

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI MILANO BICOCCA

Dipartimento di Chirurgia e Medicina Traslazionale

Dottorato in Neuroscienze



LA VALUTAZIONE DEGLI EQUIVALENTI  
MOTORI NELLO STUDIO DEL MOVIMENTO  
IN SOGGETTI LOMBALGICI

STUDIO PRELIMINARE

**Tutor**

Prof. Cesare Giuseppe Cerri

**PhD candidate**

Roberto Meroni

Matricola 049930

Dottorato in Neuroscienze - XXVII Ciclo

## SOMMARIO

---

1	Abstract .....	4
2	INTRODUZIONE.....	5
2.1	Motor Synergies ed Equilibrium-Point Hypothesis .....	7
2.2	Controllo neurale del movimento .....	10
2.3	Controllo vs Coordinazione .....	12
2.3.1	Motor Synergies e UCM Hypothesis .....	12
2.3.2	The Equilibrium-Point Hypothesis.....	17
2.3.3	Referent Configuration: connettere la EP-Hypothesis ed il principio delle Sinergie .....	24
2.3.4	Metodi per assicurarsi la stabilità motoria .....	28
3	Scopo dello studio .....	32
4	MATERIALI E METODI.....	33
4.1	Partecipanti allo studio .....	33
4.2	Modalità di raccolta ed analisi dati .....	33
4.3	Motion capture .....	34
4.3.1	Marker-set e definizione di un Modello.....	35
4.3.2	Pipeline per l'estrazione delle variabili di interesse.....	38
4.4	Approccio UCM, .....	41
4.4.1	Schema generale di analisi .....	41
4.4.2	Approccio UCM utilizzato.....	43
4.5	Definizione delle variabili di performance .....	46
4.5.1	Inclinazione del tronco rispetto al laboratorio.....	46
4.5.2	Spostamento del COM .....	47
4.6	Modalità di esecuzione del gesto.....	51
5	RISULTATI .....	54
5.1	Parametri temporali.....	54
5.2	Descrizione artrocinematica .....	55
5.2.1	Serie FREE e serie POST a confronto .....	58
5.2.2	Serie FREE, serie HIP e serie BACK a confronto.....	60
5.2.3	Serie STANDARD e serie FREE a confronto.....	62
5.2.4	Serie TAPE e serie FREE a confronto .....	64
5.3	UCM.....	67
5.3.1	Ipotesi 1 (H1) – movimento angolare del tronco .....	67
5.3.2	Ipotesi 2 (H2) – spostamenti del COM .....	69

6	DISCUSSIONE e CONCLUSIONI .....	72
7	Bibliografia .....	80
8	INDICE DELLE FIGURE .....	89

# 1 ABSTRACT

---

Introduzione: L'importanza del controllo motorio e dei pattern di movimento corretti nei pazienti affetti da dolore muscolo-scheletrico sono considerati da alcuni autori un elemento chiave per la valutazione ed il trattamento delle sindromi da dolore muscolo-scheletrico. In questo contesto si inserisce l'interesse dello studio degli equivalenti motori, ovvero la capacità del Sistema Nervoso Centrale di generare azioni motorie attraverso il sistema muscolo-scheletrico, mantenendo un parametro correlato all'andamento del task (compito) nonostante le variazioni di valori degli elementi motori sottostanti. Nei soggetti con dolore lombare non è mai stato studiato il fenomeno degli equivalenti motori, anche se diversi studi sono stati pubblicati rispetto il controllo motorio e l'esecuzione di esercizi terapeutici volti a migliorare il pattern di attivazione motoria.

Scopo: Analizzare il pattern motorio e gli equivalenti motori in soggetti affetti da LBP e in soggetti di controllo attraverso tecniche di analisi del movimento.

Materiali e metodi: 11 soggetti di cui 4 affetti da dolore lombare cronico (LBP) sono stati valutati attraverso un sistema di analisi del movimento. Il compito analizzato consisteva nel raggiungere una scatola attraverso un movimento di flessione anteriore. Il movimento è stato effettuato con diverse modalità di esecuzione. La co-varianza articolare è stata valutata attraverso il metodo UCM. Per quanto riguarda l'analisi UCM sono state considerate due ipotesi relative alla stabilizzazione del tronco ed alla stabilizzazione dei movimenti del COM.

Risultati: I soggetti del gruppo LBP hanno evidenziato un maggior contributo al movimento in flessione lombare durante il movimento libero e sono emerse differenze nelle diverse modalità di esecuzione proposte. L'analisi UCM ha messo in evidenza differenze tra i due gruppi rispetto alla stabilizzazione del COM.

Conclusioni: È stato possibile applicare le tecniche proposte per lo studio del controllo motorio. Per quanto conosciuto dall'autore, questo è il primo esempio di applicazione del metodo UCM in soggetti affetti da LBP. Sono emerse delle differenze tra i due gruppi valutati. In particolare, per quanto concerne l'analisi UCM, non sembra essere supportata la prima ipotesi relativa alla stabilizzazione del tronco, sembra invece supportata l'ipotesi relativa alla stabilizzazione dello spostamento del COM.

## 2 INTRODUZIONE

---

L'importanza del controllo motorio e dei pattern di movimento corretti nei pazienti affetti da dolore muscolo-scheletrico sono considerati da alcuni autori un elemento chiave per la valutazione ed il trattamento delle sindromi da dolore muscolo-scheletrico. In particolare il low back pain è uno dei disordini muscoloscheletrici più comuni nella popolazione occidentale ed è una possibile causa di disabilità. La prevalenza del low back pain è stata descritta con punte che arrivano all'84%, questo disordine risulta diventare cronico nel 23% dei casi e, infine, una percentuale compresa tra l'11% ed il 12% sviluppa disabilità correlata a questa patologia. Il low back pain comporta un notevole peso economico sia per quanto riguarda i costi diretti, come la perdita di giornate lavorative o i costi sanitari, che per quelli indiretti (1) (2) (3). La classificazione diagnostica di questo tipo di disturbo resta un problema aperto: diversi studi hanno infatti messo in evidenza che, per quanto riguarda la classificazione in sottogruppi, intesi come cluster classificatori in grado di identificare la causa principale del problema e di conseguenza guidare il clinico verso la scelta del trattamento più idoneo, la letteratura esistente è limitata e non offre chiari indirizzi (4) (5). Lo studio della classificazione in sottogruppi è ancora in fase iniziale ed è ritenuto un passaggio cruciale da molti autori, necessario per migliorare aspetti quali prognosi e trattamento. Le diverse classificazioni proposte in letteratura presentano una varia distribuzione del "peso specifico" assegnato a vari fattori comuni identificabili in: elementi biomeccanici (e.g. movimenti disfunzionali), elementi psicosociali (e.g. fear avoidance o aspetti cognitivi/comportamentali) ed elementi neurofisiologici (e.g. mediazione centrale/periferica degli stati dolorosi) (6) (7) (8) (9) (10) (11) (12).

