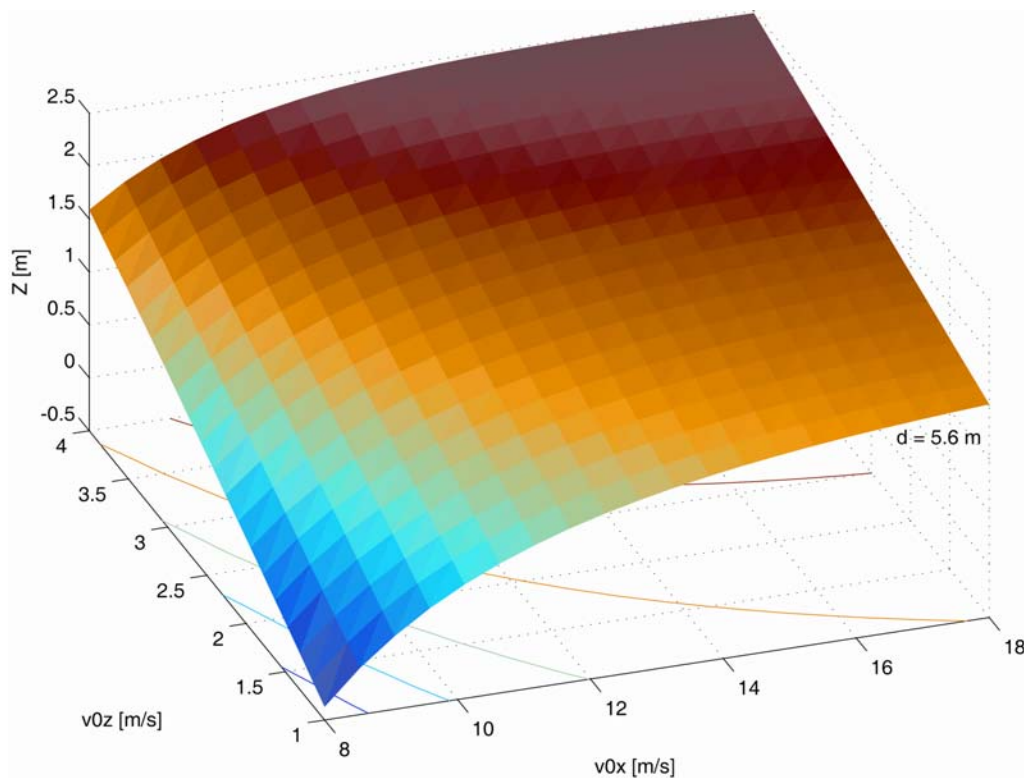


Figura 11: Andamento della quota di intercettazione Z in funzione delle componenti v_{0x} e v_{0z} del vettore velocità che caratterizza la palla in corrispondenza del piano di lancio così come dedotto dall'approssimazione attraverso il polinomio non completo di terzo grado espresso dalla (3.5.1.5). La distanza alla quale sono stati calcolati i valori è $d = 5.6$ m.

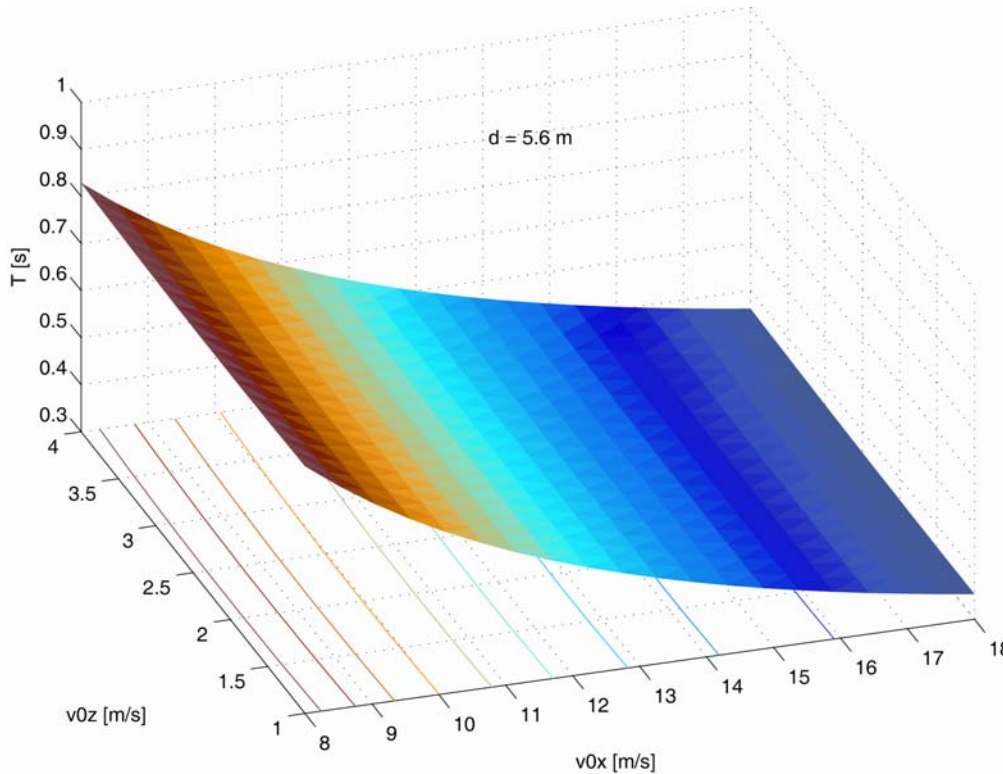


Figura 12: Andamento del tempo di volo T in funzione delle componenti v_{0x} e v_{0z} del vettore velocità che caratterizza la palla in corrispondenza del piano di lancio così come dedotto dall'approssimazione attraverso il polinomio di secondo grado espresso dalla (3.5.1.6). La distanza alla quale è stata calcolata è $d = 5.6$ m

Stima dei parametri di lancio in funzione della velocità di uscita della palla dallo schermo

Consideriamo ora il tratto di traiettoria descritta dalla palla durante il suo volo a partire dall'istante in cui acquista la velocità iniziale v_i fino all'istante in cui attraversa lo schermo del dispositivo di lancio. Si vuole caratterizzare la dipendenza dei parametri effettivi di lancio SP ed EL , indicati come SP_e ed EL_e , dal vettore velocità iniziale v_0 .

Ricordiamo che l'elevazione EL_e indica l'elevazione effettiva una volta operata la correzione attraverso il valore EL_{offset} .

Per prima cosa è necessario caratterizzare le relazioni tra le componenti del vettore velocità v_0 in corrispondenza del piano di lancio e le componenti del vettore velocità iniziale v_i che caratterizza la palla subito dopo l'interazione con i dischi di spinta della macchina Bola. Successivamente si passerà alle relazioni geometriche che legano le componenti del vettore velocità v_{ix} e v_{iz} ai parametri di lancio SP_e ed EL_e .

Consideriamo le relazioni tra le componenti del vettore v_0 e quelle del vettore v_i . Si parte nuovamente dalle relazioni che esprimono l'andamento temporale delle componenti

della traiettoria in un mezzo non viscoso (vuoto). Considerando come origine dei tempi l'istante in cui la palla acquista velocità v_i , il tempo intercorso dopo aver coperto la distanza d_{eq} , ovvero la distanza sull'asse x_L del riferimento laboratorio che separa la posizione in corrispondenza della quale la palla acquista la velocità v_i dal piano di lancio, risulta:

$$T = \frac{d_{eq}}{v_{ix}} \quad (3.5.2.1)$$

Per la componente v_{0x} può scriversi:

$$v_{0x} \cong v_{ix} \quad (3.5.2.2)$$

mentre per la componente v_{0z} , considerando la (3.5.2.1) si può scrivere:

$$v_{0z} \cong v_{iz} - \frac{gd_{eq}}{v_{ix}} \Rightarrow v_{0z}v_{ix} \cong v_{iz}v_{ix} - gd_{eq} \quad (3.5.2.3)$$

Sostituendo la (3.5.2.2) nella (3.5.2.3) si ha:

$$v_{0z} \cong v_{0x}v_{iz} - gd_{eq} \quad (3.5.2.4)$$

Esplicitando la (3.5.2.2) rispetto a v_{ix} e la (3.5.2.4) rispetto al prodotto $v_{iz}v_{0x}$ si hanno le seguenti relazioni:

$$v_{ix} \cong v_{0x} \quad (3.5.2.5)$$

$$v_{iz}v_{0x} \cong v_{0z} + gd_{eq} \quad (3.5.2.6)$$

Relativamente alla componente orizzontale v_{0x} si può quindi considerare un'approssimazione secondo uno sviluppo polinomiale di primo grado nella variabile v_{ix} e scrivere:

$$v_{ix} = c_1v_{0x} + c_2 \quad (3.5.2.7)$$

mentre per la componente v_{iz} si può considerare un'approssimazione polinomiale del secondo grado nelle variabili v_{0x} e v_{0z} , e scrivere:

$$v_{iz}v_{0x} = d_1v_{0x}v_{0z} + d_2v_{0x}^2 + d_3v_{0z}^2 + d_4v_{0x} + d_5v_{0z} + d_6 \quad (3.5.2.8)$$

Ricordando inoltre le relazioni che legano le componenti v_{ix} e v_{iz} del vettore velocità v_i ai parametri di lancio effettivi SP_e ed EL_e , ovvero le relazioni

$$v_{ix} = SP_e \cos(EL_e)$$

$$v_{iz} = SP_e \sin(EL_e)$$

è possibile passare alla dipendenza dei parametri di lancio effettivi SP_e ed EL_e dalla velocità v_0 . Una volta noti i coefficienti dei due polinomi che approssimano detta dipendenza, si è in grado quindi di determinare i valori dei parametri di lancio \hat{SP}_e e \hat{EL}_e per qualsiasi valore delle componenti del vettore v_0 , e viceversa. La figura 13 mostra l'andamento delle due componenti del vettore velocità v_0 secondo l'approssimazione sopra descritta in funzione dei valori dei parametri di lancio SP_e ed EL_e .

Tabella 8: Valori dei coefficienti e dell'errore quadratico medio degli sviluppi polinomiali delle componenti orizzontale e verticale del vettore velocità v_0 in funzione delle componenti del vettore velocità v_i .

Coefficients polinomio in v_{0x}		R^2	Coefficients polinomio in v_{0z}		R^2
c_1	0.4051	0.99	d_1	0.5031	0.89
c_2	0.5375		d_2	0.0161	
			d_3	-0.0140	
			d_4	-1.4715	
			d_5	-1.7596	
			d_6	13.0100	

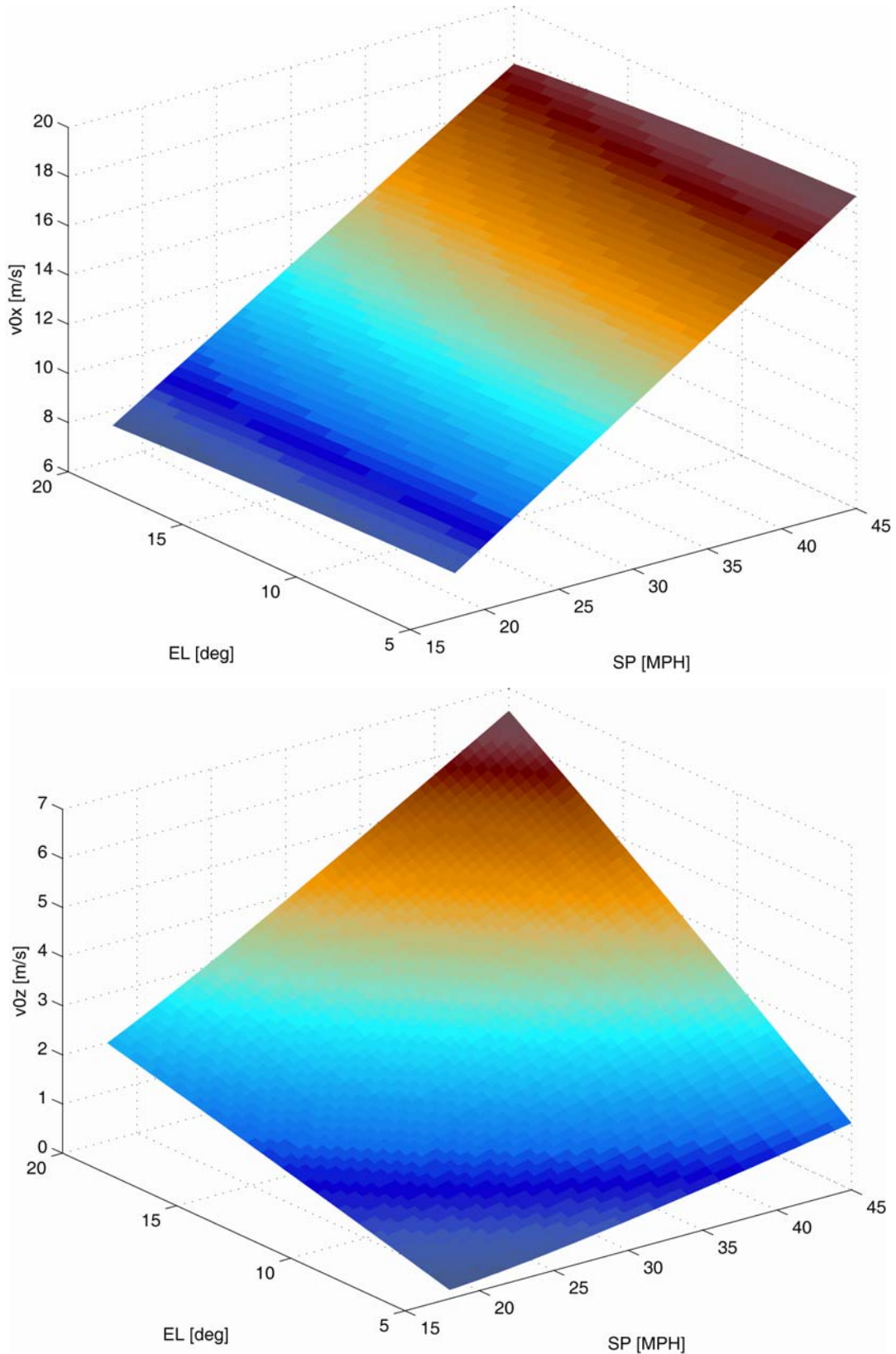


Figura 13: Andamento delle componenti v_{0x} e v_{0z} del vettore velocità che caratterizza la palla in corrispondenza del piano di lancio in funzione dei parametri di lancio SP ed EL così come dedotto dall'approssimazione attraverso i polinomi di primo e di secondo grado.

Attraverso i polinomi approssimanti (3.5.2.7) e (3.5.2.8) siamo quindi in grado di identificare i valori dei parametri di lancio SP_e ed EL_e qualsiasi siano i valori delle componenti v_{0x} e v_{0z} del vettore velocità v_0 . In tal modo possiamo controllare anche lo stimolo visivo associato alle caratteristiche cinematiche del moto della palla nell'istante in cui il soggetto vede comparire la palla dal foro di uscita dello schermo. Questo controllo sarà utile nel momento in cui si vorrà indagare sulle informazioni sensoriali impiegate dal soggetto per organizzare la risposta motoria finalizzata all'intercettazione.

Stima della variabilità del tempo di volo, della quota di intercettazione, in funzione dei parametri di lancio

In modo analogo a quanto descritto per il tempo di volo T e per la quota di intercettazione Z , si procede con il caratterizzare l'andamento delle deviazioni standard dei due parametri di volo, in funzione dei valori effettivi dei parametri di lancio SP_e ed EL_e . Le figure 14 e 15 mostrano l'andamento dei valori delle deviazioni standard relative al tempo di volo T ed alla quota di intercettazione Z ottenuti da un'approssimazione polinomiale secondo la logica delineata nel paragrafo 3.5.1.

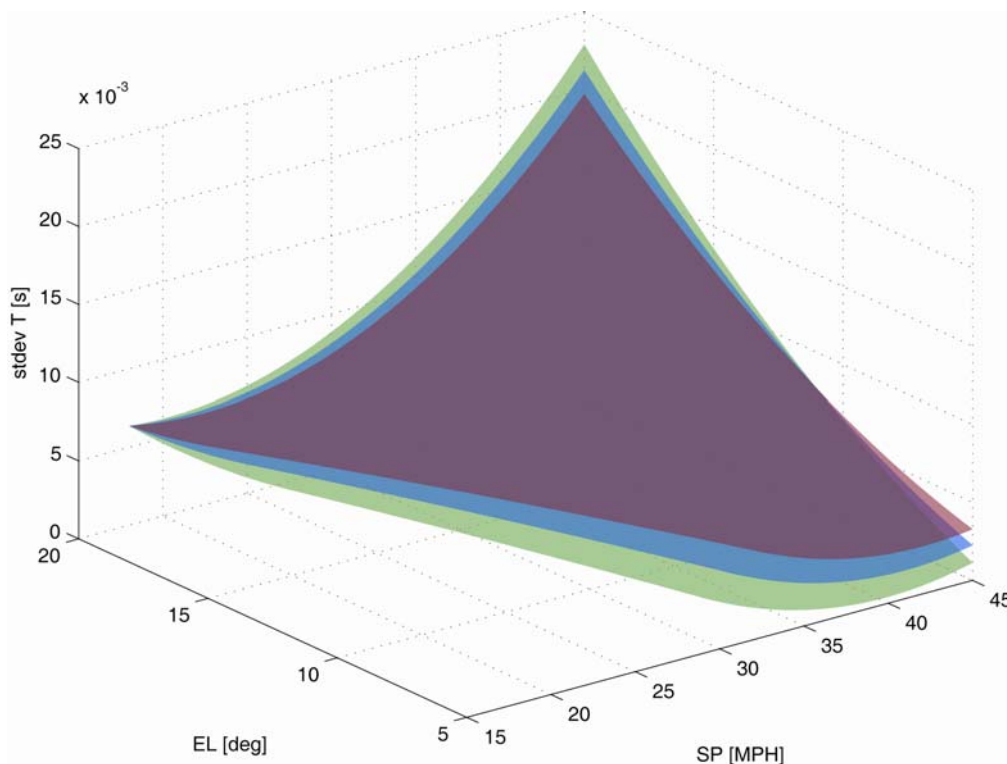


Figura 14: Andamento della deviazione standard del tempo di volo T in funzione dei valori dei parametri di lancio SP [Mph] ed EL [gradi].

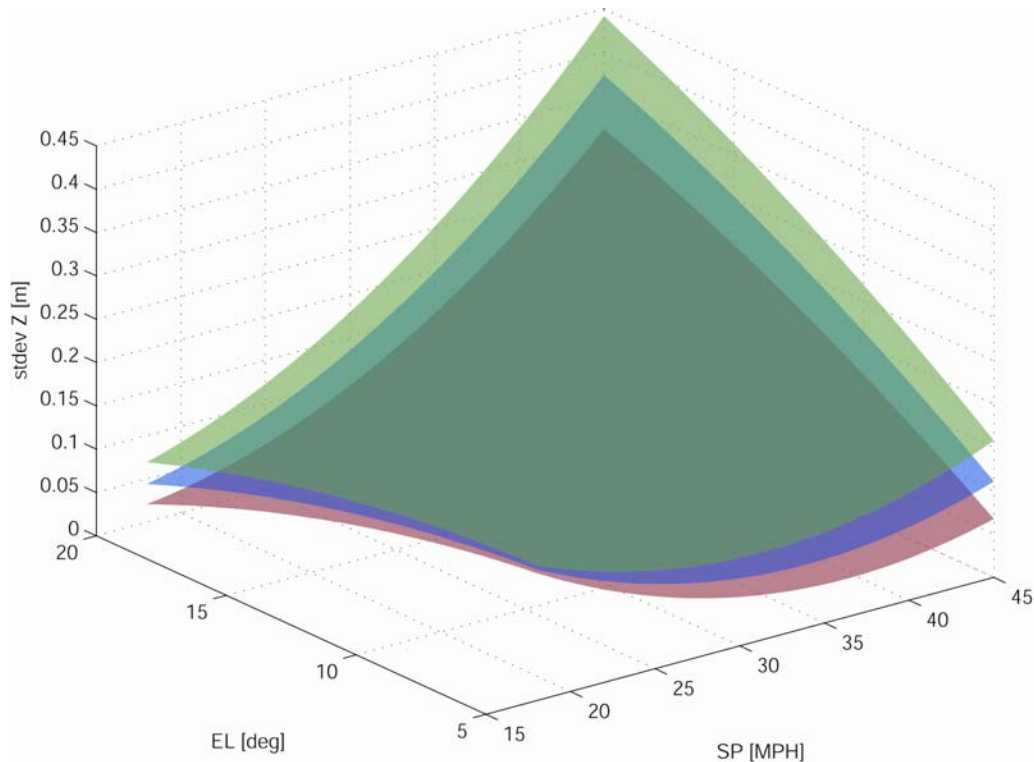


Figura 15: Andamento della deviazione standard della quota di intercettazione Z in funzione dei valori dei parametri di lancio SP [Mph] ed EL [gradi]

I valori della variabilità associata ai parametri di volo T e Z sarà utilizzata per caratterizzare i valori medi ottenuti nella ricostruzione degli stessi attraverso le approssimazioni polinomiali

Riformulazione della procedura di selezione dei valori dei parametri di lancio da utilizzare nel protocollo sperimentale

Il nostro obiettivo, come detto in precedenza, almeno in questa fase iniziale, consiste nel caratterizzare la cinematica e l'attività elettromiografica associata a movimenti del braccio finalizzati all'intercettazione di una palla in volo. Per ottenere risposte motorie con tempi ed ampiezze di movimento differenti è necessario poter agire sulle caratteristiche di volo della palla al fine di variarne, a distanze variabili d dal piano di lancio, l'altezza presunta di intercettazione Z ed il tempo di volo T . Abbiamo visto che le condizioni reali di volo della palla comportano, per una data distanza d dallo schermo del dispositivo di lancio e per una assegnata coppia di valori dei parametri di lancio SP_e ed EL_e , una variabilità nei valori dei parametri di volo T , Z , e quindi l'impossibilità di associare, per una data terna di valori d , SP_e ed EL_e , valori univoci per i parametri di volo T , Z e viceversa. Rinunciando quindi ad avere una corrispondenza biunivoca tra i valori dei parametri di lancio SP_e ed EL_e ed i valori dei parametri di volo T , Z e d , si decide di

operare adottando come valori di riferimento i valori medi del tempo di volo T e della quota di intercettamento Z . La procedura seguita per individuare i valori dei parametri di lancio SP_e ed EL_e a partire dai parametri di volo medi desiderati T , Z e d , si descrive di seguito passo dopo passo. Riferendoci alla sessione di lanci eseguita per la calibrazione del dispositivo di lancio, per individuare i valori SP_e ed EL_e corrispondenti ai valori dei parametri T , Z e d desiderati si procede come segue (vedere anche figura 22):

Si fissano i valori di interesse relativi ai tempi di volo T , della quota di intercettamento Z e della distanza d e si individuano i corrispondenti vettori velocità \hat{v}_0 facendo ricorso ai polinomi che legano \hat{T} e \hat{Z} a v_0 .

Una volta ottenuti i valori di \hat{v}_0 si ricercano i corrispondenti valori \hat{SP}_e e \hat{EL}_e utilizzando l'approssimazione polinomiale che lega i parametri di lancio alla velocità v_0 .

Dato che SP può assumere soltanto valori discreti all'interno dell'intervallo dei valori di funzionamento, i valori \hat{SP}_e poco sopra ottenuti si approssimano al valore intero più vicino.

Ottenute quindi le coppie dei valori \hat{SP}_e e \hat{EL}_e si procede calcolando il vettore velocità \hat{v}_0 corrispondente utilizzando il polinomio di approssimazione che lega la velocità v_0 ai parametri di lancio.

Dai valori di \hat{v}_0 si passa ai corrispondenti valori dei tempi di volo, \hat{T} ed alle quote di intercettamento \hat{Z} utilizzando i polinomi di approssimazione che legano i parametri di volo T e Z al vettore velocità v_0 .

Si utilizza l'andamento della deviazione standard di T e Z secondo i polinomi approssimanti che legano dette grandezze ai parametri di lancio \hat{SP}_e e \hat{EL}_e per caratterizzare la distribuzione dei valori ottenuti delle grandezze di interesse.

Alla fine di questa procedura, assegnati i valori del tempo di volo T , della quota di intercettamento Z e delle distanze d , siamo in grado di identificare i valori delle quote di intercettamento medie effettive \hat{Z} che dovremmo aspettarci ed i corrispondenti valori SP_e ed EL_e da impostare rispettivamente per il controllo della velocità di rotazione dei dischi di spinta della macchina Bola e per il controllo del dispositivo di lancio.

La procedura precedente viene riassunta schematicamente dal diagramma di figura

16.

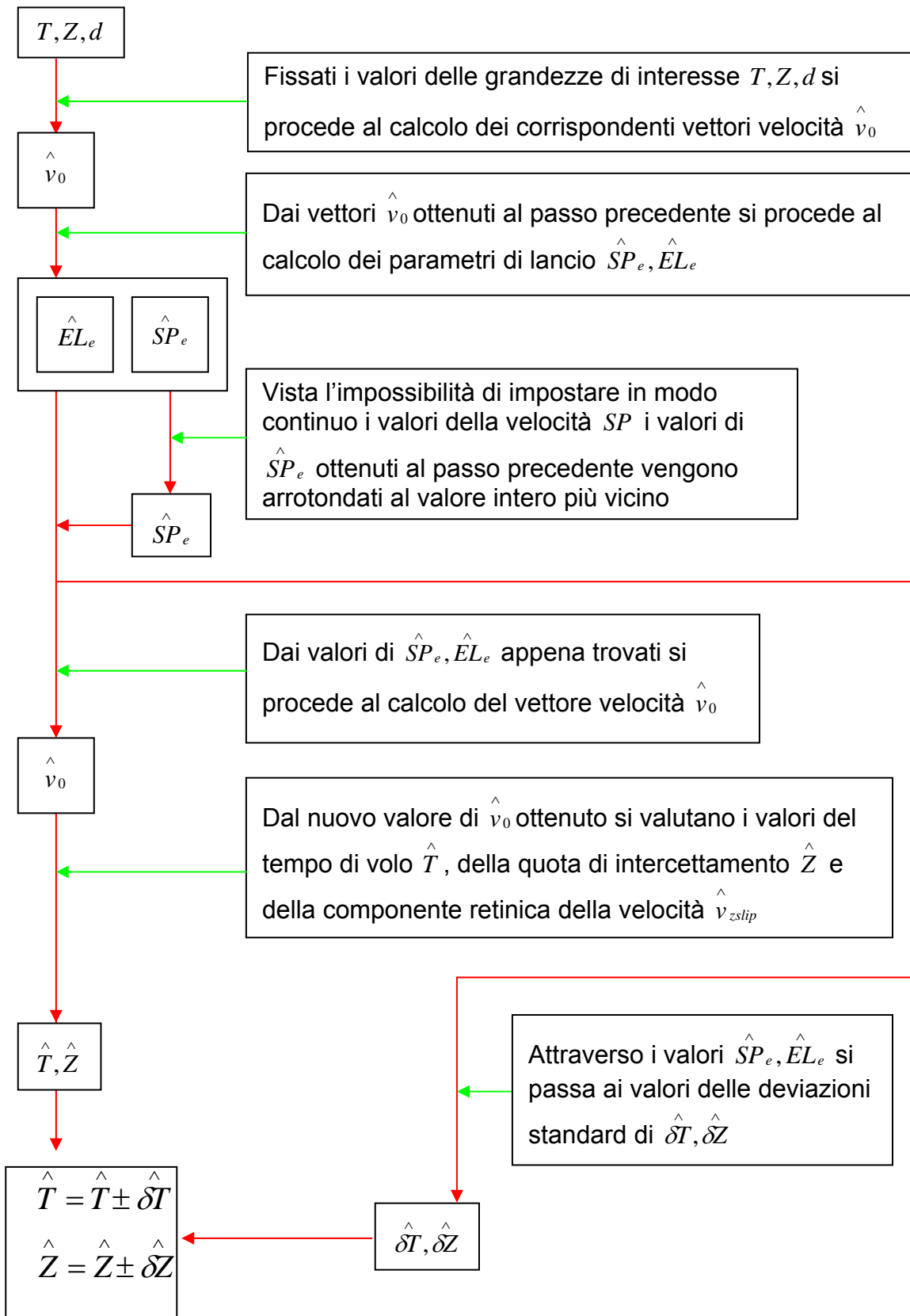


Figura 16: Diagramma che riassume la procedura seguita per dedurre i valori delle grandezze di interesse da utilizzare nelle sessioni sperimentali. Si parte da valori ragionevoli della terna T , v_{zslip} e d per quantificare, in base alle caratteristiche di volo della palla, i valori corrispondenti che possono ottenersi con il dispositivo di lancio utilizzato.

Capitolo V: Caratteristiche della cinematica e delle attivazioni muscolari del braccio nell'intercettamento di palle in volo nello spazio tridimensionale

Introduzione

Per afferrare un oggetto in movimento, caratterizzato da una cinematica tale da richiedere un tempo di esecuzione relativamente breve, è necessario, come conseguenza del ritardo sensorimotorio, operare una predizione della posizione e del tempo in cui realizzare l'intercettamento, ovvero determinare in anticipo il dove ed il quando l'intercettamento avrà luogo.

E' evidente che il SNC per elaborare e promuovere una risposta motoria faccia ricorso a tutte le possibili fonti di informazione a sua disposizione. Le prime informazioni su cui il SNC possa basare lo sviluppo dell'appropriato programma motorio derivano dalla modalità visiva. Le caratteristiche cinematiche del moto dell'oggetto accessibili attraverso l'informazione visiva sicuramente rappresentano una base essenziale su cui costruire la risposta motoria. Ma queste informazioni sono sufficienti per sviluppare il programma motorio necessario per l'intercettamento, oppure è necessario integrarle con altre come quelle associate alle azioni a cui l'oggetto con cui interagire è soggetto durante il suo moto?

Secondo un approccio ecologico al problema dell'interazione con oggetti in movimento, si ritiene possibile che l'informazione necessaria per il coordinamento visomotorio sia tutta disponibile attraverso la modalità visiva [104]. Lee [105] ha mostrato che per un oggetto in movimento caratterizzato da una velocità uniforme, il TTC, ovvero il tempo dall'istante del contatto, è direttamente specificato dalla variabile ottica τ definita come l'inverso della variazione della dimensione dell'immagine retinica. Lee ha ipotizzato che le risposte motorie erano associate ad uno specifico valore della variabile τ , indicato con τ_m , in altre parole le risposte motorie avevano inizio quando la variazione della dimensione dell'immagine retinica raggiungeva uno specifico valore.

Questa ipotesi è stata testata da Savelsbergh nel caso specifico di intercettamento di una palla. Savelsbergh e collaboratori [106] hanno confrontato lanci frontali condotti utilizzando una palla piccola, una palla grande ed una palla che modificava la propria dimensione da grande a piccola. Nel suo studio Savelsbergh ha trovato che i soggetti modificavano l'ampiezza e la tempistica dell'apertura della mano in funzione della dimensione apparente della palla. Ha inoltre studiato il tempo di inizio dell'attività elettromiografica in diversi muscoli del braccio durante lanci frontali condotti con velocità

differenti [107]. Ha trovato che il tempo di inizio dell'attività muscolare rimaneva costante rispetto al contatto indipendentemente dalla velocità di movimento, indicando in questo modo l'esistenza di un prefissato valore τ_m .

Lee [108] ha suggerito che il controllo di azioni che devono rispettare una data tempistica potrebbe non richiedere conoscenze oltre il primo ordine, che è il livello che richiede la misura della variazione della dimensione dell'immagine retinica. Questo eviterebbe il problema di valutare derivate temporali di ordine superiore relative al moto osservato. Secondo questa ipotesi il sistema visomotorio dipenderebbe sempre dall'informazione fornita dalla variazione della dimensione dell'immagine retinica; inoltre questa ipotesi assume un approccio all'oggetto in movimento con velocità costante e associa le risposte motorie ad un prestabilito valore di τ .

Quando però il moto dell'oggetto passa da uniforme ad uniformemente accelerato, come ad esempio nella caduta di un grave, la variabile ottica τ risulterebbe insufficiente perché il compito motorio si concluda con successo, in quanto fornirebbe una sovrastima del TTC. Sotto tali condizioni, ovvero di moto accelerato, l'ipotesi τ fornisce predizioni errate.

Questa predizione è stata testata in una serie di studi [109-111] nei quali è stato dimostrato che le risposte motorie non sono basate sulla variabile τ ma su di una più accurata stima del TTC che coinvolge la distanza d tra il punto di osservazione del soggetto e l'oggetto in movimento, la velocità istantanea dell'oggetto e l'accelerazione di gravità. Secondo questi studi l'informazione visiva viene integrata dalla conoscenza delle azioni alle quali l'oggetto con cui interagire è soggetto.

Questo riassume l'essenza dell'approccio costruttivista al problema del controllo del movimento, che prevede la presenza nel nostro cervello di una rappresentazione più o meno accurata del mondo esterno in cui interagiamo, e che l'accelerazione gravitazionale risulta una grandezza internalizzata [110, 112, 113].

Studi recenti hanno mostrato che l'informazione visiva non è sufficiente nel promuovere risposte motorie con tempistiche adeguate per intercettare oggetti in caduta verticale [114] ed ancora che in presenza di ambienti a gravità alterata (microgravità) la risposta motoria osservata è risultata compatibile con un modello interno della gravità terrestre [115].

Gran parte degli studi di laboratorio fin qui condotti, nell'intento di identificare la natura dell'informazione che determina l'inizio ed il coordinamento della preattivazione dei muscoli reclutati in azioni di prensione di un palla in movimento, hanno ridotto la

complessità del compito di intercettazione concentrando la propria attenzione sulla sola componente predittiva temporale, rimuovendo l'incertezza associata a quella spaziale, normalmente associata alle azioni di intercettazione, adottando per l'oggetto con cui interagire una traiettoria nota a priori, come ad esempio la semplice traiettoria di un grave lasciato cadere da differenti altezze (moto rettilineo uniformemente accelerato), oppure di vincolare il movimento del bersaglio e/o della mano nello spazio [116-120] o ancora di un oggetto (virtuale) in movimento su di un piano [121, 122].

Sebbene quindi vi sia evidenza del fatto che il SNC non si basi esclusivamente sull'informazione visiva per tale calcolo predittivo ma utilizzi la conoscenza di invarianti fisici quali l'accelerazione gravitazionale, tale evidenza è stata prodotta in condizioni sperimentali particolari, come l'intercettazione di oggetti in caduta verticale, quindi caratterizzati da percorso noto.

Dunque le modalità attraverso le quali il SNC riesce a promuovere gli appropriati movimenti del braccio integrando le informazioni visive delle caratteristiche di volo di un oggetto nello spazio tridimensionale, ad esempio di una palla, con una conoscenza a priori della gravità e delle forze aerodinamiche offerte dall'aria sulla palla in movimento non sono state ancora chiarite.

Mentre sono stati condotti numerosi studi sulla caratterizzazione della cinematica del braccio e dell'attività muscolare associate all'intercettazione di palle lasciate cadere verticalmente (moto rettilineo) [110, 114], non altrettanto può dirsi per la cinematica e l'attività dei muscoli del braccio reclutati durante movimenti di intercettazione di una palla in volo con traiettorie nello spazio tridimensionale [107, 123, 124].

In questo ultimo studio della presente tesi abbiamo studiato, per la prima volta, movimenti di intercettazione di una palla in volo nello spazio tridimensionale in condizioni naturalistiche ma con caratteristiche cinematiche controllate.

Per investigare sulle strategie di controllo adottate dal SNC abbiamo registrato la cinematica del braccio e l'attività elettromiografica dei muscoli del braccio e della spalla durante l'intercettazione di palle lanciate da un dispositivo appositamente realizzato attraverso il quale le caratteristiche delle traiettorie emergenti sono state sistematicamente variate. Le traiettorie della palla sono state registrate, allo stesso modo della cinematica del braccio, con un sistema di acquisizione di movimento.

Metodi

Abbiamo investigato i cambiamenti nei profili di attivazione muscolare dei muscoli della spalla e del braccio riscontrati durante i movimenti di intercettazione di una palla in volo a partire da una stessa posizione iniziale (braccio disteso lungo il fianco con il palmo della mano rivolto verso la gamba).

Abbiamo registrato l'attività elettromiografica di molti muscoli del braccio e della spalla ed acquisito la cinematica del braccio, del tronco e della mano impiegata per intercettare la palla (Tabella dei muscoli).

Tabella1: Lista dei muscoli registrati e dei corrispondenti canali di acquisizione

Channel	Muscle
1	LatDors
2	TeresMaj
3	InfraSp
4	TrapInf
5	TrapMid
6	TrapSup
7	PectClav
8	PectLow
9	DeltA
10	DeltM
11	DeltP
12	BicShort
13	BicLong
14	BraInt
15	BracExt
16	PronTeres
17	BrRad
18	TrLat
19	TrLong
20	TrMed
21	FCR (Flexor Carpi Radialis)
22	FCU (Flexor Carpi Ulnaris)
23	ECR (Extensor Carpi Radialis)
24	ECU (Extensor Carpi Ulnaris)

Apparato e protocollo sperimentale

L'apparato sperimentale, descritto nel precedente capitolo, ed in dettaglio, nella Appendice A, consiste di una struttura automatizzata in grado di posizionare un lanciatore da allenamento cricket (Bola Professional Cricket Bowling Machine, Stuart and Williams, Bristol, UK), secondo opportune configurazioni nello spazio tridimensionale, e di variare le traiettorie emergenti della palla e quindi, in modo sistematico, e per una data distanza d , il tempo di volo T e la quota di intercettazione Z .

La variazione del tempo di volo T e della quota di intercettazione Z sono stati fatti variare, compatibilmente con le capacità di intercettazione di un soggetto medio sano, senza particolari attitudini fisiche, al fine di modificare la tempistica e la cinematica della risposta motoria prodotta.

La struttura automatizzata è stata completamente nascosta alla vista del soggetto mediante l'interposizione di uno schermo dallo sviluppo orizzontale e verticale rispettivamente di 4 m e di 3 m, solidale alla struttura stessa, costituito da una serie di pennellature in poliuretano ad alta densità di colore bianco, montate su di un telaio articolato. Lo schermo del dispositivo di lancio ha costituito la compagine visiva frontale delle sessioni sperimentali.

Attraverso opportuni snodi posti sui tratti del telaio secondario è stato possibile contenere gli ingombri dell'intero dispositivo di lancio, condizione questa necessaria per il suo trasporto in sicurezza e per lo svolgimento delle operazioni di manutenzione.

Otto soggetti destrimani (sei maschi e due femmine, con un'età compresa tra i 22 ed i 47 anni) hanno partecipato alle sessioni sperimentali dopo aver accettato e sottoscritto il modulo di consenso informato. Tutti i protocolli sperimentali sono conformi a quanto stabilito nella Dichiarazione di Helsinki sull'impiego di soggetti umani nel campo della ricerca.

Tabella 2: Parametri di volo e di lancio dedotti per la sessione sperimentale del soggetto 5

	T [s]	Z [m]	d [m]	SP [mph]	EL [deg]
16	0.737	1.922	6.000	25	25.6
7	0.660	1.245	5.400	23	17.4
13	0.760	1.261	5.400	21	24.5
1	0.548	1.342	5.400	27	11.5
4	0.548	1.809	6.000	31	14.1
10	0.649	1.804	6.000	27	19.4
14	0.762	1.763	5.400	22	29.4
2	0.560	1.749	5.400	27	16.2
5	0.549	1.364	6.600	34	9.1
8	0.655	1.779	5.400	24	22.3
11	0.654	1.290	6.600	29	13.5
17	0.752	1.291	6.600	26	18.8
12	0.647	1.793	6.600	30	17.0
15	0.738	1.411	6.000	24	21.4
6	0.557	1.745	6.600	34	12.4
9	0.655	1.284	6.000	26	15.3
18	0.747	1.805	6.600	27	22.4
3	0.556	1.313	6.000	30	10.3

Abbiamo istruito i partecipanti sulle modalità dell'esperimento ed abbiamo dato indicazioni sulle tre distanze d a cui portarsi rispetto al piano di lancio, ovvero rispetto al piano dello schermo del dispositivo di lancio, in corrispondenza delle quali eseguire i movimento di intercettamento.

Per ciascuna delle tre distanze d ($5.4m$, $6m$ e $6.6m$), le caratteristiche cinematiche della palla, conferite attraverso il dispositivo di lancio, sono state opportunamente modulate in modo da avere tre differenti valori medi per il tempo di volo T ($550ms$, $650ms$ e $750ms$) e due valori medi per la quota di intercettamento Z ($1.3m$ e $1.8m$).

I lanci caratterizzati dagli stessi parametri di volo sono stati raggruppati in blocchi e ciascun blocco presentato al soggetto in modo casuale. Il numero di blocchi per ciascun soggetto è stato per tutti i soggetti pari a diciotto, ovvero tre differenti distanze d , per tre differenti tempi di volo T e per due diverse quote di intercettamento Z ($3 \times 3 \times 2$).

Il numero di lanci per ciascun blocco è stato di 10 per tutti i soggetti, tranne che per un soggetto per il quale ciascun blocco è risultato composto da 15 lanci (soggetto 3).

Ciascuna sessione sperimentale ha sempre avuto inizio con una prima fase, detta di familiarizzazione, composta da due differenti blocchi di lanci (da 20 a 30 lanci per soggetto).

In base a prove preliminari condotte durante le diverse fasi di messa a punto del dispositivo di lancio, ci si è resi conto da subito che il compito motorio richiesto, nell'intervallo delle velocità della palla e delle altezze di intercettamento di nostro interesse richiedeva una notevole concentrazione ed attenzione, non risultava particolarmente difficile da eseguire, avendo testato il comportamento di persone reclutate all'interno dei laboratori di ricerca stessi con abilità fisiche differenti, dal più sportivo al più sedentario. In base a quanto evidenziato da questi test preliminari si è ritenuto opportuno limitare la fase di familiarizzazione ad un numero massimo di 30 lanci, e questo per contenere la durata complessiva di ciascuna sessione sperimentale, evitando di affaticare i partecipanti ed arrivare alla fine dell'esperimento con soggetti stanchi e non più in grado di esprimersi al loro meglio, alterando la performance complessiva dell'intera sessione.