Da tempo in letteratura è possibile trovare traccia di tipologie di trattamento che utilizzano esercizi di "controllo motorio" per la correzione del movimento alterato. Come indicato precedentemente, secondo alcuni autori, l'alterazione del movimento è tra le possibili cause che possono portare a

sviluppare dolore lombare. L'efficacia del trattamento basato sul controllo motorio sembra essere in parte supportata dalla letteratura recente (13) (14). In questo contesto si inserisce l'interesse dello studio degli equivalenti motori. Per equivalenti motori si intende la capacità del Sistema Nervoso Centrale di generare azioni motorie attraverso il sistema muscolo-scheletrico, mantenendo un parametro correlato all'andamento del task (compito) nonostante le variazioni di valori degli elementi motori sottostanti. (15) Il fenomeno è stato studiato misurando la capacità degli individui di effettuare un compito motorio o di produrre movimenti accurati quando gli elementi del sistema muscolo-scheletrico sono perturbati (16). Nei soggetti con LBP non è mai stato studiato il fenomeno degli equivalenti motori, anche se sono stati pubblicati diversi studi riguardanti il controllo motorio e l'esecuzione di esercizi terapeutici volti a migliorare il pattern di attivazione motoria. Alcuni lavori hanno poi mostrato come il dolore possa costituire un fattore determinante un'alterazione del controllo motorio e quindi un'incapacità a rispondere a perturbazioni esterne durante i movimenti, producendo adattamenti alterati e stereotipati (17) (18). Da queste considerazioni nasce l'interesse verso lo studio delle sinergie motorie nell'ambito dei disturbi muscoloscheletrici, in particolare per quanto riguarda il dolore cronico lombare.

## 2.1 MOTOR SYNERGIES ED EQUILIBRIUM-POINT HYPOTHESIS

Il controllo neurale del movimento umano costituisce un compito estremamente arduo. Il corpo umano è infatti composto da motori “lenti” e poco performanti (muscoli) e da numerose parti in movimento che presentano interazioni meccaniche complesse. Inoltre, come se non bastasse, il controllore (cervello) riceve informazioni ambigue e con sensibile ritardo da parte dei recettori sensoriali.

### **Muscoli lenti che producono forza in base a rapporti tra lunghezza e velocità**

Come menzionato nella parte introduttiva di questo capitolo i “nostri motori” sono i muscoli. I motori costruiti dagli ingegneri sono potenti, veloci e possono produrre una quantità di forza e momento in modo pre-impostato. In contrasto i muscoli sono lenti, non molto potenti e generano forze che dipendono dallo stato del muscolo stesso, ovvero in base alla sua lunghezza ad un dato istante ed alla velocità di contrazione. Questo significa che quando il muscolo riceve un segnale che ne determina la contrazione, l’outcome (ovvero la forza prodotta) non dipende solo dall’intensità del segnale ricevuto, ma anche dallo stato in cui il muscolo si trova (lunghezza e velocità). Dato che il movimento dei segmenti del corpo dipende anche da forze esercitate dall’ambiente circostante, la forza effettiva del muscolo diventa difficilmente prevedibile, a meno che il sistema nervoso centrale non possieda l’abilità di predire in modo perfetto i cambiamenti ambientali (condizione non possibile). Tutto ciò significa che il sistema nervoso centrale è impossibilitato a pre-impostare un pattern temporale per la forza muscolare, eccezion fatta per alcune condizioni replicate in laboratorio attraverso campi di forza esterni ripetibili e riproducibili. Questo aspetto è stato enfatizzato da Nikolai Bernstein, fisiologo russo, tra i padri dello studio contemporaneo del controllo motorio.

### **Recettori sensoriali che offrono informazioni confondenti**

Al fine di produrre movimenti volontari coordinati, per gli animali, è necessario raccogliere informazioni sull’ambiente circostante e sullo stato dei segmenti corporei. Queste informazioni sono usate per

pianificare le azioni così come per correggere i movimenti in corso di svolgimento (se non eseguiti in modo accurato o se una perturbazione esterna di sensibile entità dovesse presentarsi). Il nostro corpo è dotato di un grande numero di sensori che forniscono informazioni. In particolare abbiamo sensori di lunghezza e velocità muscolare (fusi neuromuscolari), di tensione tendinea (organi tendinei del Golgi), dello stato delle articolazioni (recettori articolari) e di pressione e movimento cutaneo (recettori cutanei e sottocutanei). A prima vista questi sensori sono sufficienti per provvedere alle informazioni necessarie. Tuttavia, quando si considera la loro strutturazione e proprietà, emergono alcuni problemi. I sensori sembrano “rumorosi” e le informazioni possono essere confondenti, se li paragoniamo ai sensori che vengono utilizzati nei sistemi di movimento artificiale.

Per esempio i fusi neuromuscolari producono segnale connesso alla lunghezza e velocità del muscolo, ma il guadagno di questi sensori è modulato da un sistema speciale di neuroni nel midollo spinale, i gamma-motoneuroni. Per questo motivo lo stesso segnale può essere generato ad una lunghezza e velocità diverse, a seconda della mediazione da parte dei gamma-motoneuroni.

Gli organi tendinei del Golgi sono sensori accurati per quanto riguarda la tensione a livello del tendine. Tuttavia i movimenti articolari comportano rotazioni. Questo significa che la misurazione adeguata per descrivere la forza che agisce su una articolazione sarebbe costituita dai momenti di forza, non dalla sola forza applicata. Una determinata tensione applicata ad un tendine si esprime in momenti di forza differenti applicati all’articolazione a seconda della posizione della stessa. Al modificarsi della posizione articolare infatti cambia anche il braccio di leva sfruttato per produrre movimento. Per questo motivo le sole informazioni derivanti dagli organi tendinei del Golgi sono insufficienti per conoscere questa variabile (momento della forza). I recettori articolari sembrano ancora meno affidabili nel fornire una delle informazioni apparentemente di maggiore importanza: la posizione articolare, la velocità angolare ed il momento della forza.