Ciascun lancio è stato identificato da tre differenti indici riferiti ai parametri di lancio adottati per la sua esecuzione. L'indice iT si riferisce al tempo di volo T , ed assume i valori 1, 2 e 3; l'indice iZ si riferisce alla quota di intercettamento Z ed assume i valori 1 e 2; l'indice id si riferisce alla distanza di intercettamento d , e come il tempo di volo T , assume i valori 1, 2 e 3. Pertanto, i lanci condotti adottando, ad esempio, il tempo di volo

$T = 650ms$, la quota di intercettamento $Z = 1.3m$ alla distanza $d = 6.9m$ sono tutti identificati dalla terna di indici $id = 3$, $iT = 2$ e $iZ = 1$.

Come detto, i soggetti hanno eseguito blocchi di movimenti di intercettamento, disposti in postura eretta frontalmente al piano dello schermo del dispositivo di lancio, a tre differenti distanze d , con il braccio utilizzato per l'intercettamento nella sua configurazione di partenza. Una volta raggiunto il braccio questa postura di partenza, il trial poteva aver inizio. L'inizio di ciascun trial è stato sempre scandito da un segnale di *partenza* (suono generato dal computer) dopo il quale, a discrezione dello sperimentatore, ma entro un intervallo di tempo pari 5 s, la palla veniva manualmente introdotta nel lanciatore Bola e lanciata verso il soggetto. Lo sperimentatore variava il ritardo tra il segnale acustico e l'istante del rilascio della palla nella macchina bola per rendere meno predicabile l'istante di lancio. Per variare i parametri di volo T e Z , per ciascuna delle tre distanze d di interesse, e quindi per modificare la tempistica e la cinematica del movimento, il lanciatore Bola veniva movimentato via software dalla postazione di controllo dello sperimentatore, in modo da produrre delle traiettorie della palla compatibili con i valori di T e Z desiderati. Ai soggetti non è stata fornita alcuna indicazione sulla tipologia di lancio che avrebbero dovuto intercettare. In base quindi alle caratteristiche cinematiche della palla emergente dal foro dello schermo, ed in base alla conoscenza delle azioni presenti sulla palla, i soggetti erano liberi di iniziare il movimento di intercettamento senza vincoli imposti, se non l'unico, proprio dell'esperimento, di muoversi in tempo perché l'intercettamento avesse luogo.

Il raggruppamento dei lanci in blocchi distintivi, come in precedenza detto, ha interessato i valori medi dei parametri di lancio T e Z , in quanto la variabilità intrinseca del dispositivo di lancio e quella associata agli effetti aerodinamici hanno dato luogo a traiettorie della palla differenti a parità di condizioni di lancio EL e SP .

Calibrazione dei parametri di lancio della palla

Per poter variare sistematicamente i parametri di volo della palla attraverso il dispositivo di lancio, è stato necessario caratterizzare la cinematica della palla utilizzata nei nostri esperimenti. Questo perché le condizioni di funzionamento reale del lanciatore, le caratteristiche della palla utilizzata ed anche l'azione offerta dall'aria, comportano una certa variabilità nelle traiettorie emergenti. È stato necessario eseguire delle sessioni di lanci al fine di estrapolare il comportamento della palla e di individuare delle relazioni

attraverso le quali identificare i parametri di lancio EL e SP da impostare sul dispositivo di lancio per ottenere, alle distanze d di interesse, i desiderati parametri di volo T e Z .

I parametri di lancio EL e SP sono stati ottenuti facendo ricorso ad un'approssimazione polinomiale (vedere capitolo 4).

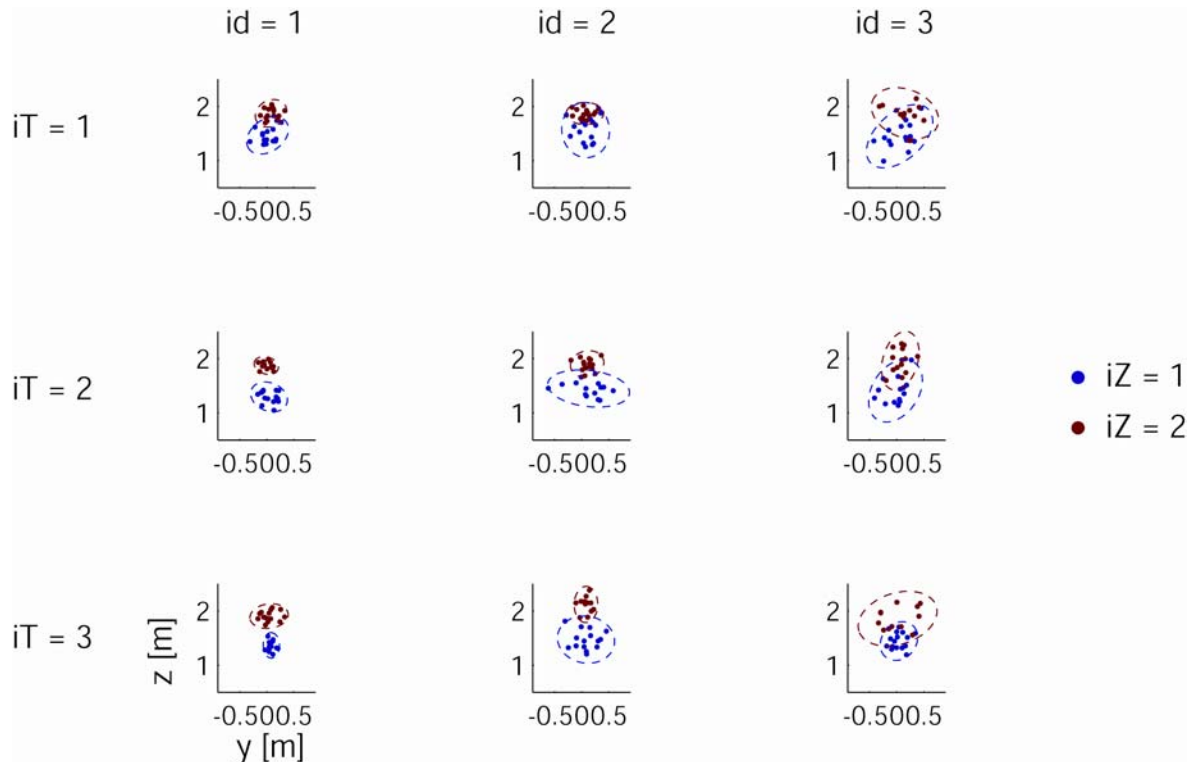


Figura 3: Distribuzione dell'intersezione delle traiettorie della palla con il piano frontale del soggetto 3 per i tre tempi di volo T , per le due quote di intercettazione Z e per le 3 distanze d

La figura 1 illustra l'intersezione della traiettoria della palla con il piano frontale del soggetto posto alle tre distanze di interesse d per tutte le condizioni della sessione sperimentale relativa al soggetto 3. Da questa figura è possibile rendersi conto della variabilità non solo della quota (componente lungo l'asse Z del riferimento laboratorio) della posizione presunta di intercettazione ma anche della variabilità laterale della stessa (componente lungo l'asse y del riferimento laboratorio). (aggiungere tabella con media e deviazione standard per tutti i soggetti)

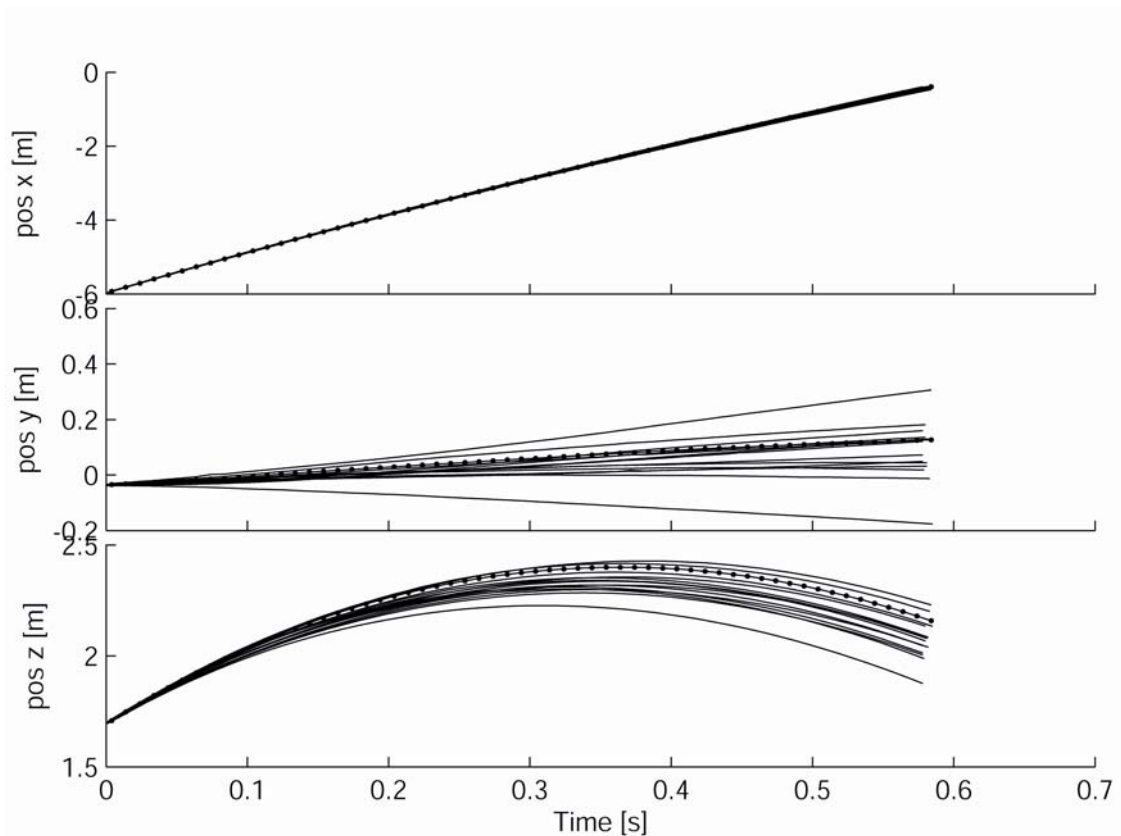


Figura 4: Andamento temporale delle componenti della posizione della palla per 15 lanci tutti caratterizzati dagli stessi parametri di volo ($i_d = 2$, $i_T = 2$, $i_Z = 2$). L'asse delle x_L risulta perpendicolare al piano frontale del soggetto mentre l'asse z_L diretto lungo la verticale

La figura 2 mostra l'andamento temporale delle tre componenti della posizione della palla durante il suo volo per quindici lanci effettuati nelle medesime condizioni di volo caratterizzate dagli indici $i_d = 2$, $i_T = 2$ e $i_Z = 2$. Dall'osservazione di questa figura si vede come la variabilità della traiettoria della palla sia maggiore sulla componente verticale, mentre per le componenti orizzontali la dispersione risulta molto più contenuta (occorre quantificare la dispersione per le tre componenti).

La figura 3 si riferisce all'andamento temporale delle tre componenti del vettore velocità. Da questa figura risulta evidente l'effetto dell'azione resistente offerta dell'aria sul moto della palla, ovvero la riduzione della componente orizzontale della sua velocità.

La presenza delle discontinuità nelle curve caratteristiche delle due componenti orizzontali della velocità della palla sono artefatti associati alla ricostruzione spaziale della palla da parte del sistema di acquisizione Vicon.

È quindi evidente che l'effetto dell'azione dell'aria non sia da trascurare. Ciò risulta maggiormente evidente in riferimento a quanto riportato in figura 4.

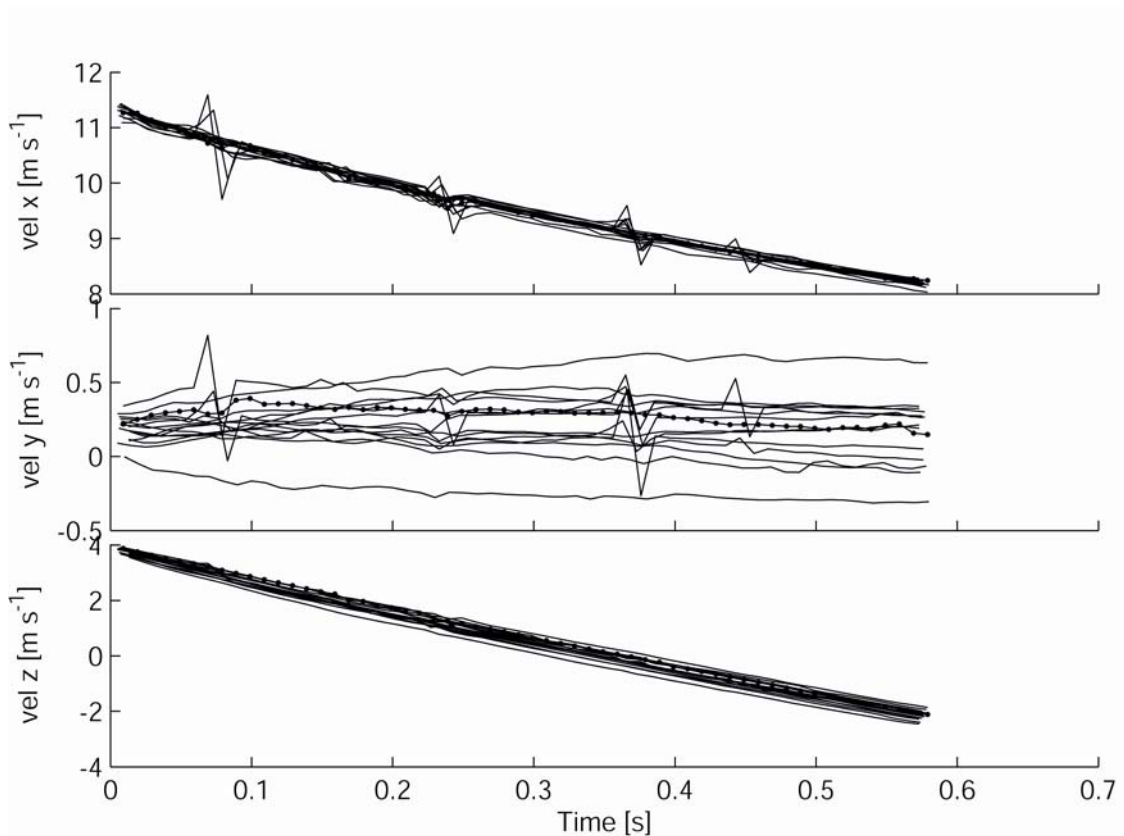


Figura 5: Andamento temporale delle componenti del vettore velocità della palla per 15 lanci, tutti caratterizzati dagli stessi parametri di volo ($i_d = 2$, $i_T = 2$ e $i_Z = 2$). L'asse delle x_L risulta perpendicolare al piano frontale del soggetto mentre l'asse z_L risulta diretto lungo la verticale.

In questa figura sono rappresentati gli andamenti temporali di due traiettorie della palla, la prima relativa alla registrazione di un lancio a partire dall'uscita della palla dallo schermo fino ad una distanza dallo stesso di $5.5m$, e la seconda calcolata considerando il volo della palla nel vuoto sotto la sola azione del campo gravitazionale terrestre ed assumendo come velocità iniziale esattamente quella registrata all'uscita dal foro. A parità di tempo di volo T si vede come le quote effettivamente raggiunte dalla palla siano inferiori rispetto a quelle dedotte trascurando l'azione resistente dell'aria, così come pure le distanze raggiunte, anche se per queste l'effetto è più contenuto. I risultati riportati nelle precedenti figure mostrano quindi come l'effetto dell'azione dell'aria sulla traiettoria della palla non sia trascurabile. Questo molto probabilmente è associato al basso peso della palla utilizzata nel nostro esperimento.

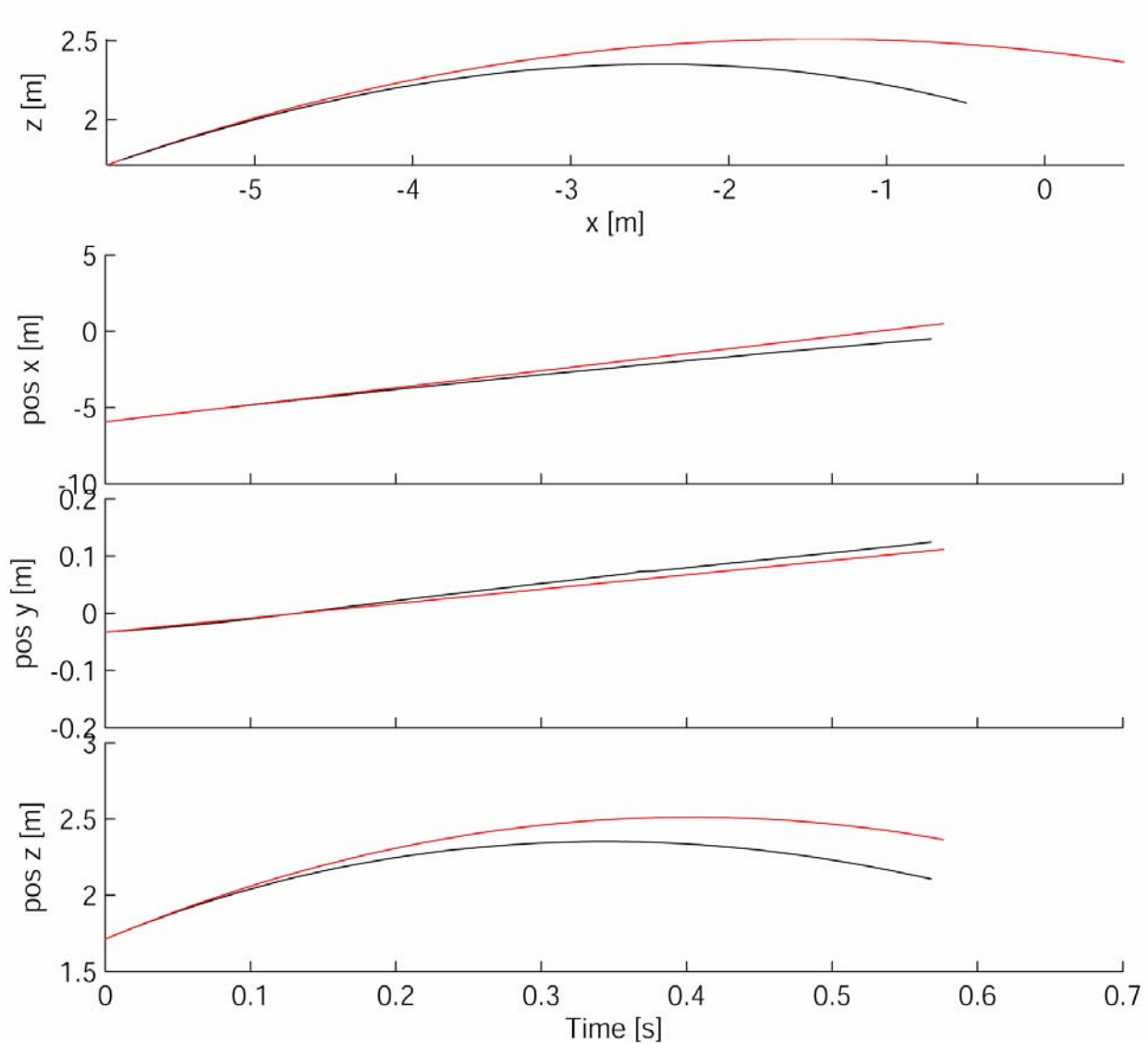


Figura 6: Traiettoria registrata della palla a partire dall'uscita dallo schermo fino alla distanza $d = 5.4m$ (linea nera) e traiettoria calcolata trascurando l'azione resistente dell'aria e considerando come velocità iniziale, la velocità iniziale registrata (linea rossa). Le tre righe sottostanti si riferiscono all'andamento temporale delle tre componenti della velocità registrata (linea rossa) e calcolata (linea nera).

Le palle impiegate nelle sessioni sperimentali sono realizzate in poliuretano espanso, dal peso di 20 grammi e la loro superficie è stata rivestita con del nastro retrorifrangente (Scotchlite, 3M) per essere visibili alle camere del sistema di acquisizione del movimento Vicon-612 (Vicon, Oxford, UK). (Completare con descrizione del comportamento della palla con delle tabelle ed ulteriori figure)

Perché la palla fosse visibile alle camere del sistema Vicon, la sua superficie è stata rivestita con lo stesso nastro retrorifrangente (Scotchlite, 3M) (Fig.6).



Figura 7: Palla rivestita con il nastro retrorifrangente Scotchlite 3M

L'istante *launch* relativo all'uscita della palla dallo schermo è stato acquisito attraverso l'impiego di un fotosensore connesso anch'esso con la postazione di acquisizione.

La cinematica delle dita è stata registrata a 100 Hz utilizzando un guanto instrumentato (Cyberglove 22, Immersion Corporation, San Jose, CA, USA). L'acquisizione dei dati del guanto è avvenuta attraverso LabView (National Instruments), con un software appositamente sviluppato su di un personal computer postazione di lavoro sincronizzata con il PC utilizzato per l'acquisizione dei dati Vicon.