### **Tempi di conduzione lenti**

Pensiamo ai rapidi cambiamenti che possono verificarsi durante un gesto: le perturbazioni esterne possono essere piuttosto frequenti. Per evitare che il movimento venga eccessivamente influenzato o reso futile da tali perturbazioni è necessario che il sistema corregga l'azione muscolare in modo adeguato. Queste correzioni si basano sui segnali sensoriali che informano rispetto a quanto si sta verificando (perturbazione inattesa). Il problema principale è rappresentato dalla relativa lunghezza del tragitto che il segnale deve percorrere (tipicamente nell'ordine di un metro) e dalla velocità di conduzione, che è piuttosto bassa (nel migliore dei casi intorno ai 100 m/s, anche se spesso è molto inferiore). Tutto questo risulta comunemente in ritardi nell'ordine di alcune decine di millisecondi, anche nelle situazioni dove è presente la più rapida reazione motoria ad uno stimolo periferico. Questi ritardi possono raggiungere facilmente il decimo di secondo (e oltre) se il calcolo della latenza viene considerato tra l'insorgere di un segnale periferico e l'effettiva esecuzione di una azione motoria utile prodotta da un muscolo. Se consideriamo alcuni dei gesti volontari rapidi che vengono effettuati da un essere umano, si tratta, come è evidente, di tempi particolarmente lunghi. Ad esempio uno sprinter può coprire una distanza di un metro in questo lasso di tempo, mentre una pallina da tennis percorre una distanza di circa cinque metri. Per questo motivo il nostro sistema nervoso centrale si confronta sempre con informazioni "sorpassate" rispetto allo stato degli organi periferici; informazioni che sono ancora più superate una volta che il segnale generato dal controller neurale raggiunge la muscolatura target (1).

### **Neuroni – elementi dal funzionamento a soglia**

L'elemento principale del sistema nervoso centrale è la cellula neurale: il neurone. Si è soliti pensare che individualmente i neuroni e le reti neuronali effettuino tutte le computazioni necessarie che permettono all'organismo di funzionare in modo adeguato. I neuroni presentano una caratteristica che

sembra rappresentare una fonte di problemi computazionali: sono elementi a soglia (threshold elements). Questo significa che piccoli cambiamenti del segnale di input al neurone, ovvero cambiamenti nel potenziale sulla sua membrana, non comportano nessun cambiamento a livello del suo output, fintanto che questi cambiamenti non raggiungono un certo livello soglia. Al raggiungimento della soglia i neuroni generano un segnale standard, il potenziale d'azione, le cui caratteristiche non dipendono dalla forza del segnale di input. Per questo motivo conoscere l'output di un neurone (una serie temporale di potenziali di azione) non è di alcuna utilità per risalire l'input giunto al neurone stesso. Un esempio può essere rappresentato da una luce che viene accesa in una stanza tramite un interruttore, non possiamo sapere con quanta forza sia stato premuto l'interruttore, sappiamo solo che tale forza era sufficiente affinché l'interruttore fosse attivato. Siamo di fronte quindi ad un insormontabile problema di ricostruzione inversa del funzionamento.

## 2.2 CONTROLLO NEURALE DEL MOVIMENTO

Uno dei tentativi effettuati nell'ambito dello studio del controllo neurale del movimento umano è stato quello di applicare paradigmi sviluppati grazie ai progressi in ambito ingegneristico e dalla teoria del controllo. Questo ha fatto sì che venissero sviluppati modelli interpretativi che paragonavano il corpo umano ad un robot dai numerosi difetti di progettazione, gestito da un potente elaboratore. Al fine di ovviare ai vari difetti progettuali del corpo umano (rispetto a sistemi mobili artificiali dotati di potenti motori, privi di ritardi nella trasmissione di impulsi elettrici tra i circuiti etc...) si ipotizzava che il cervello contenesse dei "modelli interni" delle complesse interazioni che devono avvenire sia internamente al corpo che tra il corpo e l'ambiente circostante. Questa idea era costruita sull'assioma per cui, al fine di produrre un movimento di un effettore da un punto A ad un punto B, il controllore deve essere sicuro che i profili temporali della forza (e momento della forza) vengano applicati all'effettore. Questo

assioma, che costituisce il fondamento dell'approccio alla programmazione motoria, è apparentemente così ovvio che realizzarne l'erroneità richiede un discreto sforzo.

Una visione alternativa origina dall'osservazione dell'organizzazione del corpo umano e, nello specifico, del sistema nervoso centrale. La produzione del movimento umano è permessa da un sistema dinamico costituito da molteplici elementi che evolve nel tempo ed il cui output (inclusi forza e momenti della forza generati) non possono essere predefiniti da nessun controller neurale, indipendentemente da quanto questo sia intelligente ed evoluto (2). Un sistema di questa natura può essere controllato soltanto impostandone i parametri, mentre l'output emerge al verificarsi della presenza di determinati parametri e dell'interazione con l'ambiente che si sviluppa secondo le leggi della fisica. Questo approccio al movimento volontario è stato sviluppato nel corso degli ultimi cinquant'anni (revisionato in (3) (4) (5)) parallelamente ed in competizione con l'approccio della programmazione motoria (revisionato in (6) (7) (8) (9)).

Il movimento risultante dall'azione di un effettore umano, sia esso una singola articolazione fino ad arrivare all'intero corpo, è costituito da una transizione tra differenti stati di equilibrio (equilibrium points, EPs). L'esecuzione di un movimento richiede che l'EP originario sparisca e che un nuovo EP (o una serie di EPs nel tempo) venga definito.

Una caratteristica sorprendente del comportamento motorio è la sua stabilità in riferimento a variabili importanti (definite dagli obiettivi) nonostante la presenza di forze esterne non prevedibili e di elementi intrinsecamente rumorosi. Il concetto di stabilità dei movimenti volontari è stato affrontato in una eccellente revisione scritta da Hasan (10). Uno degli aspetti che sono emersi dalla revisione è che la stabilità non è sempre desiderabile in quanto la sua presenza implica un compromesso con la manovrabilità. Questa visione è molto vicina a recenti sviluppi del concetto di sinergie intese come

“organizzatori neurali” che simultaneamente assicurano stabilità e flessibilità dei movimenti (revisionato in (11) (12)).

Sinergie ed Equilibrium Points hypothesis sono in contrasto tra loro? Nel corso dei prossimi paragrafi cercheremo di affrontare questo tema.

Ci sono due metodi per assicurare un comportamento motorio stabile: non sinergici e sinergici. Nei metodi sinergici di produzione della stabilità il sistema rispetta il principio della “minimal final action” (uno sviluppo del famoso principio della “minimal interaction” descritto da Gefland e Tsletlin (13)) e sono naturalmente compatibili con i principi del controllo del movimento umano descritto con i criteri degli EPs. Inoltre la stabilità degli stati di equilibrio, oltre ad essere appositamente creata, può anche essere distrutta di proposito.

## 2.3 CONTROLLO VS COORDINAZIONE

Con il termine “controllo” intendiamo la natura delle variabili neurali che sono manipolate per produrre i movimenti, mentre con il termine “coordinazione” si intende la “co-variazione” degli output degli elementi che costituiscono il sistema appartenenti ad un sistema complesso (composto da elementi multipli). Iniziando ad affrontare la coordinazione è necessario introdurre il concetto dell’ Uncontrolled Manifold (UCM) hypothesis e le sue relazioni tra questa e le sinergie.

### 2.3.1 MOTOR SYNERGIES E UCM HYPOTHESIS

Assumiamo che il controllo neurale del movimento sia gerarchico e che ad ogni livello nella gerarchia la variabile di input sia “low-dimensional” rispetto a quella di output (figura 1). Per questo motivo ogni livello gerarchico deve confrontarsi con un apparente problema di ridondanza: come definire l’output (variabile elementale) dato un input che specifica cosa deve fare il sistema nella sua interezza?

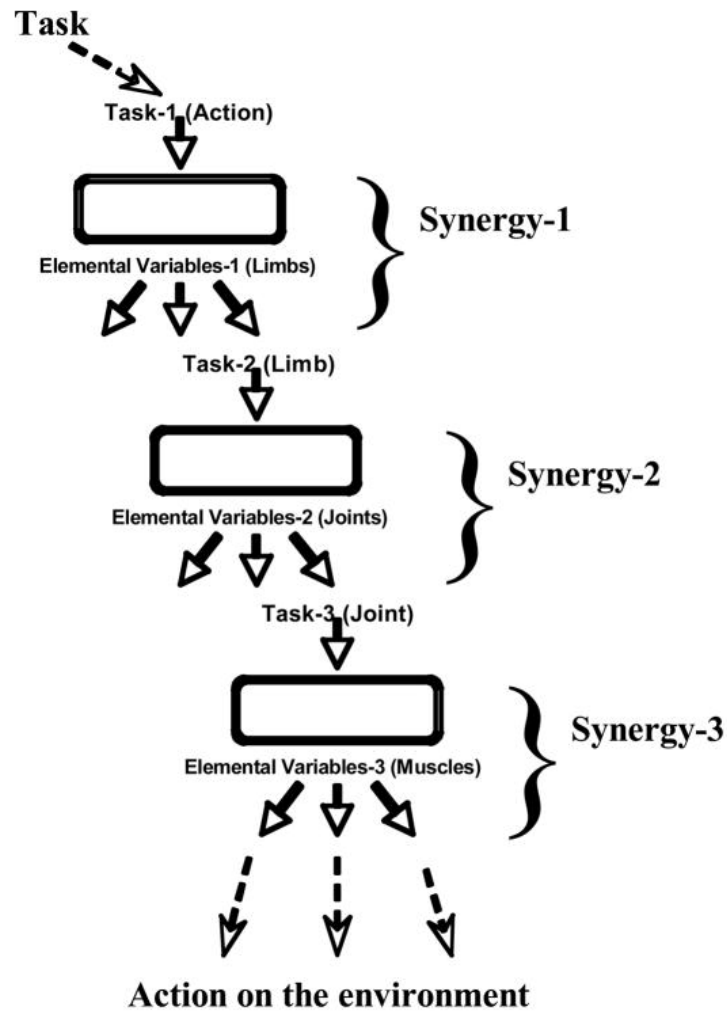


Figura 1 Un possibile schema per la rappresentazione della gerarchia del controllo motorio. Ad ogni livello è presente una “mappatura” di tipo “pochi a molti” (il segnale input è low-dimensional se paragonato all’output che ne consegue). I segnali di output costituiscono gli input per un livello gerarchicamente inferior. Circuiti di feedback tra e entro i livelli non sono rappresentati in questo schema per evitarne l’eccessiva complicazione.

Noi ipotizziamo che ad ogni livello il problema sia risolto senza identificare una soluzione univoca ed ottimale, bensì facilitando insiemi/famiglie di soluzioni che sono tutte capaci di risolvere il compito in modo adeguato (il principio di abbondanza come definite da Glefand e Latash (14) (15)). Questo risultato è raggiunto attraverso la co-variazione delle variabili elementali in modo tale che l’output generale rimanga vicino al valore richiesto. Useremo il termine “sinergia” per indicare una meccanismo neurale ipotetico che assicura una co-variazione compito-specifica delle variabili elementali al fine di

ottenere le specifiche proprietà di stabilità necessarie per ottenere l' output variabile (performance) desiderato.

Esiste un collegamento naturale tra la nozione di sinergia e la UCM hypothesis (16) (17). La UCM hypothesis afferma che il controller agisce in uno spazio di tipo "high dimensional" di variabili elementali e organizza in questo spazio un sotto-spazio (UCM) che corrisponde al valore desiderato di una particolare variabile di performance. Inoltre il controller organizza la co-variazione tra le variabili elementali (nell'ambito di diversi trial di movimento o nel tempo per trial ripetuti), in modo tale che la loro variabilità sia per lo più vincolata all'UCM. Questo può essere interpretato come una stabilizzazione della variabile di performance. L'idea dell'UCM è molto simile a quanto descritto da altri autori come:

- Demers e Kreutz-Delgado (18) - "self-motion manifold"
- Laboissiere et al. (19) – "no-motion manifold"
- Cusumano e Cesari – "goal-equivalent manifold"

La figura seguente illustra in linea generale l'idea che sottende l'UCM hypothesis. Un semplice esempio può essere costituito dalla necessità di produrre un certo livello di forza complessiva attraverso due effettori indipendenti. In questo caso potremmo ipotizzare l'utilizzo di due dita: indice della mano destra e della mano sinistra. Questo compito ha un numero infinito di possibili soluzioni che possono essere illustrate su un diagramma forza-forza utilizzando una linea retta. Nella figura 2 è rappresentata dalla linea tratteggiata che, a tutti gli effetti, rappresenta la UCM per questo compito.

Il controller potrebbe preferire che la forza totale sia divisa tra le due dita in un certo modo, per esempio 40%-60%. Per ogni dito è attesa una certa variabilità (inevitabile) della forza applicata tra una prova e l'altra. Nella figura (figura 2) sono ben visibili tre ellissi che rappresentano tre possibili distribuzioni dei dati sperimentali ricavati da una serie di trial. La distribuzione circolare illustra

l'assenza di co-variazione tra gli output (forza espressa) da parte delle due dita, questo rappresenta una non sinergia. L'ellisse che si sviluppa lungo la linea tratteggiata corrisponde ad una sinergia che stabilizza la forza totale in quanto la maggior parte della variazione della forza delle due dita non modifica il valore di forza totale desiderato (questa componente di varianza sarà definita "varianza buona",  $V_{GOOD}$ ) e solo una piccola frazione della varianza ("varianza cattiva",  $V_{BAD}$ ) porta ad una variazione della forza totale desiderata. Infine l'ellisse che si sviluppa in modo ortogonale all'UCM corrisponde ad una maggiore presenza di  $V_{BAD}$  rispetto alla  $V_{GOOD}$ , il che potrebbe essere interpretato come una co-variazione che destabilizza l'output di forza totale.