Per il momento i dati relativi alla cinematica della mano non sono stati utilizzati, ma in una fase successiva, verranno analizzati e correlati al movimento del braccio.

L'attività elettromiografica dei muscoli del braccio, del polso e delle dita è registrata mediante elettrodi di superficie attivi e bipolari (DE 2.1, Delsys Inc., Boston, MA), filtrata (20-450 Hz), amplificata (guadagno totale 1000, Bagnoli-16, Delsys Inc.), e convertita in segnale digitale attraverso una scheda A/D installata sul PC di acquisizione Vicon (1 KHz).

Il corretto posizionamento degli elettrodi è stato verificato controllando l'attivazione di ciascun muscolo durante specifici momenti [71].

Il controllo dell'esperimento ha avuto luogo sullo stesso PC utilizzato per l'acquisizione dei dati, utilizzando un software appositamente realizzato e scritto in Lab VIEW. I dati EMG sono stati monitorati in modo continuo durante ciascun blocco (1 – kHz sampling rate, PCI - 6035E, National Instruments). I dati della cinematica sono stati sincronizzati con quelli dell'attività elettromiografica. I dati della cinematica e quelli EMG sono stati successivamente digitalizzati filtrandoli con un filtro passa basso (15 – Hz per la frequenza di taglio per i dati cinematici, 20 – Hz per la frequenza di taglio degli EMG dopo essere stati rettificati; filtro con risposta ad impulso finito con distorsione di fase nulla) e segmentati nei trial individuali. Le forme d'onda dell'attività elettromiografica sono state inoltre integrate su intervalli di 10 ms per ridurre la dimensione del set di dati. I dati per tutti i trial, sono stati ispezionati visivamente ed i trial con movimenti irregolari o con artefatti su qualche canale del segnale elettromiografico sono stati rimossi dall'insieme dei dati.

Analisi dati

Cinematica del braccio. Per caratterizzare la cinematica del braccio abbiamo considerato l'evoluzione temporale dei marcatori che identificano la posizione del polso nello spazio. Abbiamo caratterizzato l'istante in cui il braccio ha iniziato a muoversi, *tonset* andando ad individuare il momento in cui il profilo della velocità del polso superava la soglia del 10% del valore del suo primo massimo.

L'istante *timp* relativo all'intercettamento è stato identificato come il momento in corrispondenza del quale la distanza della palla dal piano dell'avambraccio, identificato dai tre marcatori non allineati posti sul polso e sull'avambraccio, è risultata minima e compatibile con le caratteristiche antropometriche dei soggetti. La durata del lancio è stata definita come l'intervallo di tempo tra il *tlaunch* ed il *timp*. La durata del movimento del braccio è stata definita come l'intervallo di tempo tra il *tonset* ed il *timp*.

EMG e sinergie muscolari.

La procedura di estrazione delle sinergie dall'attività muscolare registrata è la stessa di quella descritta nel capitolo II. I dati relativi all'attività elettromiografica sono stati rettificati, filtrati (20 Hz passa basso), mediati dopo l'allineamento con l'istante in cui la palla fuoriesce dallo schermo, normalizzati ed integrati su di una finestra temporale di 5 ms.

Risultati

Abbiamo indagato sulla cinematica e sull'organizzazione dell'attività muscolare del braccio durante movimenti di intercettazione di una palla, principalmente andando a variare l'intervallo temporale entro cui produrre la risposta motoria e l'ampiezza della stessa.

Prestazione

Ad ogni lancio, oltre agli indici dei parametri di volo id , iT e iZ , è stato assegnato un punteggio identificato con un numero intero da 0 a 2 in base all'esito della prestazione di intercettazione. Il numero 0 è stato assegnato a tutti quei lanci in cui il soggetto è riuscito ad afferrare la palla, il numero 1 a quei lanci in cui il soggetto ha soltanto intercettato la palla deviandone la traiettoria ed il numero 2 tutti a tutti gli altri lanci, ovvero a quelli in cui il soggetto non è riuscito ad afferrare la palla o ad intercettarla a causa di una sua distrazione oppure per effetto della variabilità della traiettoria della palla che ha prodotto delle condizioni incompatibili con le capacità di intercettazione del soggetto (palla troppo alta oppure con particolari deviazioni aerodinamiche). Vedere capitolo 4.

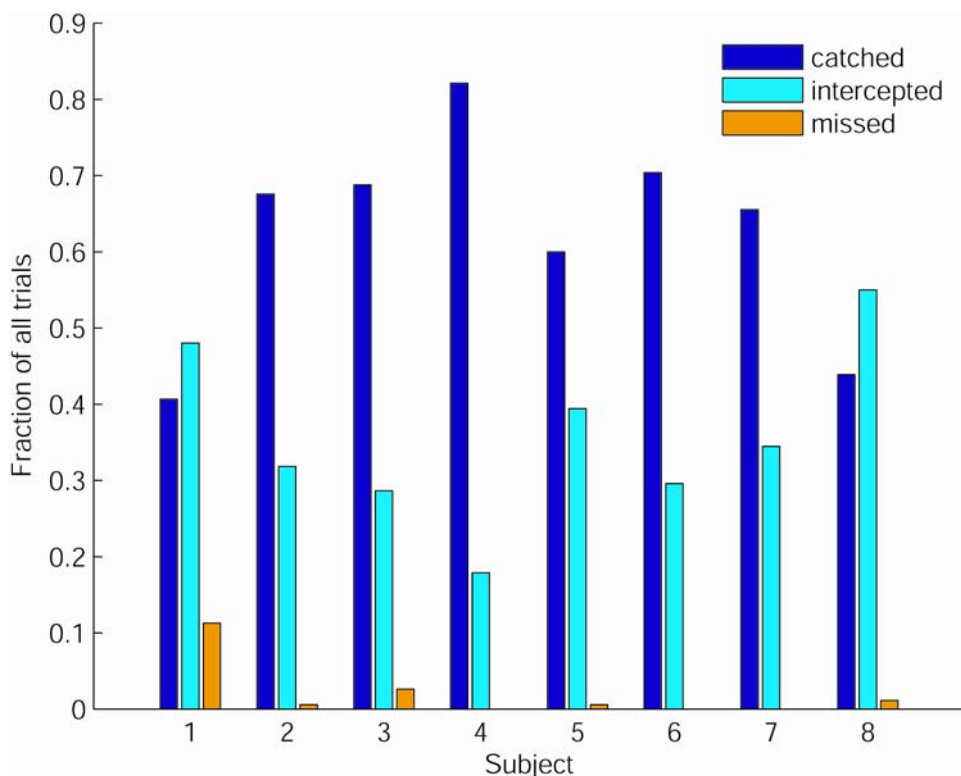


Figura 8: A tutti i lanci è stato assegnato un punteggio: 0 per i lanci che si sono conclusi con il soggetto che intercetta la palla; 1 per i lanci in cui il soggetto ha soltanto intercettato la palla deviandone la traiettoria; 2 per i lanci in cui il soggetto non è riuscito ad intercettare la palla.

La figura 7 mostra i risultati delle prestazioni di tutti i partecipanti. In ordinate sono riportate le frazioni del numero di lanci con i tre punteggi, ovvero i numeri dei lanci caratterizzati dai tre punteggi espressi, relativamente al numero complessivo di lanci che sono stati eseguiti in ciascuna delle sessioni sperimentali analizzate. Questa figura mostra nel complesso un comportamento variabile tra i diversi soggetti, soprattutto considerando i lanci con punteggio 0 e 1. Così come osservato nelle varie fasi di calibrazione del dispositivo automatizzato di lancio, il numero di lanci con punteggio 2, a eccezione del soggetto 1) è molto basso.

Cinematica

Vediamo ora come è caratterizzata la cinematica del braccio, dall'inizio del lancio fino all'intercettamento della palla.

La figura 8 mostra i valori del tempo di inizio movimento del braccio, $tonset$, rispetto ai tre tempi di volo T per tutti gli otto soggetti.

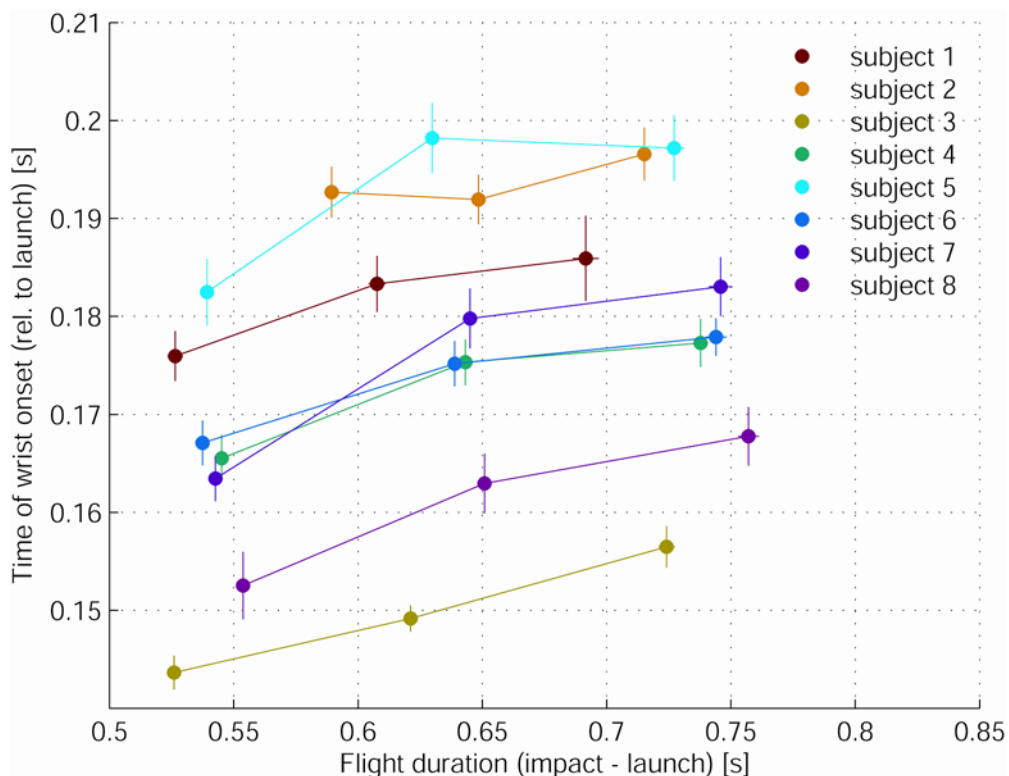


Figura 9: Valori del tempo medio di inizio movimento $tonset$ per tutte Z e per le 3 distanze d , per tutti i soggetti in funzione dei tre valori del tempo di volo T .

Il *tonset* è stato valutato rispetto al tempo in cui la palla fuoriesce dallo schermo, *tlaunch*, considerando l'istante in cui la velocità del polso supera la soglia del 10% del valore del suo primo picco. I risultati riportati in questa figura mostrano la dipendenza, anche se debole, dell'istante in cui i soggetti iniziano la loro risposta motoria dalla durata del tempo di volo. Tale dipendenza è presente in tutti i soggetti fatta eccezione per i soggetti 1 e 2.

Le tabelle 1 e 2 (da modificare) riportano, rispettivamente, i risultati di un'analisi descrittiva della dipendenza del tempo *tonset* dal tempo di volo *T*, e di un'analisi statistica ANOVA a 3 vie del tempo *tonset* sui parametri di volo *d*, *T* e *Z*. A parte i soggetti 1 e 2, il tempo di volo *T* risulta influenzare l'inizio della risposta motoria.

Tabella 3: Valori medi e deviazione standard e mediana del tempo t_{onset} per i tre valori del tempo di volo T.

subject	Fast flight			Medium flight			Slow flight		
	ntrial	mean st.dev. [s]	± meadian [s]	ntrial	mean st.dev. [s]	± meadian [s]	ntrial	mean st.dev. [s]	± meadian [s]
1	55	0.176 ± 0.016	0.175	54	0.183 ± 0.019	0.181	48	0.186 ± 0.027	0.179
2	61	0.193 ± 0.020	0.189	61	0.192 ± 0.020	0.190	56	0.197 ± 0.020	0.193
3	87	0.144 ± 0.016	0.143	89	0.149 ± 0.013	0.148	85	0.156 ± 0.020	0.153
4	59	0.166 ± 0.018	0.165	60	0.175 ± 0.018	0.174	59	0.177 ± 0.019	0.176
5	59	0.182 ± 0.026	0.182	61	0.198 ± 0.028	0.195	59	0.197 ± 0.026	0.195
6	61	0.167 ± 0.018	0.165	60	0.175 ± 0.018	0.173	58	0.178 ± 0.015	0.180
7	60	0.163 ± 0.018	0.163	59	0.180 ± 0.023	0.177	58	0.183 ± 0.023	0.182
8	60	0.153 ± 0.027	0.147	60	0.163 ± 0.024	0.159	58	0.168 ± 0.023	0.168

Tabella 4: Risultati dell'analisi statistica ANOVA a 3 vie del tempo di t_{onset} sui tre parametri di volo d, T e Z (n.s p > 0.05; * p < 0.05; ** p < 0.01; * p < 0.001)**

subject	d	T	Z	d-T	d-Z	T-Z
1	**	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	**
2	n.s.	n.s.	***	n.s.	*	n.s.
3	n.s.	***	n.s.	n.s.	***	**
4	n.s.	***	**	n.s.	n.s.	n.s.
5	n.s.	**	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
6	*	***	***	n.s.	***	n.s.
7	**	***	*	n.s.	n.s.	n.s.
8	*	***	n.s.	n.s.	***	n.s.

Si è inoltre osservata una notevole variabilità, tra i differenti soggetti, delle traiettorie descritte dal polso durante il movimento di intercettazione. La figura 9 mostra le componenti z_L e x_L delle traiettorie descritte dal polso per 4 soggetti (colonne), posti a distanza $id = 2$ ($d = 6m$), per le due altezze di intercettazione Z (righe) e per i tre tempi di volo T . Nella stessa figura, per ciascuna condizione, sono riportate (pallini) le posizioni in cui l'intercettazione ha avuto luogo.

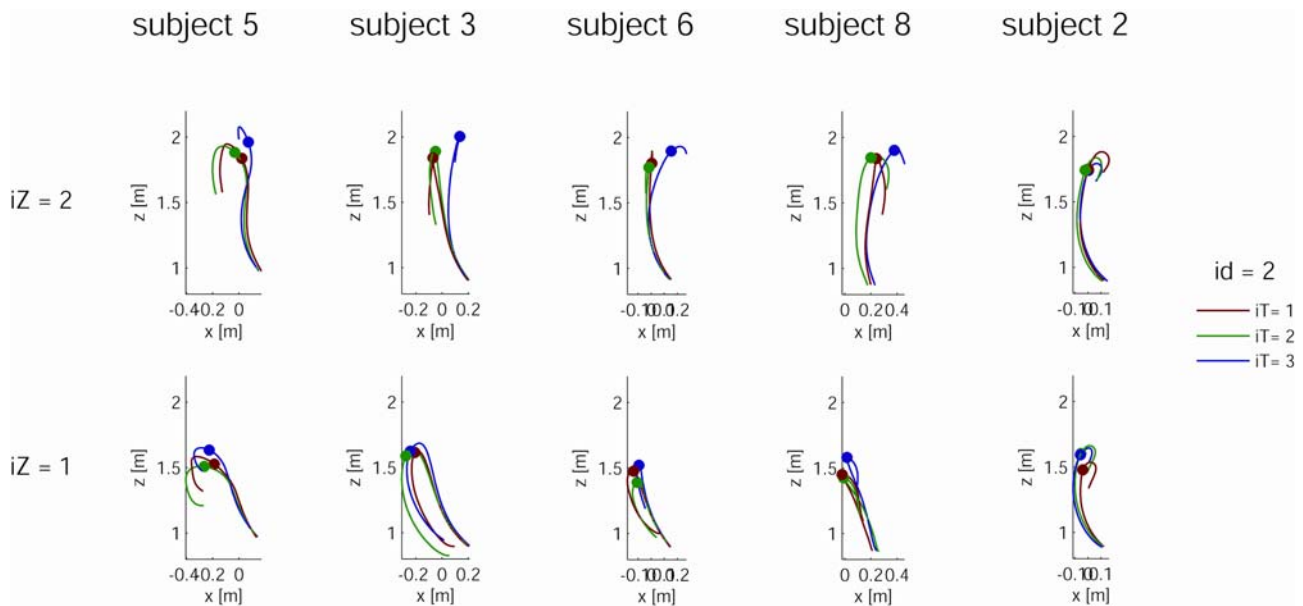


Figura 10: Traiettoria media del polso dei soggetti 2, 3, 5, 6, e 8 (colonne) per le due altezze di intercettazione Z (righe), valutate per la seconda distanza $d = 6m$ e per i tre tempi di volo T

I soggetti 3 e 5 vanno in contro alla palla e l'intercettazione avviene, relativamente alla posizione iniziale da cui ha inizio il movimento del braccio (braccio disteso sul fianco), in avanti, prima o in corrispondenza del massimo della traiettoria seguita dal polso. I soggetti 8 e 2, al contrario sembra inseguire la palla e l'intercettazione ha luogo posteriormente la posizione di inizio movimento, nel tratto discendente della traiettoria del polso. Il soggetto 6 mostra un comportamento intermedio tra i due prima descritti. Per gli stessi soggetti la figura 10 mostra i profili di velocità tangenziale del polso per le stesse condizioni della figura 9. Le linee tratteggiate riportate in ciascun grafico rappresentano gli istanti in cui ha luogo l'intercettazione t_{imp} . Il profilo di velocità del soggetto 5 presenta due picchi ed è proprio in corrispondenza del secondo che avviene l'intercettazione. Questa caratteristica si mantiene per le due altezze di intercettazione. Per la quota di intercettazione più alta $iZ = 2$ i soggetti 6 ed 8 intercettano la palla in un istante successivo al primo picco di velocità, con un avvicinamento progressivo al successivo

minimo man mano che il tempo di volo T aumenta. Per tale quota di intercettazione, e per il primo tempo di volo $iT = 1$, tempo più breve, l'intercettazione ha luogo quasi in corrispondenza del flesso del profilo di velocità; per i tempi di volo $iT = 2$ e $iT = 3$, l'intercettazione si sposta verso il minimo del profilo della velocità. Per la quota di intercettazione $iZ = 1$, sempre per gli stessi soggetti 6 e 8, si vede che l'intercettazione ha luogo in corrispondenza del minimo della velocità del polso. Per la seconda quota di intercettazione $iZ = 2$, il soggetto 3 mostra un comportamento simile a quello dei soggetti 6 ed 8 per la stessa quota, ma con un avvicinamento più marcato al minimo della velocità tangenziale del polso per i tempi di intercettazione imp .

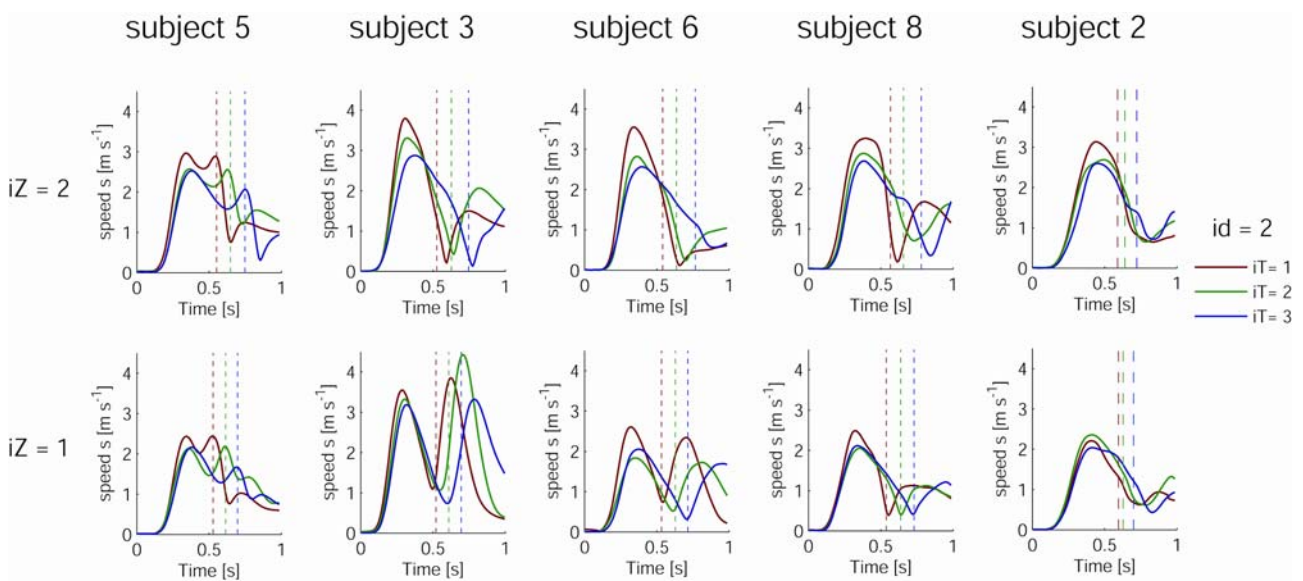


Figura 11: Velocità tangenziale media del polso dei soggetti 2, 3, 5, 6, e 8 (colonne) per le due altezze di intercettazione Z (righe), valutate per la seconda distanza $d = 6\text{m}$ e per i tre tempi di volo T

Per la prima quota di intercettazione, $iZ = 1$, il soggetto 3, per il tempo di volo più breve $iT = 1$, esegue i suoi movimenti andando ad intercettare la palla quasi in corrispondenza del minimo della velocità del polso, per poi spostarsi sul successivo tratto crescente, relativo ad una seconda fase di accelerazione, avvicinandosi al secondo picco di velocità all'aumentare del tempo di volo T .

La figure 11 e 12 si riferiscono alle componenti verticale v_{wz} ed orizzontale v_{wx} del vettore velocità del polso valutate rispettivamente, al tempo del primo picco di velocità ed al tempo di impatto imp , per i diversi soggetti, per entrambe le quote di intercettazione $iZ = 1$ e $iZ = 2$, per i tre tempi di volo $iT = 1$, $iT = 2$ e $iT = 3$ per tutte le distanze d .

Queste figure mettono chiaramente in evidenza le differenze tra i soggetti nelle strategie cinematiche dei movimenti di intercettazione.

La dimensione dei triangolini identifica i tre tempi di volo T , il loro verso le due quote di intercettazione Z , e la colorazione i diversi soggetti. La figura 11 mostra come la componente verticale del vettore velocità aumenti passando dalla quota inferiore $iZ = 1$ a quella superiore $iZ = 2$, mentre un comportamento opposto è osservabile per la componente orizzontale. Questo comportamento è comune a tutti i soggetti. Si osserva anche come la componente orizzontale del vettore velocità del polso al primo suo picco sia sempre negativa, ovvero il vettore velocità è proiettato in avanti. Questo molto probabilmente è attribuibile ad una prima flessione del gomito a partire dalla posizione iniziale caratterizzata dal braccio disteso lungo il fianco con il palmo della mano rivolto verso al gamba.

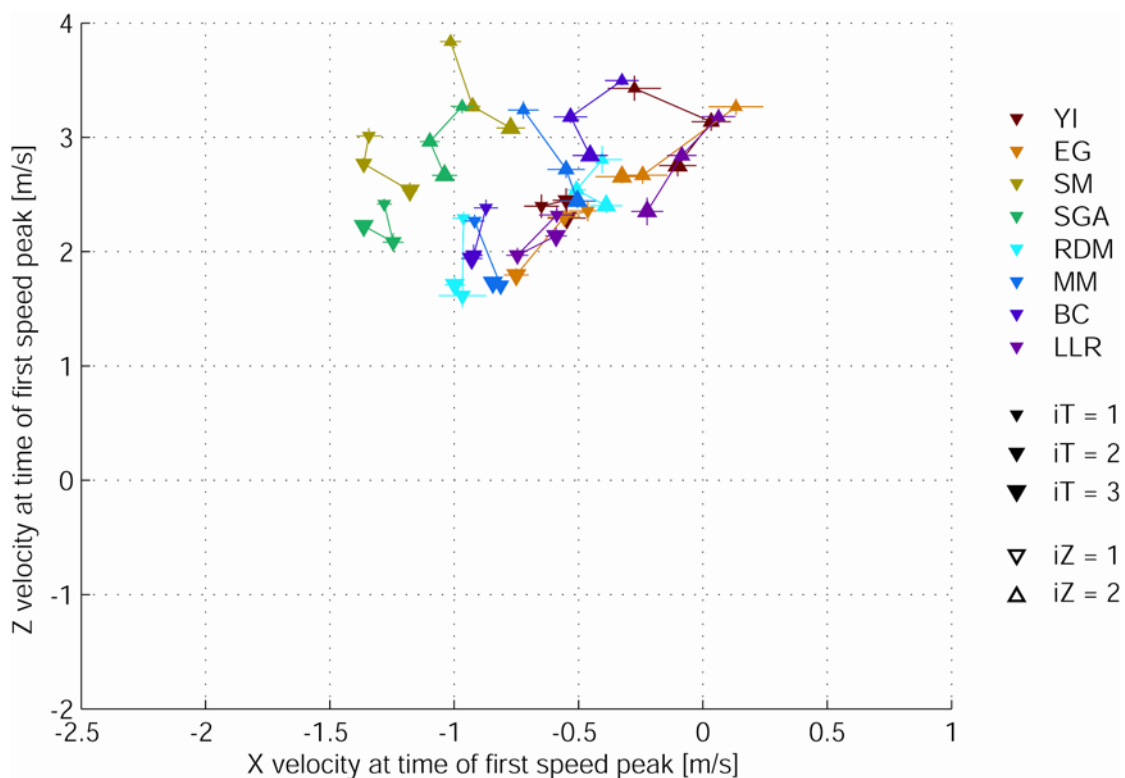


Figura 12: Componente verticale ed orizzontale della velocità del polso valutata in corrispondenza del valore del suo primo picco. La grandezza del triangolino impiegato aumenta all'aumentare del tempo di volo, mentre la direzione verso cui punta il vertice identifica le due altezze di intercettazione. La colorazione identifica i differenti soggetti.

All'aumentare del tempo di volo T , si osserva, quasi su tutti i soggetti, una diminuzione della componente verticale del vettore velocità sul suo primo picco, mentre per la componente orizzontale l'andamento non è uniforme. Ad esempio per i soggetti 3 e

6, e per la seconda quota di intercettazione $iZ = 2$, all'aumentare del tempo di volo T il modulo della componente orizzontale della velocità diminuisce, mentre per i soggetti 2 ed 8 tale componente tende ad aumentare. Gli altri soggetti mostrano un comportamento misto. La figura 12 mostra come in corrispondenza del tempo di intercettazione t_{imp} , la componente orizzontale del vettore velocità assuma sia valori negativi sia valori positivi. Questo è esattamente quello che avevamo già osservato dalle figure precedenti, ovvero che per alcuni soggetti l'intercettazione ha luogo con il polso che si muove all'indietro (componente orizzontale positiva) e per alcuni altri con il polso che si muove in avanti (componente orizzontale negativa). In particolare per i soggetti 1, 3 e 5 l'intercettazione della palla ha luogo con il polso che si muove in avanti, per i soggetti 2, 7 e 8 con il polso che si muove all'indietro, e per i soggetti 4 e 6 si ha un comportamento intermedio. Nel complesso l'andamento in funzione del tempo di volo T delle due componenti del vettore velocità all'istante dell'intercettazione t_{imp} è simile a quello mostrato nella figura 8.

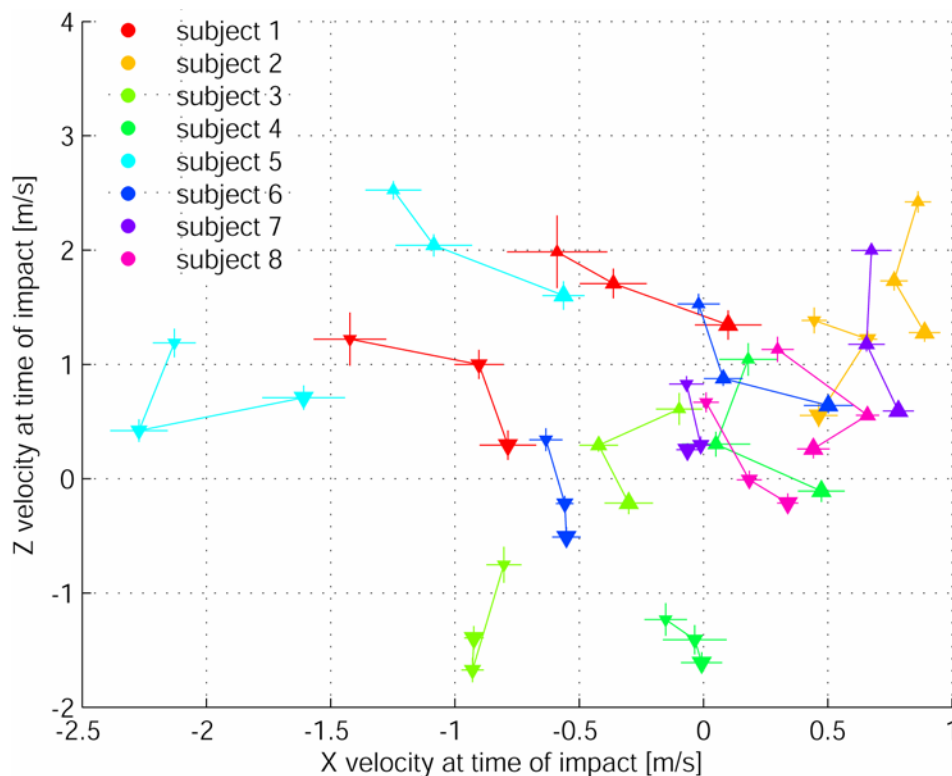


Figura 13: Componente verticale ed orizzontale della velocità del polso valutata in corrispondenza del valore del tempo di intercettazione t_{imp} . La grandezza del triangolino impiegato aumenta all'aumentare del tempo di volo, mentre la direzione verso cui punta il vertice identifica le due altezze di intercettazione. La colorazione identifica i differenti soggetti.

Attività muscolare delle sinergie

L'attività elettromiografica, filtrata e mediata su tutti i lanci in cui la palla è stata afferrata o soltanto intercettata dai soggetti, è stata ricostruita attraverso la combinazione di sinergie muscolari tempo varianti, estratte da tutte le condizioni in tutti i soggetti.

Il numero di sinergie per la ricostruzione dell'attività muscolare di ciascun soggetto è stato scelto come numero in corrispondenza del quale la percentuale di variabilità spiegata R^2 dalla ricostruzione dei dati presentava un netto cambiamento di pendenza (Fig.12). Le sinergie considerate per la ricostruzione dell'attività elettromiografica mostrata dai soggetti 2, 5, 6, 7, e 8 sono tre, mentre sono due quelle impiegate per la ricostruzione dell'attività muscolare dei soggetti 3 e 4 (Fig.13).

La figura 14, in grigio, riporta l'attività elettromiografica del soggetto 3, rettificata, filtrata (20 Hz passa basso), mediata dopo l'allineamento con l'istante *t_{launch}* in cui la palla fuoriesce dallo schermo, e normalizzata, sulla quale è sovrapposta la linea continua nera relativa alla ricostruzione dell'attività attraverso 2 sinergie muscolari tempo-varianti per tutte le sei condizioni di volo relative alla distanza $d = 6m$ ($id = 2$). Le linee verticali tratteggiate si riferiscono ai tempi medi in cui ha avuto luogo l'impatto *t_{imp}*.

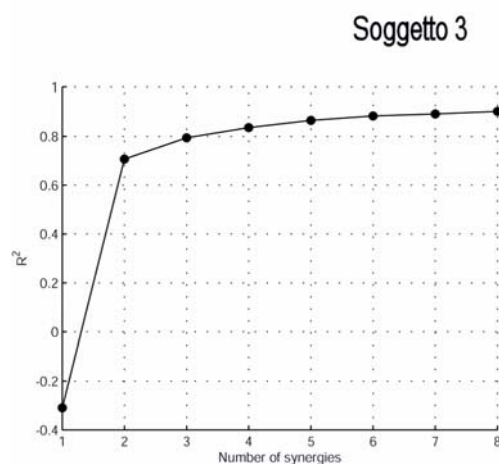


Figura 14: Curva della % della variabilità spiegata dal modello delle sinergie muscolari per il soggetto 3

Soggetto 3

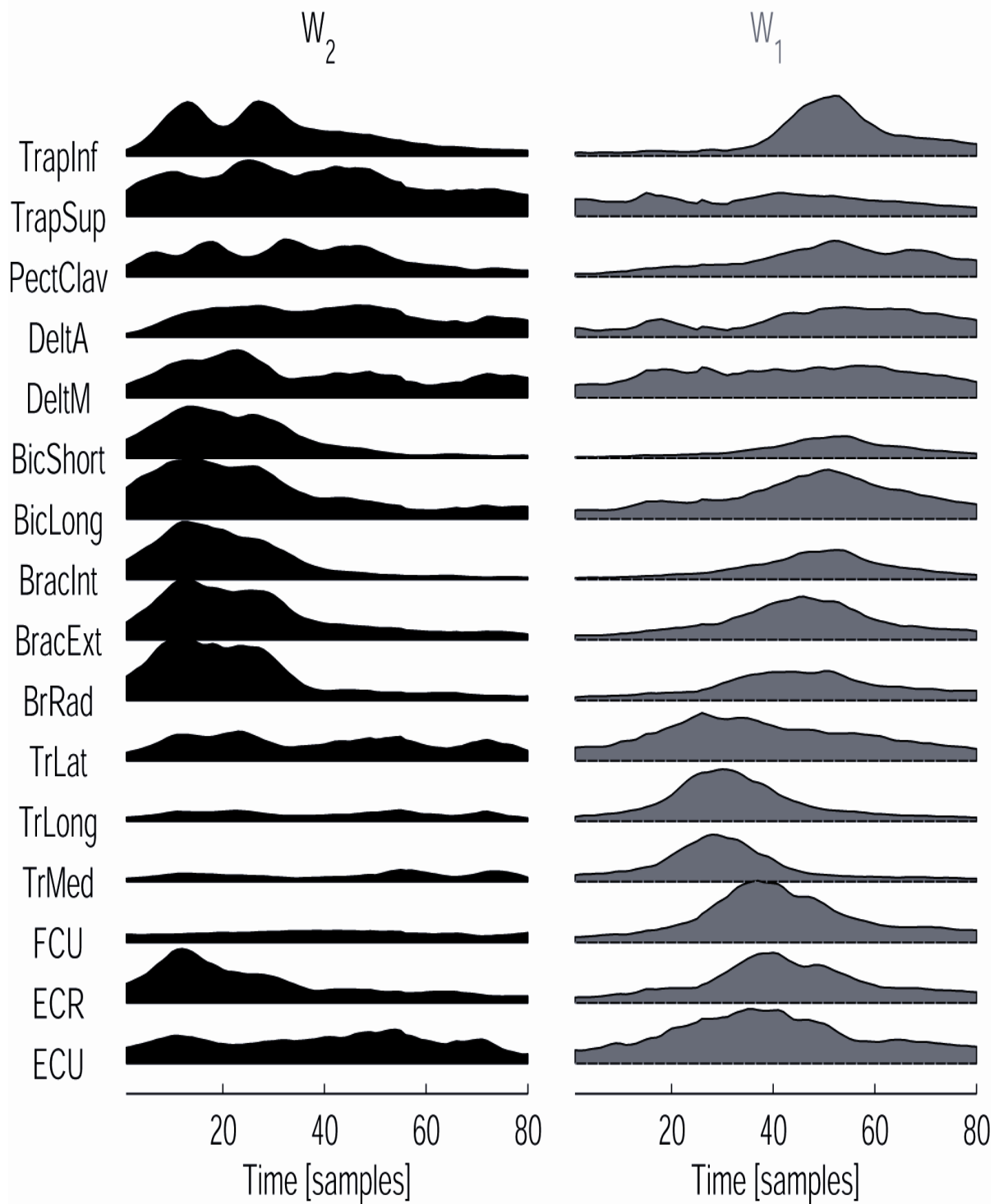


Figura 15: Le due sinergie per il soggetto 3

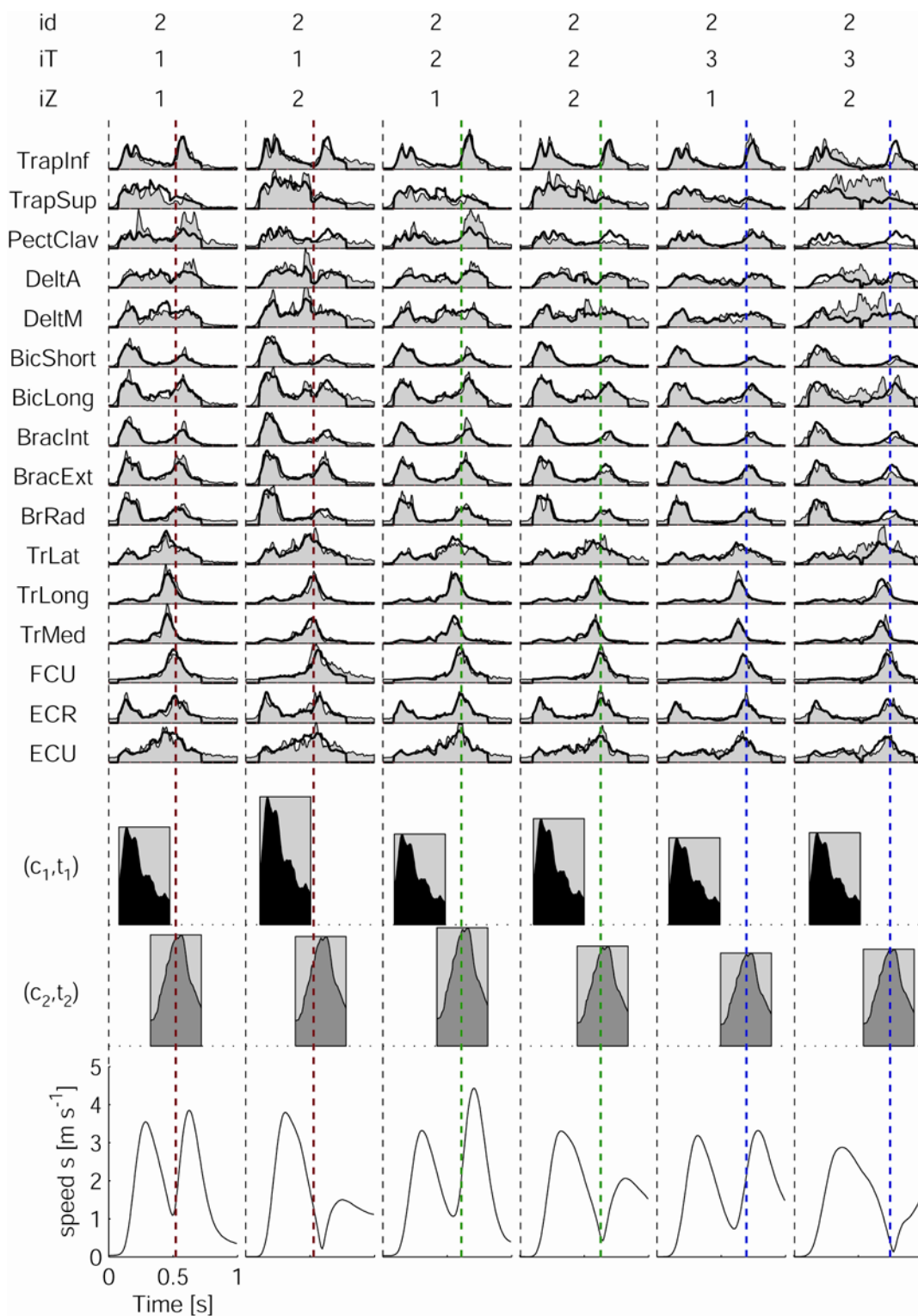


Figura 16: in grigio, riporta l'attività elettromiografica del soggetto 3, rettificata, filtrata (20 Hz passa basso), mediata dopo l'allineamento con l'istante in cui la palla fuoriesce dallo schermo, e normalizzata, sulla quale è sovrapposta la linea continua nera relativa alla ricostruzione dell'attività attraverso 2 sinergie muscolari tempo varianti per tutte le sei condizioni di volo relative alla distanza $d = 6m$ ($id = 2$). Le linee verticali tratteggiate si riferiscono ai tempi medi in cui ha avuto luogo l'impatto t_{imp} . I coefficienti di ampiezza e di tempo delle sinergie sono indicate, rispettivamente, dall'altezza e dalla posizione orizzontale di rettangoli al di sotto delle forme d'onda dell'attività muscolare.

I coefficienti di ampiezza e di tempo delle sinergie sono indicati, rispettivamente, dall'altezza e dalla posizione orizzontale di rettangoli al di sotto delle forme d'onda dell'attività muscolare. Da questa figura si vede, come per il soggetto 3, la prima sinergia interviene in istanti successivi al tempo di lancio t_{launch} e da questo sempre con un ritardo grossomodo costante. La prima sinergia quindi sembra essere sincronizzata con l'istante di iniziale del lancio. Dalla stessa figura si vede come anche per la seconda sinergia esista una consistenza nell'istante del suo intervento. La seconda sinergia risulta infatti allineata con il tempo di intercettazione t_{imp} . Il profilo all'interno dei rettangoli rappresenta l'attività mediata sui muscoli.