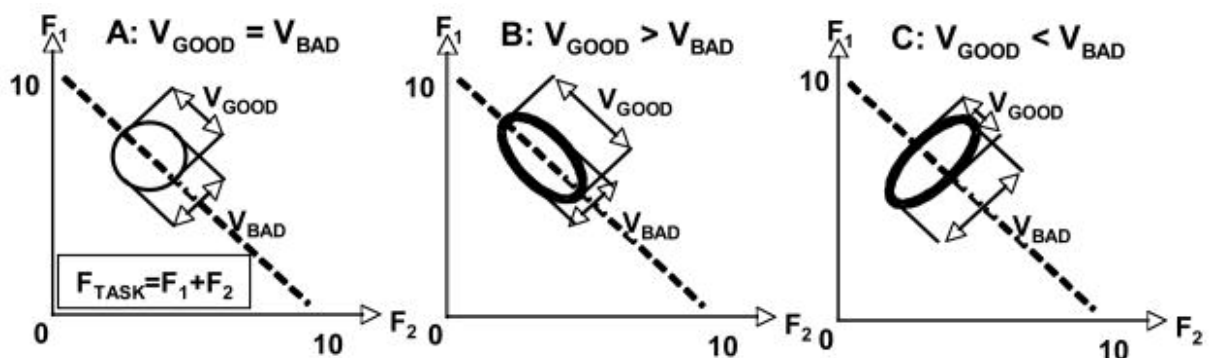


Figura 2 Rappresentazione delle componenti "buone" ( $V_{GOOD}$ ) e "cattive" ( $V_{BAD}$ ). Il compito (TASK) è di produrre un livello di forza costante ( $F_{TASK}$ ) usando due effettori che generano le forze  $F_1$  e  $F_2$ . La linea tratteggiata corrisponde all'equazione  $F_{TASK} = F_1 + F_2$  e definisce l'uncontrolled manifold (UCM) per questa variabile di performance. Sono rappresentate tre ellissi che illustrano altrettante distribuzioni di dati. La distribuzione circolare (A) implica l'assenza di co-variazione tra  $F_1$  ed  $F_2$ , una "non sinergia". L'ellisse che si sviluppa lungo la linea tratteggiata (B) corrisponde ad una relazione in cui  $V_{GOOD} > V_{BAD}$ , una sinergia che stabilizza  $F_{TASK}$ . Infine l'ellisse che si sviluppa in senso ortogonale alla linea tratteggiata corrisponde ad una relazione  $V_{BAD} > V_{GOOD}$ , che potrebbe essere interpretata con una co-variazione che destabilizza  $F_{TASK}$ .

In questo sistema lineare semplice la UCM è lineare, tuttavia non è sempre questo il caso. Per esempio alcuni compiti comuni richiedono il movimento dell'estremità di un arto verso un obiettivo. In questo caso i movimenti rotatori delle singole articolazioni possono essere visti come le variabili elementali: la relazione tra i piccoli cambiamenti di queste variabili e le variazioni delle coordinate finali raggiunte dall'estremità non è lineare. Per un compito di questo tipo l'analisi viene tipicamente svolta sfruttando

un'approssimazione lineare, usando lo spazio-nullo della matrice Jacobiana ( $J$ , che mappa i piccoli cambiamenti delle variabili elementari nei cambiamenti della variabile di performance globale) come approssimazione locale dell'UCM (approfondimenti in (17) (20) (12)).

Per definizione lo spazio-nullo di  $J$  è un insieme di tutte le soluzioni vettoriali  $x$  dell'equazione  $Jx = 0$ . All'interno dello spazio-nullo i cambiamenti della variabile di performance sono nulli. Originariamente lo scopo delle sinergie era visto come un mezzo di organizzazione di un sistema con gradi di libertà apparentemente ridondanti in modo da raggiungere una bassa variabilità (elevate stabilità) della variabile di output funzionalmente importante (21) (11). Si noti tuttavia che la definizione di sinergia è basata su una diseguaglianza  $V_{GOOD} > V_{BAD}$ . La variabilità dell'output è definita da  $V_{BAD}$ . Per quale motivo il controller faciliterebbe una grande presenza di  $V_{GOOD}$  se, per definizione, questa è irrilevante ai fini della performance? Alcuni studi hanno messo in evidenza che  $V_{GOOD}$  non è irrilevante, bensì ha un effetto positivo (22) (23). Di per se una grande presenza di  $V_{GOOD}$  non influenza la variabilità della performance, ma permette la flessibilità del sistema necessaria ad eseguire altri compiti usando le stesse variabili elementari e, potenzialmente, di rapportarsi con perturbazioni inattese applicate ad uno (o alcuni) degli elementi. C'è evidenza del fatto che l'aumento di  $V_{GOOD}$  possa essere connesso alla necessità di permettere al sistema di esplorare varie soluzioni nell'ambito di condizioni di contorno inusuali o in condizioni di incertezza (24) (25) (26).

Molti studi hanno usato il metodo della UCK Hypothesis per quantificare le sinergie che stabilizzano varie variabili di performance attraverso diversi insiemi di variabili elementari, cinetiche, cinematiche ed elettromiografiche (5) in vari task motori. Tuttavia tutti questi studi hanno utilizzato variabili di performance periferiche prodotte da elementi apparenti (o i loro ipotetici diretti precursori, i cosiddetti modi (27) (28)), non da variabili di controllo. In parte questo problema era dovuto all'elusiva natura delle variabili di controllo. La seguente sezione ne descrive le caratteristiche.



### 2.3.2 THE EQUILIBRIUM-POINT HYPOTHESIS

L'EP-hypothesis (29) (30) costituisce, per quanto di nostra conoscenza, l'unica teoria nel campo del controllo motorio che specifica le variabili fisiologiche dal sistema nervoso centrale come "variabili di controllo". Una denominazione più adeguata per definire l'EP-hypothesis è stata indicata da Feldman e Levin (30): Threshold Control Theory (TCT). Secondo questi autori la TCT è sopravvissuta nel tempo ed ai diversi tentativi di confutazione in quanto i suoi principi fondanti: 1) il concetto di Equilibrium-Point e 2) la nozione che cambiamenti nelle posizioni soglia che sottendono agli shift di EP ed alle azioni motorie, sono empiricamente solidi e sono ben stabiliti in letteratura. Questa teoria si basa sul fatto che i segnali di controllo centrale modificano le soglie di attivazione degli alfa-motoneuroni in base al livello dei segnali afferenti relativi alla lunghezza muscolare (soglia del riflesso tonico da stiramento,  $\lambda$ ) attraverso una riduzione delle soglie di depolarizzazione degli alfa-motoneuroni. I segnali centrali non sono gli unici a contribuire a  $\lambda$  (lunghezza soglia per l'ingaggio del riflesso tonico da stiramento), che infatti cambia anche con la velocità del muscolo (a causa della sensibilità alla velocità delle terminazioni dei fusi muscolari), in base ai segnali inviati dai recettori sensoriali di altri muscoli ed in base alla storia di attivazione (31).