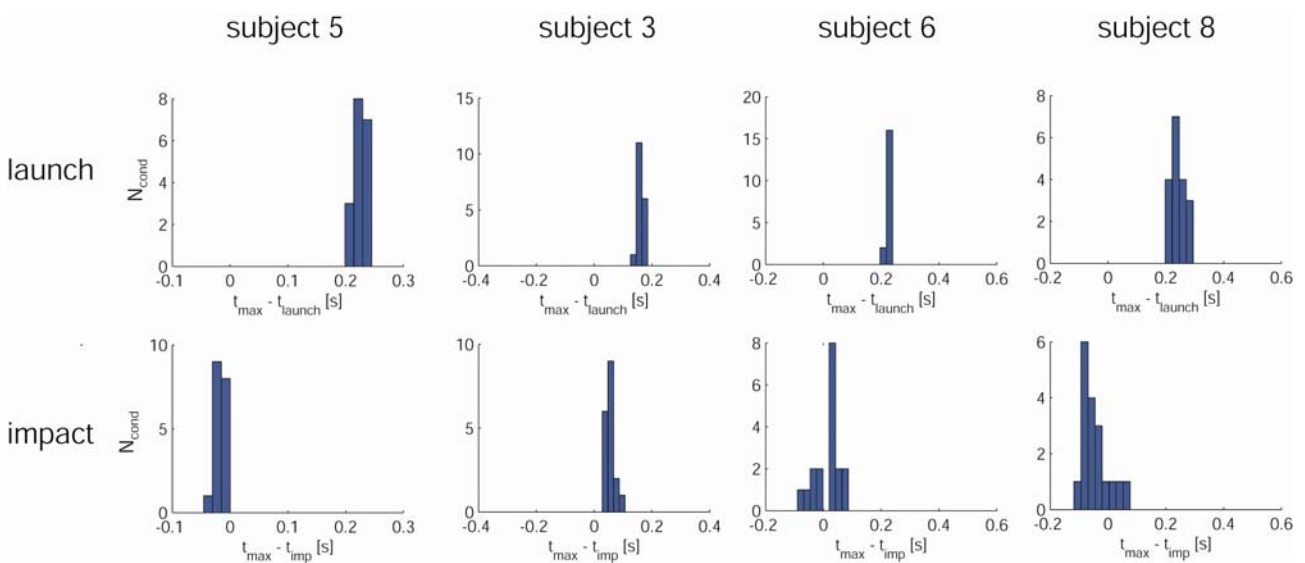


Figura 17: Per ciascun soggetto e sinergia, abbiamo calcolato la differenza tra il tempo in cui si rileva il picco delle forme d'onda mediate delle sinergie (t^{max}) ed il tempo in cui la palla fuoriesce dallo schermo diventando visibile al soggetto (t^{launch}) oppure il tempo in cui la palla impatta la mano dei soggetti (t^{imp}) e selezionato per ciascuna condizione la sinergia con la più piccola differenza. In tutte le condizioni per i soggetti con 2 sinergie e nella maggior parte della condizioni per i soggetti con 3 sinergie la stessa sinergia è risultata più vicina ad uno dei due tempi di riferimento.

Per ciascun soggetto e per ciascuna sinergia, è stata valutata la differenza tra il tempo relativo al picco dell'attività elettromiografica media e l'istante in cui la palla fuoriesce dallo schermo t_{launch} , e la differenza con l'istante in cui ha avuto luogo l'intercettazione, ed è stata selezionata, in ciascuna condizione di lancio, la sinergia che presentava l'istante di intervento più prossimo a detta differenza. In tutte le condizioni per i soggetti con solo due sinergie, e nella maggioranza delle condizioni, per tutti i soggetti con tre sinergie, la stessa sinergia è risultata quella più vicina ad un particolare istante del movimento di intercettazione. La figura 16 mostra le differenze considerate relativamente al tempo di lancio t_{launch} (prima riga) ed al tempo di intercettazione t_{imp} (seconda riga).

Discussione

Le caratteristiche cinematiche del braccio per movimenti di intercettamento, a differenza dei movimenti di puntamento verso posizioni fisse nello spazio e nel tempo, si sono rivelate complesse e con significative variazioni tra i soggetti, molto probabilmente come conseguenza di differenti vincoli spaziali e temporali dei due tipi di movimento. La decomposizione dell'attività elettromiografica dei muscoli reclutati in tale movimento attraverso sinergie tempo-varianti ha mostrato la presenza di componenti entrambe modulate in ampiezza con la durata del volo della palla. Una prima componente è risultata allineata con l'istante di fuoriuscita della palla dallo schermo e la seconda con l'istante relativo all'impatto della mano del soggetto con la palla. La prima componente può essere vista come espressione di un controllo tipico di risposte reattive, mentre la seconda come espressione di un controllo di tipo predittivo.

Cinematica

La variabilità osservata nelle risposte motorie tra i diversi soggetti può nascondere una differenza di fondo nella familiarità dei singoli individui con compiti motori simili a quelli dell'intercettamento. Una persona con una muscolatura tonica, fisicamente allenata ed abituata ad eseguire movimenti simili a quello relativo all'intercettamento di una palla in movimento, probabilmente eseguirà dei movimenti differenti rispetto a quelli eseguiti da una persona poco atletica e poco portata per questo tipo di compito motorio. In questo primo studio dei movimenti di intercettamento, non è stata fatta alcuna selezione sulla base delle esperienze pregresse dei soggetti e sulla loro capacità fisica. Una differente preparazione fisica potrebbe giustificare la variabilità sulla prestazione di intercettamento dei partecipanti, ovvero sul numero di lanci terminati con la prensione della palla, sia la variabilità osservata nella cinematica del movimento. Tali correlazioni devono essere investigate più a fondo.

Un'ulteriore differenza nella risposta motoria potrebbe essere associata anche ad una differente percezione dello spazio circostante, e quindi della stessa palla in movimento, a causa di differenze nell'acuità visiva dei soggetti. Ai partecipanti è stato chiesto solo se facessero uso di lenti correttive, del grado della correzione e del recupero complessivo del deficit visivo. Non è stata mai condotta alcuna verifica su quanto dichiarato dai soggetti.

Questa possibile causa, se effettivamente presente, dovrebbe incidere soltanto sulla prestazione di intercettamento dei partecipanti e non essere responsabile della variabilità osservata nella cinematica del movimento.

Come già osservato poco sopra, la variabilità può essere conseguenza della natura dei vincoli associati all'esecuzione del movimento di intercettamento. La regione di intercettamento, nel caso ideale di assenza di dispersioni nelle variabili cinematiche della palla, risulta identificata dalla regione del piano verticale ad una data distanza dalla traiettoria della palla e compatibile con le possibilità di esplorazione della mano dei soggetti. In presenza delle dispersioni, a seguito delle caratteristiche del sistema di lancio, della palla e della sua interazione con l'aria, tale regione piana si è trasformata in un volume. La dimensione e posizione di questa regione di intercettamento stabilisce un vincolo spaziale al compito motorio da realizzare. Ogni partecipante era libero di interpretare il compito motorio producendo la risposta motoria a lui più congeniale.

A questo punto viene da domandarci quale tra le risposte motorie osservate risulti la migliore, o meglio quella ottimale in base a particolari criteri, quali per esempio quello energetico, oppure quello che vede il braccio al momento dell'impatto configurato secondo una postura alla quale corrisponde una maggiore capacità di controllo della palla, quindi probabilmente una maggiore capacità di assorbire la sua quantità di moto, ovvero di concludere con successo l'intercettamento della palla.

Dipendenza del tempo di inizio movimento t_{onset} dai parametri di volo d , T e Z

La dipendenza osservata nel tempo di inizio della risposta motoria t_{onset} dai parametri di volo potrebbe essere spiegata considerando le modalità con le quali le diverse condizioni di lancio sono state presentate durante le sessioni sperimentali. Le caratteristiche di lancio all'interno di ciascun blocco sono state mantenute costanti. Al soggetto venivano quindi lanciate delle palle che, a parte le fluttuazioni delle traiettorie associate al dispositivo di lancio ed alle interazioni con l'aria, risultavano tra loro uguali. Dopo il primo lancio, i soggetti sapevano che avrebbero dovuto intercettare palle con le stesse caratteristiche cinematiche ed è quindi probabile che ciò possa aver portato i partecipanti a preparare una risposta motoria più rapida per tempi di volo più brevi. Per verificare tale ipotesi si dovrebbero pertanto considerare soltanto i primi lanci di ciascun blocco per tutti i soggetti e verificare che cosa accade al t_{onset} . Per ovviare a questo problema si dovrebbero realizzare dei blocchi composti da lanci caratterizzati da parametri

di volo differenti, ovvero di variare le caratteristiche cinematiche della palla da intercettare, in modo casuale trial dopo trial all'interno di ciascun blocco.

Un'altra possibile causa a cui potrebbe attribuirsi la variabilità nei tempi di inizio movimento può essere identificata nell'informazione visiva resa disponibile ai soggetti in anticipo rispetto all'istante in cui la palla attraversa lo schermo. I soggetti, come detto, si trovano posizionati in postura eretta di fronte allo schermo del dispositivo di lancio. Il foro dal quale la palla attraversava lo schermo per raggiungere il soggetto ha una dimensione, per quanto piccola, non trascurabile (14 cm) ed è possibile che per i più bassi valori conferiti al parametro di elevazione EL , all'interno di ciascuna delle sessioni sperimentali, (a valori bassi dell'elevazione EL corrispondono quote maggiori della macchina Bola), i soggetti fossero in grado di vedere oltre lo schermo e quindi sapere dell'avvenuto rilascio della palla nel lanciatore e dell'imminente uscita della palla prima che questa fuoriuscisse effettivamente dallo schermo.

Per ovviare a questo problema si è pensato di chiudere il foro con un diaframma sufficiente veloce da aprirsi poco prima del passaggio della palla attraverso lo schermo.

Attività muscolare e sinergie

L'attività muscolare dei soggetti, come visto può essere considerata come l'effetto combinato di sinergie muscolari tempo varianti. Si è vista la presenza di una sinergia legata temporalmente all'istante iniziale t_{launch} e di una seconda sinergia legata all'istante di impatto t_{imp} . La presenza della prima sinergia potrebbe quindi essere espressione di un programma motorio di tipo reattivo che interviene inizialmente in modo abbastanza stereotipato in condizioni di restrizioni temporali. Il SNC quindi recluterebbe i muscoli del braccio e della spalla secondo una strategia che tiene conto del poco tempo a disposizione per eseguire il compito motorio.

La presenza della seconda componente legata al tempo di impatto t_{imp} potrebbe rivelare la presenza di una strategia di tipo predittivo. I muscoli reclutati per eseguire il movimento di intercettazione vengono modulati in una fase successiva attraverso questa componente che potrebbe racchiudere in sé il risultato della predizione operata dal SNC sulla base delle informazioni visive acquisite in istanti successivi del volo della palla.

Questa circostanza dovrebbe essere approfondita attraverso lo studio dei movimenti oculari.

Tali risultati supportano l'ipotesi di una strategia di controllo intermittente basata su di una combinazione di differenti circuiti di controllo ad anello chiuso e ad anello aperto. Il SNC potrebbe utilizzare sequenze, anche sovrapposte nel tempo, di sinergie tempo varianti come elementi di controllo ad anello aperto. La selezione e modulazione dei parametri di attivazione di tali sinergie potrebbe invece avvenire sotto l'influenza del feedback sensoriale (visivo e propriocettivo) . Infine, la conoscenza a priori delle leggi di moto potrebbe avvenire nella mappatura tra input sensoriale e parametri delle sinergie.

Capitolo VI: Conclusioni generali

Il presente lavoro di tesi ha cercato di fornire un contributo alla comprensione di un problema estremamente complesso quale è il controllo del movimento operato dal SNC sul braccio. Dai risultati ottenuti nei nostri studi è emerso una comune strategia di controllo del movimento del braccio esprimibile attraverso una architettura modulare basata su di un numero ridotto di sinergie muscolari.

Abbiamo visto nel capitolo II come sia possibile per movimenti veloci di puntamento verso posizioni fisse nello spazio ricostruire l'attività elettromiografica dei muscoli reclutati attraverso un numero ridotto di segnali che modulano l'ampiezza e definiscono l'intervento temporale di sinergie muscolari, ovvero di gruppi di muscoli reclutati in modo coordinato. Variando l'ampiezza delle sinergie e traslando nel tempo l'istante del loro intervento è stato possibile spiegare la variabilità osservata nel profilo di attivazione dei muscoli della spalla e del braccio registrati. In altri termini è stato mostrato come una tale strategia di controllo riduce notevolmente i gradi di libertà del problema, passando dal controllo su ciascun muscolo ad un controllo coordinato di gruppi di muscoli.

Aumentando la naturalezza dei movimenti del braccio, considerando non solo velocità di esecuzione elevate, come nel primo studio ma velocità più basse e di diversa intensità, abbiamo visto, nel capitolo III, come anche per questo tipo di movimenti di puntamento la strategia di controllo modulare espressa dalle sinergie muscolari fosse ancora in grado di ricostruire l'attività muscolare osservata. In particolare per movimenti di puntamento più lenti è stato possibile separare, dall'attività muscolare registrata, prima, durante e dopo il raggiungimento della posizione finale, una componente fasica ed una componente tonica tempo-varianti, responsabili rispettivamente di promuovere il movimento, accelerando e decelerando il braccio, e di contrastare l'azione del campo gravitazionale terrestre oltre che a garantire sufficiente rigidità al braccio per contrastare eventuali azioni perturbatrici stabilizzando la postura del braccio durante le varie fasi del movimento. È stato inoltre necessario introdurre un parametro di scala temporale per la modulazione della durata delle sinergie per spiegare le variazioni di durata osservata nell'attività muscolare in funzione della velocità di movimento.

Aumentando ancora la naturalezza del movimento abbiamo preso in considerazione movimenti di intercettamento di una palla in volo nello spazio tridimensionale. Rispetto ai primi due movimenti di puntamento, i movimenti di intercettamento evidenziano in modo più netto la necessità di integrazione delle

informazioni sensorimotorie con le conoscenze relative alle caratteristiche di movimento del nostro braccio e dell'oggetto con cui interagire. Inoltre per questo tipo di movimenti l'aspetto di temporizzazione risulta cruciale. È infatti necessario conoscere in anticipo la posizione ed il tempo di intercettamento. Sebbene i risultati conseguiti per questi movimenti più complessi siano ancora preliminari, emerge ancora un controllo di tipo modulare evidenziando la possibilità di una mappatura diretta delle caratteristiche di volo, deducibili attraverso la modalità visiva, con i coefficienti delle sinergie muscolari. Abbiamo visto la presenza di una prima sinergia, probabilmente espressione di un controllo di tipo reattivo legata al tempo iniziale del lancio della palla, che sin dalle primissime informazioni sulle caratteristiche di volo della palla, promuove l'inizio della risposta di intercettamento, e poi, in istanti successivi, una seconda sinergia che risulta legata all'istante di intercettamento e quindi presumibilmente costituisce il risultato dell'integrazione operata sulle informazioni derivanti dalla modalità visiva con le grandezze internalizzate, come l'accelerazione di gravità, necessarie per operare un'accurata predizione della posizione e dell'istante di intercettamento. La seconda sinergia interviene in istanti successivi del volo della palla dopo che ulteriore informazione sulle caratteristiche del moto derivanti dalla visione della palla siano state acquisite e tradotte nei coefficienti di tempo e di ampiezza della seconda sinergia.

Tali risultati suggeriscono che le conoscenze a priori delle leggi di moto della palla, influenzate dalla gravità e dall'attrito con l'aria, possano essere incorporate nella definizione di una opportuna mappatura diretta delle caratteristiche di volo dell'oggetto da intercettare, deducibili attraverso la modalità visiva, nei coefficienti di attivazione delle sinergie muscolari. Tale mappatura, per la bassa dimensionalità della rappresentazione dei comandi motori introdotta dal modello di controllo mediante sinergie muscolari, potrebbe più facilmente essere implementata, durante l'apprendimento e l'affinamento della capacità motorie, dalle reti neurali nei circuiti fronto-parietali della corteccia cerebrale. Inoltre l'esistenza di due fasi distintive nelle attività muscolari, descritte da due differenti sinergie muscolari, modulate in particolare nella loro temporizzazione, evidenziano un tipo di controllo intermittente che opera ad anello aperto su scale temporali brevi, dell'ordine della durata delle sinergie muscolari identificate, combinato con un controllo ad anello chiuso in grado di generare correzioni guidate dalle informazioni visive progressivamente accumulate.

Ulteriori esperimenti dovranno essere condotti per verificare l'ipotesi in maniera più sistematica. Ad esempio si potrebbero introdurre delle perturbazioni sulla traiettoria della palla oppure variando la finestra temporale in cui la palla è resa visibile ai soggetti.

Appendice A:

Disegno/Realizzazione/Problemi dispositivo di lancio (rumore e velocità di movimentazione)

Il lanciatore automatizzato è composto da una struttura portante all'interno della quale vi è l'insieme di 3 telai mobili (Fig.1).

Il primo telaio mobile (*Telaio 1*) è vincolato ad un secondo telaio (*Telaio 2*) in modo tale da ruotare rispetto a questo attorno ad un asse orizzontale (Fig.1).

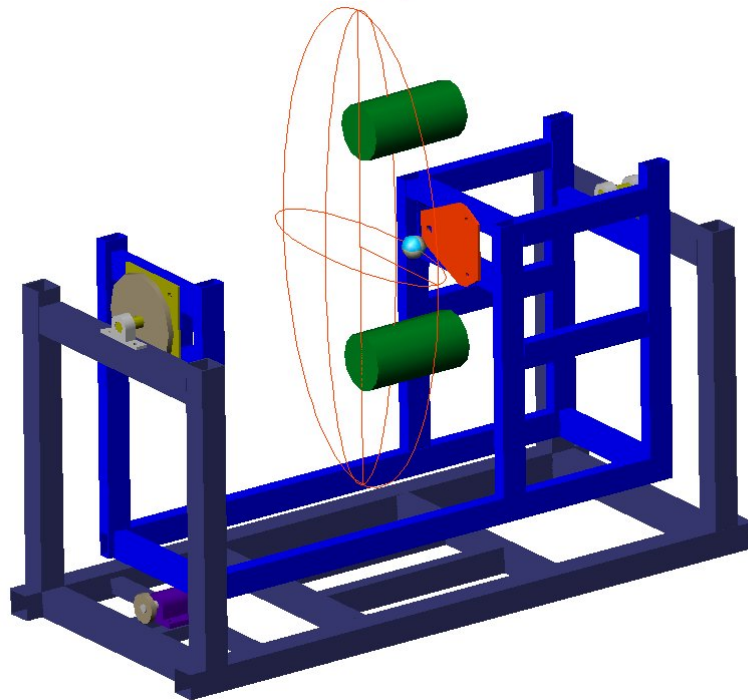


Figura 1: Insieme dei telai che realizzano la struttura mobile della struttura automatizzata

La connessione tra la coppia *Telaio 1* e *Telaio 2* realizza il primo grado di libertà del lanciatore. Tale grado di libertà è detto di elevazione (EL). Solidalmente al *Telaio 1* è installato il lanciatore da allenamento cricket (Bola Professional Cricket Bowling Machine, Stuart and Williams, Bristol, UK).

Il secondo telaio mobile (*Telaio 2*) è vincolato ad un terzo telaio (*Telaio 3*) e rispetto a quest'ultimo è in grado di ruotare attorno ad un asse orizzontale e di traslare orizzontalmente (Fig.2). La connessione tra la coppia *Telaio 2* e *Telaio 3* realizza il secondo e terzo grado di libertà del lanciatore. Questi due gradi di libertà sono indicati come rotazione azimutale (AZ) e traslazione orizzontale (TY) (Fig.3).

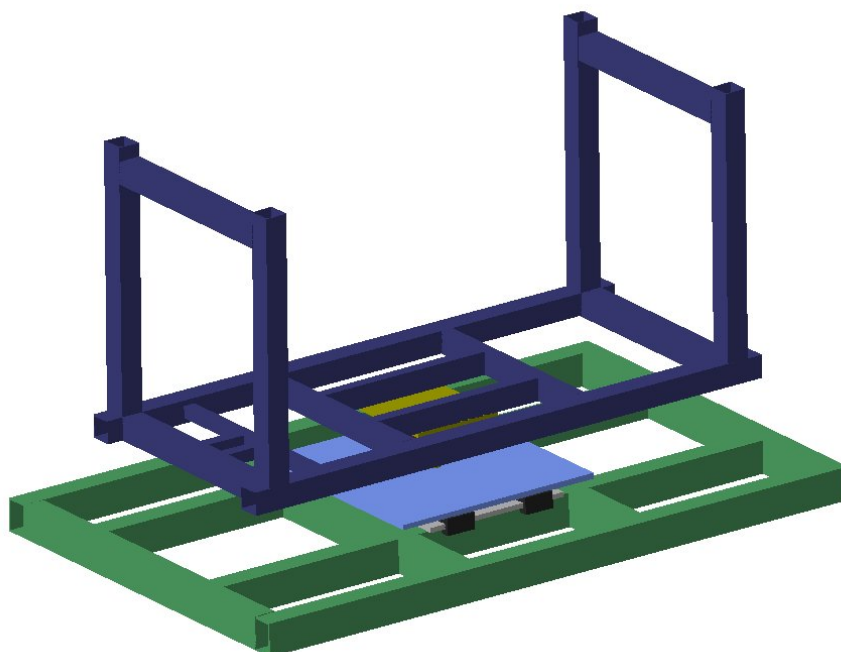


Figura 2: Insieme dei telai 2 e 3 e connessione reciproca attraverso un piastra di calettamento

Il terzo telaio mobile (*Telaio 3*) è vincolato alla struttura portante in modo tale da avere rispetto ad essa la possibilità di traslare verticalmente (Fig.4). La connessione tra *Telaio 3* e la struttura portante realizza il quarto grado di libertà del lanciatore. Tale grado di libertà è detto di traslazione verticale (TZ).

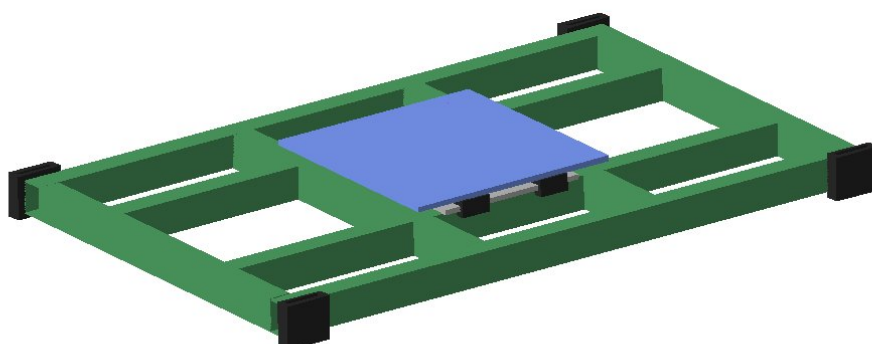


Figura 3: Connessione della piastra di calettamento del telaio 2 sul telaio 3 con il telaio 3

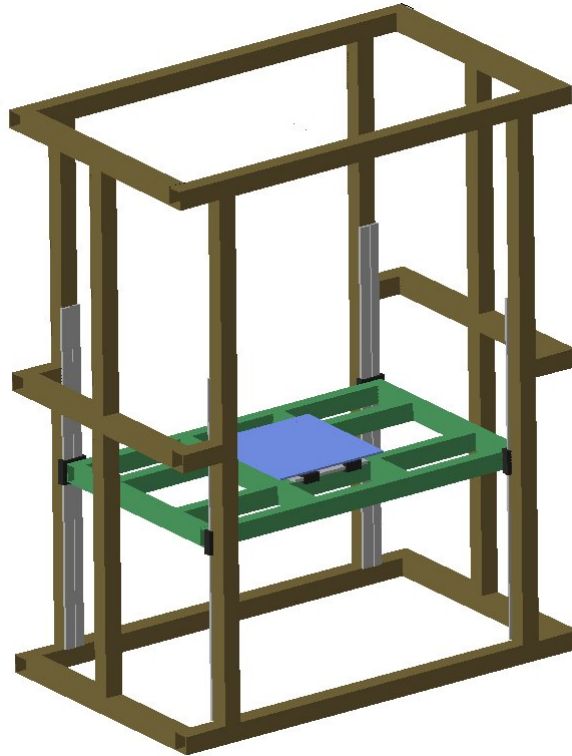


Figura 4: Connessione del telaio 3 nella struttura portante

Sulla parte anteriore della struttura portante (quella rivolta verso il soggetto durante le sessioni sperimentali) è presente uno schermo richiudibile, che quando completamente svolto presenta uno sviluppo orizzontale e verticale di 4000 mm e 3000 mm rispettivamente. Sulla mezzeria verticale dello schermo un foro regolabile in altezza consente la fuoriuscita della palla lanciata dalla macchina Bola. L'altezza del foro è regolata in funzione dell'altezza del soggetto.

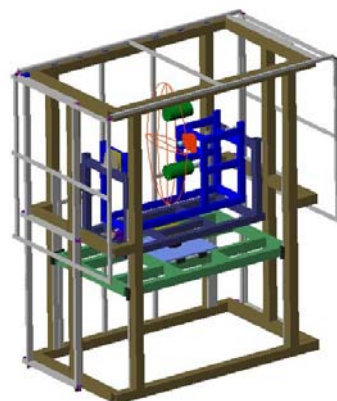
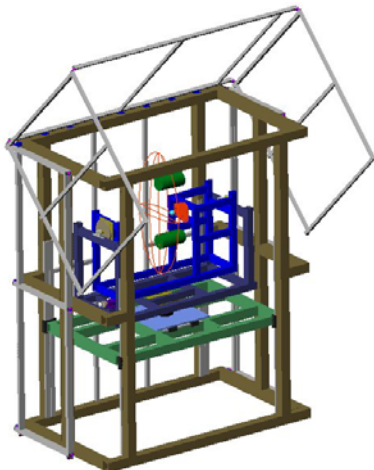
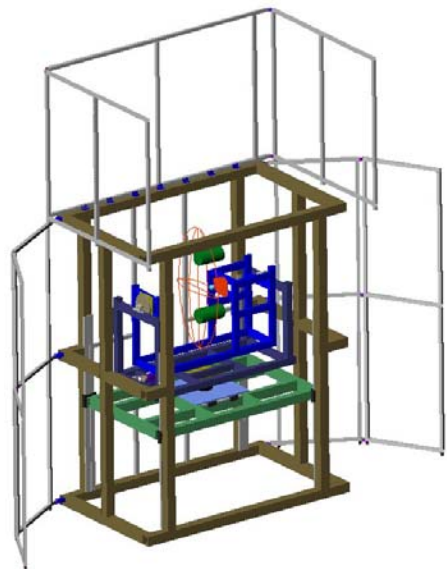
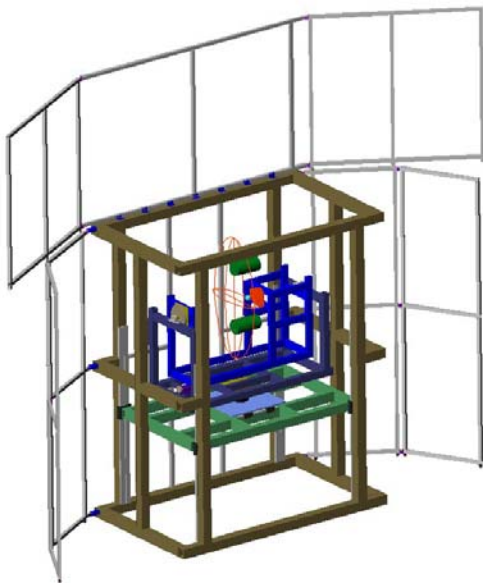
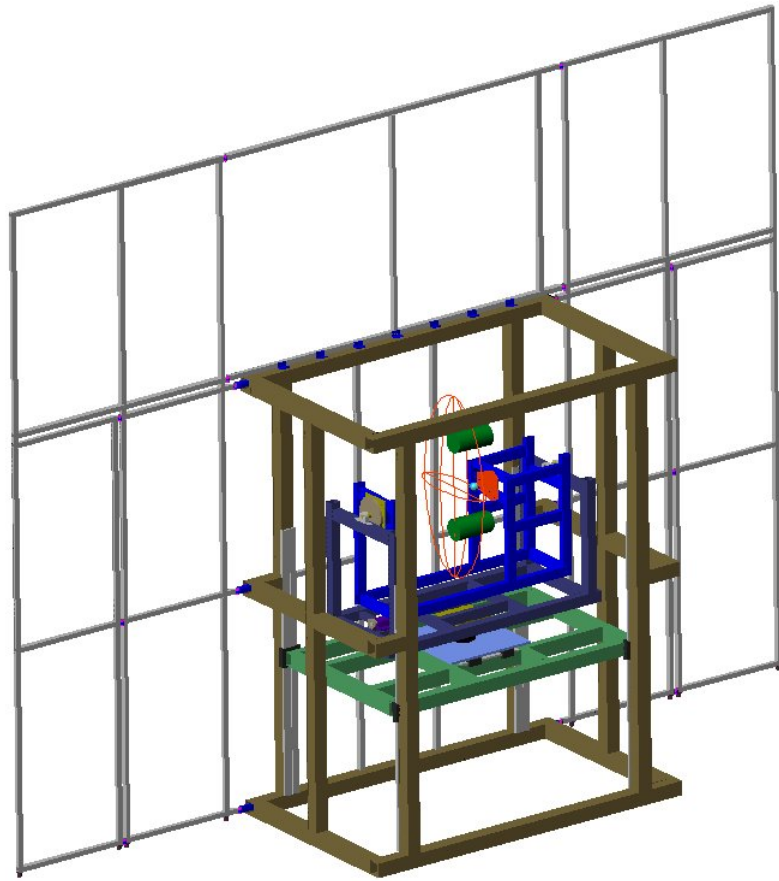


Figura 5: Telaio articolato e sequenza della sua chiusura

I sistemi di trasmissione impiegati sono i seguenti:

Sistema pignone/catena/corona connesso ad un riduttore per la rotazione di EL .

Attuatore lineare a vite con supporto snodato e trasmissione a cinghia dentata per la rotazione AZ .

Vite/madrevite per la traslazione verticale Z con comando nella parte inferiore della struttura attraverso un sistema di trasmissione a catena.

Attuatore lineare e trasmissione a cinghia dentata per la traslazione orizzontale Y

I motori impiegati nel dispositivo di lancio sono dei motori passo/passo SM 2863-5255 (Sanyo Denki distribuiti dalla RTA Marcignago, PV, Italia).

La realizzazione del dispositivo di lancio ha presentato diversi problemi legati alle caratteristiche intrinseche delle soluzioni adottate per i sistemi di trasmissione e a quelle dei motori passo-passo. La scelta dei motori passo/passo è stata fatta in funzione della loro semplicità di controllo ma non si è tenuto in grande considerazione il regime acustico associato al funzionamento di questi motori. In realtà i motori passo/passo sono piuttosto rumorosi, soprattutto quando confrontati con i motori brushless, ma il livello emesso è stato ritenuto in linea con le specifiche degli esperimenti da condurre, soprattutto tenendo in considerazione che il posizionamento del lanciatore all'interno della struttura automatizzata e la disposizioni degli assi di rotazione sono stati pensati al fine di contenere al massimo la coppia necessaria a promuovere il movimento, quindi la dimensione dei motori da utilizzare, quindi il rumore da essi generato. In effetti per i gradi di libertà associati alle due rotazioni e alla traslazione orizzontale la rumorosità, sebbene non ancora numericamente quantificata, risulta molto contenuta. La stessa cosa non può dirsi per il grado di libertà associato alla traslazione verticale, in quanto il livello di rumore è più sostenuto. Questo sostanzialmente per due ragioni. La prima è legata alla scelta compiuta di adottare per questa movimentazione una trasmissione di tipo vite/madrevite. Questo tipo di trasmissione elimina l'insorgenza di problemi di disallineamento orizzontale, di aumento della coppia da erogare e quindi di impuntamento dei motori e di blocco della movimentazione. Inoltre consente di contenere il valore di coppia da erogare. Per contro è penalizzante in termini di lavoro compiuto cioè in termini di spostamento effettuato.

La seconda è associata alle caratteristiche prestazionali che questo grado di libertà deve soddisfare. Vista infatti la necessità di variare in modo casuale l'assetto del lanciatore e quindi i parametri di lancio SP ed EL, e visto il valore dell'escursione massima

prevista lungo l'asse di traslazione verticale, il parametro principale a cui riferirsi risulta l'intervallo temporale massimo entro cui il movimento deve aver luogo. Come valore di riferimento per la traslazione verticale si è preso uno spostamento di 40 cm da eseguirsi in un tempo di 14 s, quindi una velocità di circa 3 cm/s.

Questa circostanza tradotta in termini pratici comporta una traslazione del punto di funzionamento sulla caratteristica di coppia verso un numero di giri più elevato. Le caratteristiche di coppia dei motori passo/passo presentano un andamento decrescente all'aumentare del numero di giri, pertanto per raggiungere la velocità adeguata a compensare la penalità introdotta dalla trasmissione vite/madrevite, si è dovuto aumentare la taglia del motore per poter usufruire di un valore di coppia adeguato. All'aumento delle prestazioni del motore è associato un aumento del regime acustico associato al suo funzionamento.

Sebbene il livello acustico massimo rimanga tuttavia entro limiti qualitativi accettabili sarebbe auspicabile una sua riduzione soprattutto al fine di evitare che il soggetto preveda l'assetto della macchina dal rumore di movimentazione.

Come prima soluzione si potrebbe isolare elasticamente il motore dalla piastra di fissaggio al fine di ridurre la propagazione delle vibrazioni in altre regioni delle strutture metalliche ed inoltre si potrebbe approntare un contenitore in materiale fonoassorbente di opportuno spessore per ridurre l'intensità delle onde acustiche generate.

Appendice B:

Sviluppo software di controllo del dispositivo di lancio

Il lanciatore automatizzato viene azionato mediante il controllore PCI-7330 a 4 assi (National Instruments, Austin, TX, USA) il quale, attraverso l'interfaccia UMI 7764 (National Instruments, Austin, TX, USA), dialoga con gli azionamenti SAC 26 ed X Mind B4 (RTA Marcignago, PV, Italia) che a loro volta comandano i motori SM 2863-5255 (Sanyo Denki distribuiti dalla RTA Marcignago, PV, Italia).

Attraverso il controllo dei 4 assi di movimentazione, è possibile disporre il lanciatore Bola in modo da controllare le caratteristiche di volo della palla nello spazio naturale (spazio fisico del laboratorio nel quale l'esperimento è condotto) in cui è lanciata.

Il software di controllo, sviluppato in LabView (National Instruments, Austin, TX, USA), si compone di una serie di funzioni che consentono di:

Controllare gli assi di moto singolarmente

Controllare simultaneamente gli assi di moto interdipendenti

Far raggiungere alla macchina Bola una determinata posizione

Trovare i limiti di movimento su ciascuno degli assi di moto

Calibrare il lanciatore

Il controllo dei singoli assi si effettua attraverso due pulsanti presenti sul pannello di controllo virtuale associato alla funzione "*single axis control*". Il pulsante contrassegnato con *move +* consente il movimento nel verso positivo del riferimento intrinseco del controllore mentre con il pulsante contrassegnato con *move -* il movimento avviene nel verso opposto. Sul pannello di controllo virtuale sono presenti 3 campi attraverso i quali si possono impostare i valori della velocità, della accelerazione e della decelerazione con le quali caratterizzare il movimento rispettivamente a regime, durante il transitorio di inizio moto ed in quello di fine movimento. Sono inoltre presenti 4 pulsanti con i quali è possibile controllare la Macchina Bola. In particolare due pulsanti servono ad aumentare e a diminuire la velocità (SP) con la quale la palla viene lanciata e gli altri due servono a conferire alla palla un moto rotatorio (spin). Sono inoltre presenti campi che monitorizzano costantemente la posizione durante il movimento, e pulsanti di diagnostica e di emergenza.

Il controllo simultaneo degli assi interdipendenti, cioè di quegli assi i cui movimenti devono risultare tra loro legati secondo una specifica legge, è indispensabile per garantire

che la palla lanciata dalla macchina Bola, qualsiasi assetto questa assuma, fuoriesca sempre attraverso il foro presente sullo schermo. La posizione del foro viene regolata in funzione dell'altezza del soggetto e mantenuta costante durante l'intera sessione sperimentale. Al variare dei valori dell'elevazione (EL) e della velocità di lancio (SP) della palla è infatti necessario variare la quota della macchina Bola in modo tale che la traiettoria che caratterizzerà il volo della palla intersechi il piano dello schermo in corrispondenza dell'asse del foro. Stesso discorso vale per la coppia AZ e TY. Per i 4 assi del lanciatore automatizzato ci sono quindi 2 coppie di assi interdipendenti. La prima coppia è costituita dall'elevazione (EL) e dalla traslazione (TZ), l'altra dall'azimut (AZ) e dalla traslazione orizzontale (TY). La simultaneità dei movimenti lungo gli assi interdipendenti è voluta per ridurre al minimo il tempo necessario al raggiungimento da parte della macchina Bola della posizione assegnata. La funzione corrispondente a questa modalità di comando è denominata "*Vector control*".

Il raggiungimento da parte della macchina Bola di una determinata posizione è conseguito combinando il movimento delle due coppie di assi interdipendenti. Sul pannello di controllo di questa funzione denominata "*Target control*" è presente un campo in cui introdurre la posizione desiderata in cui portare il lanciatore, i tre campi relativi alla velocità, accelerazione e decelerazione ed un segnale di raggiungimento posizione.

L'individuazione dei limiti di movimento lungo i singoli assi serve per acquisire la posizione dei sensori di fine corsa, installati in modo appropriato sui telai mobili e sulla struttura portante, relativamente al riferimento intrinseco del controllore. Questa informazione viene impiegata in una procedura di verifica preliminare, prima quindi che il movimento abbia inizio, per stabilire se la posizione impartita cade all'interno dell'intervallo di movimento consentito oppure no. In quest'ultimo caso il comando di raggiungimento posizione viene ignorato ed un messaggio di avvertimento compare sulla finestra di controllo. La funzione corrispondente a questa modalità di comando è denominata "*Find Limits*".

La calibrazione del lanciatore viene eseguita per definire un sistema di riferimento solidale al lanciatore e rispetto al quale impostare le posizioni che la macchina Bola verrà ad assumere nel corso della sessione sperimentale. Il sistema di riferimento definisce lo spazio delle posizioni cioè lo spazio in cui assegnare i valori delle posizioni sui singoli assi, in termini di EL, TZ, AZ e TY, che nel loro insieme definiscono la posizione della macchina Bola. Per l'individuazione dell'origine di questo sistema di riferimento si utilizzano 4 sensori di prossimità (home switches), uno per ciascuno dei 4 assi ed un puntatore laser. Questa

funzione è necessaria per garantire che in ogni sessione sperimentale, e durante le stesse (per eventuali anomalie di funzionamento), le posizioni assunte dal lanciatore Bola siano sempre assegnate relativamente al medesimo sistema di riferimento. Qualora questo non avvenisse, ad uno stesso valore di posizione assegnato nello spazio delle posizioni, potrebbe corrispondere una posizione differente della macchina Bola nello spazio naturale. La funzione corrispondente a questa modalità di comando è denominata “*Calibration*”.

Al fine di determinare l'insieme dei valori dei parametri di lancio EL e SP da impiegare nelle sessioni sperimentali con soggetto, una volta definiti il range dei valori dei tempi di volo (TF), della quota di intercettamento (Z) della palla e delle distanze (d) alle quali posizionare il soggetto relativamente al lanciatore automatizzato, è stata condotta una sessione di acquisizione dati consistente nella registrazione della traiettoria della palla per un elevato numero di lanci (600 lanci). La palla impiegata è stata ricoperta con del nastro retrorifrangente (3M Italia, Segrate, MI, Italia) ed è stato impiegato il sistema di analisi del movimento Vicon-612 (Vicon, Oxford, UK).

Le traiettorie, giacenti in piani verticali, sono state intersecate con dei piani verticali posti a diverse distanze d dal lanciatore ottenendo in tal modo le quote di intercettamento Z ed i tempi di volo T. Il problema è stato affrontato da un punto di vista fenomenologico andando a ricostruire i dati relativi al tempo di volo T ed alla quota di intercettamento Z, acquisiti per diversi valori dei parametri elevazione EL e velocità di lancio SP della palla, attraverso funzioni polinomiali di secondo grado. Questo ha permesso in un secondo momento di trovare, una volta impostati i valori relativi ai tempi di volo T ed alla quota di intercettamento Z desiderati, per 3 diversi valori della distanza d, i corrispondenti valori dell'elevazione EL e della velocità di lancio della palla SP.

La relazione che lega la traslazione effettivamente eseguita lungo l'asse Z con il corrispondente valore EL_e è la seguente:

$$Z_e = K_Z * \left(n_{2\pi} * \frac{G_Z}{P_z} * \left(Z_u - d * \tan \left(EL_e * \frac{\pi}{180} \right) \right) \right) + C_Z \quad (1)$$

dove

$n_{2\pi}$:= Numero di passi compiuti dall'albero motore per compiere un giro completo

G_{EL} := Rapporto di riduzione sulla trasmissione EL

P_z := passo, in mm, della vite della trasmissione verticale

G_z := Rapporto di riduzione sulla trasmissione Z

$$n_z = n_{2\pi} * \frac{G_z}{P_z} * \left(Z_u - d * \tan \left(EL_e * \frac{\pi}{180} \right) \right) \quad (2)$$

La relazione (IV.5) è facilmente deducibile dalla geometria rappresentata nella figura 6 del capitolo IV.