Consideriamo un singolo muscolo (figura 3 e 4). Impostare un valore di  $\lambda$  porta ad instaurare una dipendenza tra la forza muscolare attiva rispetto alla lunghezza (invariant characteristic, IC). La forza, il livello di attivazione e la lunghezza del muscolo cambiano tutte in base alla IC. Questo significa che impostare un valore di  $\lambda$  non definisce alcuna delle variabili periferiche precedentemente menzionate, esse emergono in base al carico applicato ( $L$ , figura 3 e 4). Il punto di intersezione tra le caratteristiche del carico (tre carichi di natura differente: isotonico, isometrico ed elastico, sono illustrate nella figura 3 e 4) è il punto di equilibrio (EP) del sistema. Si noti che EP non è un valore di lunghezza muscolare, bensì una combinazione di lunghezza muscolare e valori relativi alla forza. I meccanismi di

stabilizzazione della postura assicurano stabilità dell'EP in presenza di perturbazioni ad opera di forze esterne variabili.

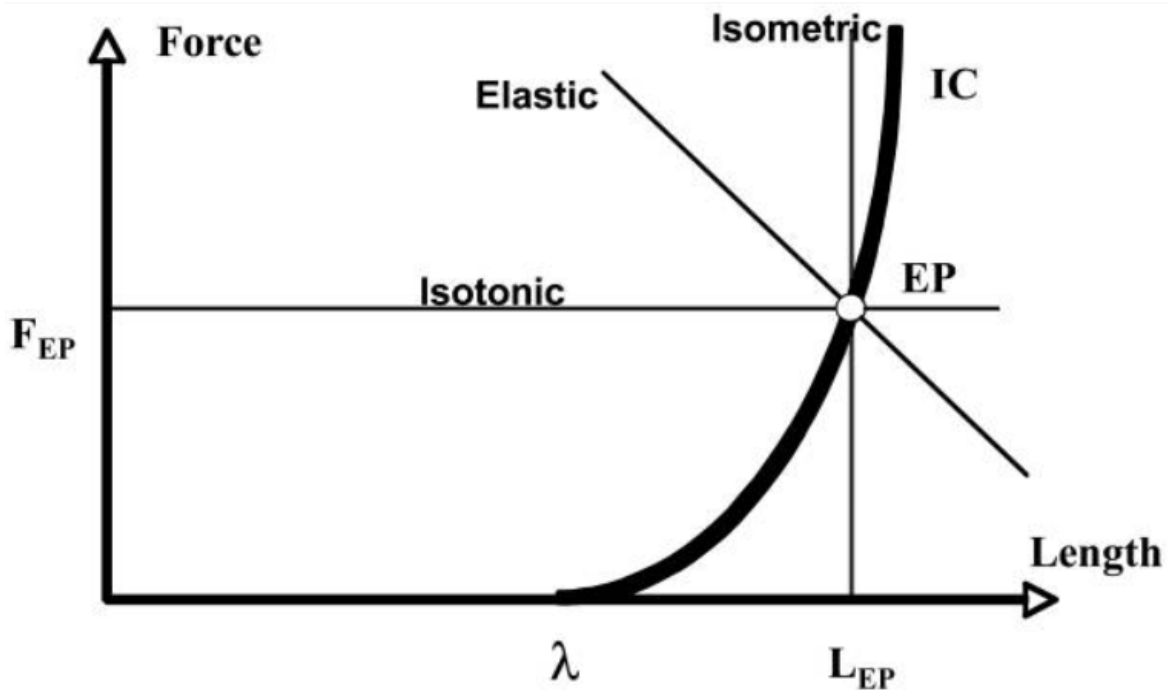


Figura 3 Rappresentazione della EP-hypothesis nell'ambito di un singolo muscolo. La definizione del valore di  $\lambda$  definisce la dipendenza della forza muscolare attiva sulla lunghezza (IC). La forza, il livello di attivazione e la lunghezza del muscolo cambiano seguendo la IC. Il punto di intersezione tra le caratteristiche del carico (L) rappresenta il punto di equilibrio (EP) del sistema e corrisponde ad una combinazione di lunghezza muscolare ( $L_{EP}$ ) e forza muscolare ( $F_{EP}$ ).

Seguendo questo schema sono possibili due tipi di movimento: passivo che segue i cambiamenti di carico (L) senza un cambiamento di  $\lambda$ , e attivo, ovvero quando  $\lambda$  viene modificata dal controller. In entrambi i casi l'EP originario si sposta in una nuova localizzazione che può implicare una modifica di lunghezza, forza o di entrambi i parametri.

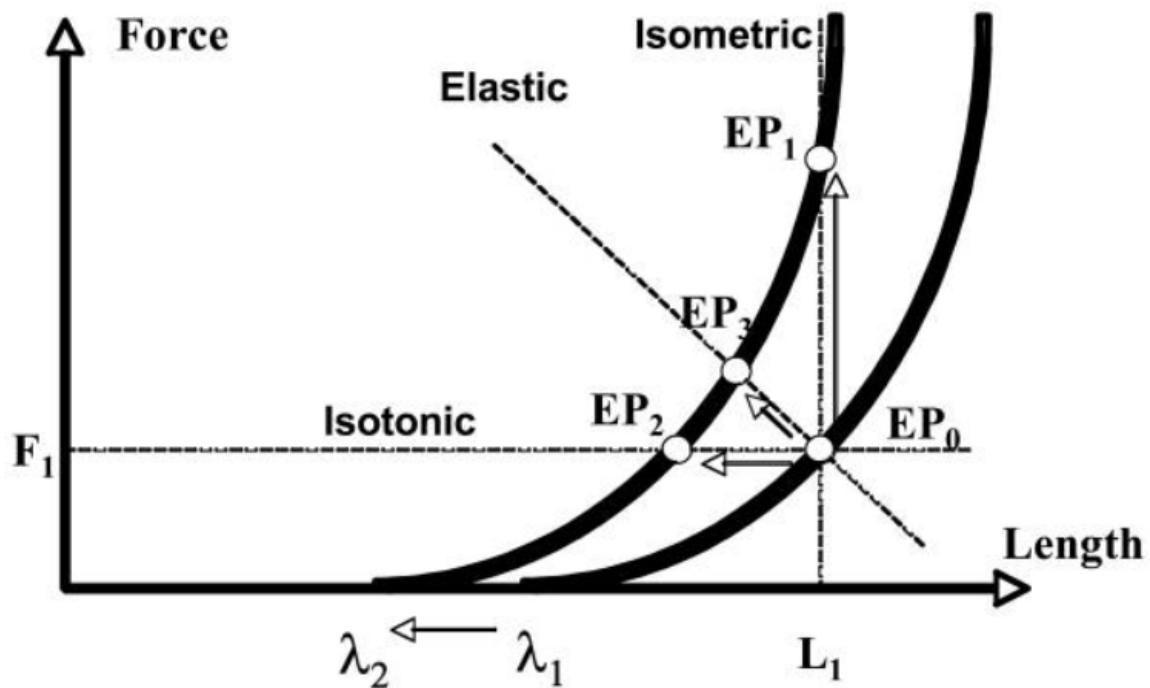


Figura 4 All'interno della EP Hypothesis il movimento può emergere in seguito ad un cambiamento del carico esterno ( $L$ ) o ad uno spostamento (shift) della variabile di controllo centrale  $\lambda$ . Uno shift da  $\lambda_1$  a  $\lambda_2$  può portare ad un cambiamento nella forza espressa (condizioni isometriche,  $EP_0 - EP_1$ ), della lunghezza (condizioni isotoniche,  $EP_0 - EP_2$ ) o di entrambe ( $EP_0 - EP_3$ ).