Bibliografia

1. d'Avella, A., P. Saltiel, and E. Bizzi, *Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior*. Nat Neurosci, 2003. **6**(3): p. 300-8.
2. Gottlieb, G.L., *On the voluntary movement of compliant (inertial-viscoelastic) loads by parcellated control mechanisms*. J Neurophysiol, 1996. **76**(5): p. 3207-29.
3. Sainburg, R.L., C. Ghez, and D. Kalakanis, *Intersegmental dynamics are controlled by sequential anticipatory, error correction, and postural mechanisms*. J Neurophysiol, 1999. **81**(3): p. 1045-56.
4. Gribble, P.L. and D.J. Ostry, *Compensation for interaction torques during single- and multi-joint limb movement*. J Neurophysiol, 1999. **82**(5): p. 2310-26.
5. Gottlieb, G.L., et al., *Directional control of planar human arm movement*. J Neurophysiol, 1997. **78**(6): p. 2985-98.
6. Mussa-Ivaldi, F.A. and S.F. Giszter, *Vector field approximation: a computational paradigm for motor control and learning*. Biol Cybern, 1992. **67**(6): p. 491-500.
7. Wolpert, D.M. and M. Kawato, *Multiple paired forward and inverse models for motor control*. Neural Netw, 1998. **11**(7-8): p. 1317-1329.
8. Mussa-Ivaldi, F.A., *Nonlinear force fields: a distributed system of control primitives for representing and learning movements*. Proc IEEE Int Symp Comput Intell Robot Autom, 1997.
9. Schweighofer, N., M.A. Arbib, and M. Kawato, *Role of the cerebellum in reaching movements in humans. I. Distributed inverse dynamics control*. Eur J Neurosci, 1998. **10**(1): p. 86-94.
10. Todorov, E. and M.I. Jordan, *Optimal feedback control as a theory of motor coordination*. Nat Neurosci, 2002. **5**(11): p. 1226-35.
11. Wadman, W., J.D.v.d. Gon, and R. Derksen, *Muscle activation patterns for fast goal-directed arm movements*. Journal of Human Movement Studies, 1980. **6**: p. 19-37.
12. Karst, G.M. and Z. Hasan, *Timing and magnitude of electromyographic activity for two-joint arm movements in different directions*. Journal of Neurophysiology, 1991. **66**(5): p. 1594-604.
13. Flanders, M., J.J. Pellegrini, and S.D. Geisler, *Basic features of phasic activation for reaching in vertical planes*. Exp Brain Res, 1996. **110**(1): p. 67-79.
14. Flanders, M., J.J. Pellegrini, and J.F. Soechting, *Spatial/temporal characteristics of a motor pattern for reaching*. J Neurophysiol, 1994. **71**(2): p. 811-3.
15. Kendall, F.P., E.K. McCreary, and P. Provance, *Muscles: Testing and Function*. 1993, Baltimore, MA: Williams & Wilkins.
16. Flanders, M. and U. Herrmann, *Two components of muscle activation: scaling with the speed of arm movement*. J Neurophysiol, 1992. **67**(4): p. 931-43.
17. Buneo, C.A., J.F. Soechting, and M. Flanders, *Muscle activation patterns for reaching: the representation of distance and time*. J Neurophysiol, 1994. **71**(4): p. 1546-58.
18. Mallat, S.G. and Z. Zhang, *Matching pursuits with time-frequency dictionaries*. IEEE Transactions on Signal Processing, 1993. **41**(12): p. 3397-3415.
19. d'Avella, A. and E. Bizzi, *Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors*. Proc Natl Acad Sci U S A, 2005. **102**(8): p. 3076-81.
20. Basilevsky, A., *Statistical factor analysis and related methods : theory and applications*. Wiley series in probability and mathematical statistics. Probability and mathematical statistics. 1994, New York: J. Wiley. xxiii, 737 p.
21. Cattell, R.B., *The scree test for the number of factors*. Multivariate Behavioral Research, 1966. **1**: p. 245-276.

22. Tresch, M.C., V.C. Cheung, and A. d'Avella, *Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets*. J Neurophysiol, 2006.
23. Bartlett, M.S., *Tests of significance in factor analysis*. British Journal of Psychology, Statistical Section, 1950. **3**: p. 77-85.
24. Cheung, V.C., et al., *Central and sensory contributions to the activation and organization of muscle synergies during natural motor behaviors*. J Neurosci, 2005. **25**(27): p. 6419-34.
25. Batschelet, E., *Circular statistics in biology*. 1981, London: Academic.
26. Flanders, M., *Temporal patterns of muscle activation for arm movements in three-dimensional space*. J Neurosci, 1991. **11**(9): p. 2680-93.
27. Patla, A.E., *Some characteristics of EMG patterns during locomotion: implications for the locomotor control process*. J Mot Behav, 1985. **17**(4): p. 443-61.
28. Davis, B.L. and C.L. Vaughan, *Phasic behavior of EMG signals during gait: use of multivariate statistics*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 1993. **3**(1): p. 51-60.
29. Olree, K.S. and C.L. Vaughan, *Fundamental patterns of bilateral muscle activity in human locomotion*. Biol Cybern, 1995. **73**(5): p. 409-14.
30. Merkle, L.A., et al., *Using factor analysis to identify neuromuscular synergies during treadmill walking*. J Neurosci Methods, 1998. **82**(2): p. 207-14.
31. Weijs, W.A., T. Sugimura, and L.J. van Ruijven, *Motor coordination in a multi-muscle system as revealed by principal components analysis of electromyographic variation*. Exp Brain Res, 1999. **127**(3): p. 233-43.
32. Ivanenko, Y.P., et al., *Temporal components of the motor patterns expressed by the human spinal cord reflect foot kinematics*. J Neurophysiol, 2003. **90**(5): p. 3555-65.
33. Krishnamoorthy, V., et al., *Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: identification of muscle modes*. Biol Cybern, 2003. **89**(2): p. 152-61.
34. Ivanenko, Y.P., R.E. Poppele, and F. Lacquaniti, *Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion*. J Physiol, 2004. **556**(Pt 1): p. 267-82.
35. McKeown, M.J., *Cortical activation related to arm-movement combinations*. Muscle Nerve Suppl, 2000. **9**: p. S19-25.
36. Hart, C.B. and S.F. Giszter, *Modular premotor drives and unit bursts as primitives for frog motor behaviors*. J Neurosci, 2004. **24**(22): p. 5269-82.
37. Tresch, M.C. and E. Bizzi, *Responses to spinal microstimulation in the chronically spinalized rat and their relationship to spinal systems activated by low threshold cutaneous stimulation*. Exp Brain Res, 1999. **129**(3): p. 401-16.
38. Saltiel, P., et al., *Muscle synergies encoded within the spinal cord: evidence from focal intraspinal NMDA iontophoresis in the frog*. J Neurophysiol, 2001. **85**(2): p. 605-19.
39. Ting, L.H. and J.M. Macpherson, *A limited set of muscle synergies for force control during a postural task*. J Neurophysiol, 2005. **93**(1): p. 609-13.
40. Lee, D.D. and H.S. Seung, *Algorithms for Non-negative Matrix Factorization*, in *Advances in Neural Information Processing Systems 13*, T.K. Leen, T.G. Dietterich, and V. Tresp, Editors. 2001, MIT Press: Cambridge, MA. p. 556-562.
41. Scott, S.H. and J.F. Kalaska, *Reaching movements with similar hand paths but different arm orientations. I. Activity of individual cells in motor cortex*. J Neurophysiol, 1997. **77**(2): p. 826-52.
42. Hoffman, D.S. and P.L. Strick, *Step-tracking movements of the wrist in humans. II. EMG analysis*. J Neurosci, 1990. **10**(1): p. 142-52.
43. Hoffman, D.S. and P.L. Strick, *Step-tracking movements of the wrist. IV. Muscle activity associated with movements in different directions*. J Neurophysiol, 1999. **81**(1): p. 319-33.
44. Bhushan, N. and R. Shadmehr, *Computational nature of human adaptive control during learning of reaching movements in force fields*. Biol Cybern, 1999. **81**(1): p. 39-60.

45. Poppele, R.E., G. Bosco, and A.M. Rankin, *Independent representations of limb axis length and orientation in spinocerebellar response components*. J Neurophysiol, 2002. **87**(1): p. 409-22.
46. Tresch, M.C., P. Saltiel, and E. Bizzi, *The construction of movement by the spinal cord*. Nat Neurosci, 1999. **2**(2): p. 162-7.
47. Kargo, W.J. and S.F. Giszter, *Rapid correction of aimed movements by summation of force-field primitives*. J Neurosci, 2000. **20**(1): p. 409-26.
48. Lemay, M.A. and W.M. Grill, *Modularity of motor output evoked by intraspinal microstimulation in cats*. J Neurophysiol, 2004. **91**(1): p. 502-14.
49. Lukashin, A.V., B.R. Amirikian, and A.P. Georgopoulos, *Neural computations underlying the exertion of force: a model*. Biol Cybern, 1996. **74**(5): p. 469-78.
50. Todorov, E., *Direct cortical control of muscle activation in voluntary arm movements: a model*. Nat Neurosci, 2000. **3**(4): p. 391-8.
51. Zehr, E.P. and S.R. Hundza, *Forward and backward arm cycling are regulated by equivalent neural mechanisms*. J Neurophysiol, 2005. **93**(1): p. 633-40.
52. Fetz, E.E. and P.D. Cheney, *Postspike facilitation of forelimb muscle activity by primate corticomotoneuronal cells*. J Neurophysiol, 1980. **44**(4): p. 751-72.
53. McKiernan, B.J., et al., *Corticomotoneuronal postspike effects in shoulder, elbow, wrist, digit, and intrinsic hand muscles during a reach and prehension task*. J Neurophysiol, 1998. **80**(4): p. 1961-80.
54. Park, M.C., A. Belhaj-Saif, and P.D. Cheney, *Properties of primary motor cortex output to forelimb muscles in rhesus macaques*. J Neurophysiol, 2004. **92**(5): p. 2968-84.
55. Holdefer, R.N. and L.E. Miller, *Primary motor cortical neurons encode functional muscle synergies*. Exp Brain Res, 2002. **146**(2): p. 233-43.
56. Huntley, G.W. and E.G. Jones, *Relationship of intrinsic connections to forelimb movement representations in monkey motor cortex: a correlative anatomic and physiological study*. J Neurophysiol, 1991. **66**(2): p. 390-413.
57. Schneider, C., et al., *Neural mechanisms involved in the functional linking of motor cortical points*. Exp Brain Res, 2002. **146**(1): p. 86-94.
58. Georgopoulos, A.P., et al., *On the relations between the direction of two-dimensional arm movements and cell discharge in primate motor cortex*. J Neurosci, 1982. **2**(11): p. 1527-37.
59. Schwartz, A.B., R.E. Kettner, and A.P. Georgopoulos, *Primate motor cortex and free arm movements to visual targets in three-dimensional space. I. Relations between single cell discharge and direction of movement*. J Neurosci, 1988. **8**(8): p. 2913-27.
60. Kakei, S., D.S. Hoffman, and P.L. Strick, *Muscle and movement representations in the primary motor cortex*. Science, 1999. **285**(5436): p. 2136-9.
61. Kalaska, J.F., et al., *A comparison of movement direction-related versus load direction-related activity in primate motor cortex, using a two-dimensional reaching task*. J Neurosci, 1989. **9**(6): p. 2080-102.
62. Caminiti, R., P.B. Johnson, and A. Urbano, *Making arm movements within different parts of space: dynamic aspects in the primate motor cortex*. J Neurosci, 1990. **10**(7): p. 2039-58.
63. Bastian, A.J., et al., *Cerebellar ataxia: abnormal control of interaction torques across multiple joints*. J Neurophysiol, 1996. **76**(1): p. 492-509.
64. Topka, H., et al., *Multijoint arm movements in cerebellar ataxia: abnormal control of movement dynamics*. Exp Brain Res, 1998. **119**(4): p. 493-503.
65. Bernstein, N., *The co-ordination and regulation of movement*. 1967, Oxford: Pergamon.
66. d'Avella, A., et al., *Modulation of phasic and tonic muscle synergies with reaching direction and speed*, in *Neuroscience Meeting Planner*. 2006, Society for Neuroscience: Atlanta, GA.
67. Flanders, M., *Choosing a wavelet for single-trial EMG*. J Neurosci Methods, 2002. **116**(2): p. 165-77.

68. Soechting, J.F. and F. Lacquaniti, *Invariant characteristics of a pointing movement in man*. J Neurosci, 1981. **1**(7): p. 710-20.
69. Hollerbach, M.J. and T. Flash, *Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement*. Biol Cybern, 1982. **44**(1): p. 67-77.
70. Lee, D.D. and H.S. Seung, *Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization*. Nature, 1999. **401**(6755): p. 788-91.
71. Kendall, F.P., et al., *Muscles: Testing and Function with Posture and Pain*. 5th ed. 2005, Baltimore, MA: Williams & Wilkins.
72. Kilner, J.M., S.N. Baker, and R.N. Lemon, *A novel algorithm to remove electrical cross-talk between surface EMG recordings and its application to the measurement of short-term synchronisation in humans*. J Physiol, 2002. **538**(Pt 3): p. 919-30.
73. Flanders, M. and J.F. Soechting, *Arm muscle activation for static forces in three-dimensional space*. J Neurophysiol, 1990. **64**(6): p. 1818-37.
74. Akaike, H., *A new look at statistical model identification*. IEEE Transactions on Automatic Control, 1974. **19**(6): p. 716-723.
75. Schwarz, G., *Estimating the dimension of a model*. Annals of Statistics, 1978. **6**(2): p. 461-464.
76. Zucchini, W., *An Introduction to Model Selection*. J Math Psychol, 2000. **44**(1): p. 41-61.
77. d'Avella, A., et al., *Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations*. J Neurosci, 2006. **26**(30): p. 7791-810.
78. Lacquaniti, F., J.F. Soechting, and S.A. Terzuolo, *Path constraints on point-to-point arm movements in three-dimensional space*. Neuroscience, 1986. **17**(2): p. 313-24.
79. Kargo, W.J. and S.F. Giszter, *Individual premotor drive pulses, not time-varying synergies, are the units of adjustment for limb trajectories constructed in spinal cord*. J Neurosci, 2008. **28**(10): p. 2409-25.
80. Mardia, K.V., J.T. Kent, and J.M. Bibby, *Multivariate analysis*. Probability and mathematical statistics, ed. Z.W. Birnbaum and E. Lukacs. 1979, London ; New York: Academic Press. 521.
81. Bell, A.J. and T.J. Sejnowski, *An information-maximization approach to blind separation and blind deconvolution*. Neural Comput, 1995. **7**(6): p. 1129-59.
82. Makeig, S., et al., *Blind separation of auditory event-related brain responses into independent components*. Proc Natl Acad Sci U S A, 1997. **94**(20): p. 10979-84.
83. Torres-Oviedo, G., J.M. Macpherson, and L.H. Ting, *Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations*. J Neurophysiol, 2006. **96**(3): p. 1530-46.
84. Weiss, E.J. and M. Flanders, *Muscular and postural synergies of the human hand*. J Neurophysiol, 2004. **92**(1): p. 523-35.
85. d'Avella, A. and M.C. Tresch, *Modularity in the motor system: decomposition of muscle patterns as combinations of time-varying synergies.*, in *Advances in Neural Information Processing Systems 14*, T.G. Dietterich, S. Becker, and Z. Ghahramani, Editors. 2002, MIT Press. p. 141-148.
86. Klein Breteler, M.D., K.J. Simura, and M. Flanders, *Timing of muscle activation in a hand movement sequence*. Cereb Cortex, 2007. **17**(4): p. 803-15.
87. Ivanenko, Y.P., et al., *Coordination of locomotion with voluntary movements in humans*. J Neurosci, 2005. **25**(31): p. 7238-53.
88. Caminiti, R., et al., *Making arm movements within different parts of space: the premotor and motor cortical representation of a coordinate system for reaching to visual targets*. J Neurosci, 1991. **11**(5): p. 1182-97.
89. Zhang, K. and T.J. Sejnowski, *Neuronal tuning: To sharpen or broaden?* Neural Comput, 1999. **11**(1): p. 75-84.
90. Mussa-Ivaldi, F.A., *Do neurons in the motor cortex encode movement direction? An alternative hypothesis*. Neurosci Lett, 1988. **91**(1): p. 106-11.

91. Fagg, A.H., A. Shah, and A.G. Barto, *A computational model of muscle recruitment for wrist movements*. J Neurophysiol, 2002. **88**(6): p. 3348-58.
92. Flanders, M. and J.F. Soechting, *Parcellation of sensorimotor transformations for arm movements*. J Neurosci, 1990. **10**(7): p. 2420-7.
93. Atkeson, C.G. and J.M. Hollerbach, *Kinematic features of unrestrained vertical arm movements*. J Neurosci, 1985. **5**(9): p. 2318-30.
94. Perreault, E.J., R.F. Kirsch, and P.E. Crago, *Multijoint dynamics and postural stability of the human arm*. Exp Brain Res, 2004. **157**(4): p. 507-17.
95. Burdet, E., et al., *The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance*. Nature, 2001. **414**(6862): p. 446-9.
96. Schieber, M.H., *Constraints on somatotopic organization in the primary motor cortex*. J Neurophysiol, 2001. **86**(5): p. 2125-43.
97. Shinoda, Y., P. Zarzecki, and H. Asanuma, *Spinal branching of pyramidal tract neurons in the monkey*. Exp Brain Res, 1979. **34**(1): p. 59-72.
98. Shinoda, Y., J. Yokota, and T. Futami, *Divergent projection of individual corticospinal axons to motoneurons of multiple muscles in the monkey*. Neurosci Lett, 1981. **23**(1): p. 7-12.
99. Cheney, P.D. and E.E. Fetz, *Comparable patterns of muscle facilitation evoked by individual corticomotoneuronal (CM) cells and by single intracortical microstimuli in primates: evidence for functional groups of CM cells*. J Neurophysiol, 1985. **53**(3): p. 786-804.
100. Rathelot, J.A. and P.L. Strick, *Muscle representation in the macaque motor cortex: an anatomical perspective*. Proc Natl Acad Sci U S A, 2006. **103**(21): p. 8257-62.
101. Devanne, H., et al., *Integrated motor cortical control of task-related muscles during pointing in humans*. J Neurophysiol, 2002. **87**(6): p. 3006-17.
102. Ethier, C., et al., *Linear summation of cat motor cortex outputs*. J Neurosci, 2006. **26**(20): p. 5574-81.
103. Ethier, C., et al., *Corticospinal control of antagonistic muscles in the cat*. Eur J Neurosci, 2007. **26**(6): p. 1632-41.
104. Gibson, J., *The senses considered as perceptual systems*. 1966, London: Allen and Unwin.
105. Lee, D., *Visuo-motor coordination in space-time*, in *Tutorials in Motor Behavior*, G. Stelmach and J. Requin, Editors. 1980, North-Holland: Amsterdam.
106. Savelsbergh, G.J., H.T. Whiting, and R.J. Bootsma, *Grasping tau*. J Exp Psychol Hum Percept Perform, 1991. **17**(2): p. 315-22.
107. Savelsbergh, G.J., et al., *The role of predictive visual temporal information in the coordination of muscle activity in catching*. Exp Brain Res, 1992. **89**(1): p. 223-8.
108. Lee, D.N., et al., *Visual timing in hitting an accelerating ball*. Q J Exp Psychol A, 1983. **35**(Pt 2): p. 333-46.
109. Lacquaniti, F. and C. Maioli, *Adaptation to suppression of visual information during catching*. J Neurosci, 1989. **9**(1): p. 149-59.
110. Lacquaniti, F. and C. Maioli, *The role of preparation in tuning anticipatory and reflex responses during catching*. J Neurosci, 1989. **9**(1): p. 134-48.
111. Lacquaniti, F. and C. Maioli, *Distributed control of limb position and force*, in *Tutorials in Motor Behavior II*, G. Stelmach and J. Requin, Editors. 1992, Elsevier: Amsterdam.
112. Lacquaniti, F., M. Carrozzo, and N. Borchese, *The role of vision in tuning anticipatory motor responses of the limbs*, in *Multisensory Control of Movement*, A. Berthoz, Editor. 1993.
113. Tresilian, J.R., *Four questions of time to contact: a critical examination of research on interceptive timing*. Perception, 1993. **22**(6): p. 653-80.
114. Zago, M., et al., *Internal models of target motion: expected dynamics overrides measured kinematics in timing manual interceptions*. J Neurophysiol, 2004. **91**(4): p. 1620-34.

115. McIntyre, J., et al., *Does the brain model Newton's laws?* Nat Neurosci, 2001. **4**(7): p. 693-4.
116. Peper, L., et al., *Catching balls: how to get the hand to the right place at the right time.* J Exp Psychol Hum Percept Perform, 1994. **20**(3): p. 591-612.
117. Dessing, J.C., et al., *Adaptations of lateral hand movements to early and late visual occlusion in catching.* Exp Brain Res, 2008.
118. Dessing, J.C., et al., *Prospective control of manual interceptive actions: comparative simulations of extant and new model constructs.* Neural Netw, 2002. **15**(2): p. 163-79.
119. Tresilian, J.R. and A. Lonergan, *Intercepting a moving target: effects of temporal precision constraints and movement amplitude.* Exp Brain Res, 2002. **142**(2): p. 193-207.
120. Tresilian, J.R. and A.M. Plooy, *Effects of acoustic startle stimuli on interceptive action.* Neuroscience, 2006. **142**(2): p. 579-94.
121. Brouwer, A.M., E. Brenner, and J.B. Smeets, *Hitting moving objects: is target speed used in guiding the hand?* Exp Brain Res, 2002. **143**(2): p. 198-211.
122. Brouwer, A.M., J.B. Smeets, and E. Brenner, *Hitting moving targets: effects of target speed and dimensions on movement time.* Exp Brain Res, 2005. **165**(1): p. 28-36.
123. Alderson, G., D. Sully, and H. Sully, *An operational analysis of a one-handed catching task using high speed photography.* Journal of Motor Behavior, 1974. **6**(4): p. 217-226.
124. Whiting, H.T., *An operational analysis of a continuous ball throwing and catching task.* Ergonomics, 1970. **13**(4): p. 445-54.