Il controllo muscolare volontario è associato a tre distinti pattern temporali di variabili importanti:

- 1- Il profilo temporale della variabile di controllo  $\lambda(t)$ , che può essere visto come la “traiettoria di controllo”.
- 2- L'EP istantaneo: per ogni  $\lambda$  (dato un carico esterno) è presente un EP istantaneo, ovvero una combinazione di lunghezza muscolare e forza che si potrebbe osservare se il processo di controllo fosse fermato e se al sistema fosse dato il tempo di raggiungere uno stato di equilibrio. L'EP istantaneo, tipicamente, non è direttamente osservabile, in particolare a causa delle proprietà inerziali del sistema. Una sequenza temporale di EP forma una “equilibrium trajectory” del sistema che può essere descritta con due variabili  $\{X_{EP}(t); F_{EP}(t)\}$ ; i.e. attraverso le unità di spostamento e di forza.

- 3- La “traiettoria attuale”, che può essere descritta sia con unità di spostamento che di forza (per esempio in condizioni isotoniche, isometriche o elastiche). La traiettoria attuale è l’unica osservabile in modo affidabile, mentre i tentativi di ricostruzione delle altre due traiettorie coinvolte semplifica il modello del sistema di movimento (32) (45) e potrebbe portare a profili temporali distorti di  $\lambda(t)$  e di  $EP(t)$  (34).

Il controllo di una singola articolazione “semplice” che permette un solo grado di libertà cinematica può essere visto come il risultato della definizione delle variabili di controllo per i muscoli agonisti ed antagonisti. Ci sono almeno due muscoli che attraversano qualsiasi articolazione. Per questo motivo ci sono almeno due variabili di controllo:  $\lambda_{FL}$  e  $\lambda_{EX}$  che specificano la soglia del riflesso tonico da stiramento per ognuno dei due muscoli la cui azione è in contrapposizione (per esempio un flessore ed un estensore).

Questa osservazione ben si adatta alla pratica quotidiana: cosa può essere fatto con una articolazione?

- È possibile effettuare un movimento verso una nuova posizione, in assenza di forze esterne, oppure produrre torchio, in presenza di resistenza applicata. Questi due aspetti (movimento e produzione di torchio) sono outcome periferici dello stesso comando motorio.
- Un’altra possibilità è quella di co-contrarre coppie di muscoli agonisti ed antagonisti in modo tale che non sia prodotto torchio netto (assenza di movimento netto). L’articolazione risulta tuttavia stabilizzata/irrigidita (in senso non patologico).

Queste due possibilità corrispondono a due combinazioni di shift (spostamento) delle curve  $F(L)$  dei due muscoli che si oppongono.

Per considerare il controllo di una articolazione all’interno del framework della EP hypothesis è necessario utilizzare variabili meccaniche che siano adeguate a descrivere la rotazione (come un angolo articolare  $\alpha$ ) e il torchio che si verifica all’articolazione (T). Le due curve  $F(L)$  per i due muscoli in

opposizione possono essere rappresentate come curve  $T(\alpha)$  (figura 5). Siccome i muscoli operano in senso contrario tra loro uno di questi (l'antagonista) produce valori di  $T$  negativi. Le due curve possono spostarsi (shift) nella stessa direzione lungo l'asse  $X$  o in direzioni opposte.

Nel primo caso uno shift porta ad un aumento del livello di attivazione e della forza prodotta da un muscolo e ad una riduzione dell'attivazione e della forza prodotta dal suo antagonista. Nel secondo caso i due muscoli mostrano un cambiamento parallelo (aumento o decremento) nella quantità di forza prodotta e nel livello di attivazione. Questi cambiamenti nell'attivazione muscolare sono comunemente definiti come "reciprocal" e "coactivation". Per questo motivo chiameremo "comando  $r$ " o reciproco un comando che porta ad uno shift (spostamento) parallelo delle curve  $F(L)$ , mentre chiameremo "comando  $c$ " o di co-attivazione il comando che porta ad uno shift (spostamento) delle curve in direzioni opposte (conseguentemente estende o limita il range di co-attivazione dei muscoli tra loro antagonisti).

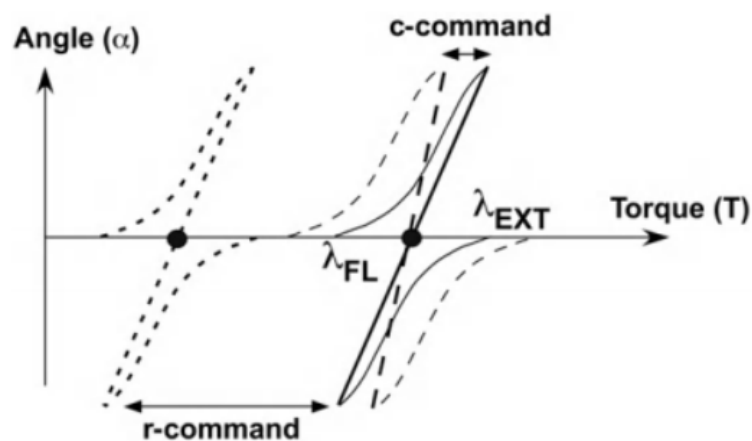


Figura 5 Il controllo di una singola articolazione può essere descritto usando valori di  $\lambda$  per i muscoli che agiscono su di essa, per esempio  $\lambda_{FL}$  e  $\lambda_{EXT}$  in riferimento a flessori ed estensori. In alternativa è possibile utilizzare due altre variabili "comando  $r$ " (reciproco) e "comando  $c$ " (co-attivazione) che corrispondono a cambiamenti unidirezionali e contro-direzionali dei due valori  $\lambda$ . La IC dell'articolazione e  $T(\alpha)$  vengono spostate (shift) dal "comando  $r$ " e ruotate dal "comando  $c$ ".

In condizioni isotoniche, quando il carico esterno è zero, un cambiamento del comando reciproco (comando-r) comporta un cambiamento della posizione (angolo) articolare (si paragonino EP<sub>1</sub> ed EP<sub>3</sub> nella figura 6, pannello A), mentre un cambiamento nel comando di coattivazione non comporta un cambiamento dell'angolo articolare. Tuttavia la "stiffness apparente" dell'articolazione, ovvero l'inclinazione della linea T( $\alpha$ ), cambia (figura 6 pannello A). Se il carico esterno è diverso da zero, un cambiamento nel comando-c porterà ad un cambiamento della posizione articolare associato ad un aumento della stiffness apparente (si paragoni EP<sub>1</sub> ed EP<sub>3</sub> nella figura 6, pannello B).

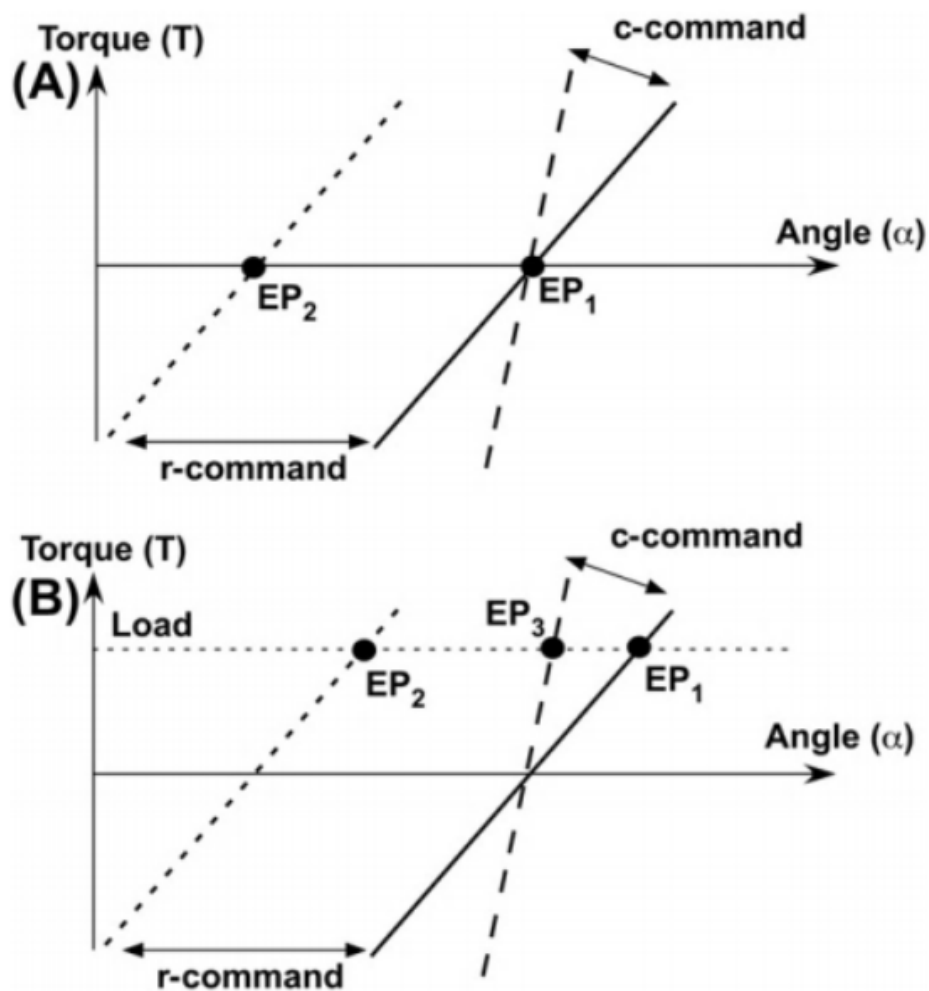
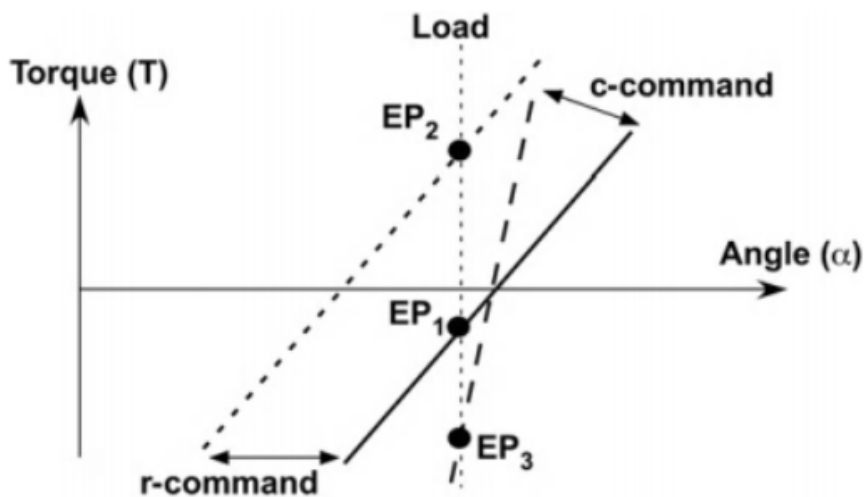


Figura 6 In condizioni isotoniche, quando il carico esterno è zero, un cambiamento del comando-r porta ad un cambiamento della posizione (angolo) articolare (EP<sub>1</sub> ed EP<sub>2</sub> nel pannello A). Un cambiamento del comando-c invece non comporta un movimento articolare, bensì un cambiamento dell'inclinazione della linea T( $\alpha$ ). Se un carico esterno è presente (non zero), il

*cambiamento del comando-c può comportare lo spostamento della posizione (angolo) articolare in aggiunta al cambiamento della stiffness articolare apparente (si paragoni EP<sub>1</sub> ed EP<sub>3</sub> nel pannello B).*

In condizioni isometriche un cambiamento del comando-r produce un torchio netto in una delle direzioni, mentre gli effetti di un cambiamento del comando-c comportano sia un cambiamento nel torchio netto che nella stiffness articolare apparente (si paragoni EP<sub>1</sub>, EP<sub>2</sub> ed EP<sub>3</sub> nella figura 7).

La coppia  $\{r, c\}$  è equivalente alla coppia  $\{\lambda_1, \lambda_2\}$ . È stata suggerita una relazione semplice tra queste due coppie:  $r = (\lambda_1 + \lambda_2) / 2$ ;  $c = (\lambda_1 - \lambda_2) / 2$ ; ovviamente da queste due equazioni è possibile esprimere  $\lambda_1$  ed  $\lambda_2$  come una semplice funzione di  $r$  e  $c$ . È naturale considerare il controllo di una articolazione come gerarchicamente superiore al controllo muscolare. Le due variabili  $\{r, c\}$  hanno un chiaro significato spaziale:  $r$  definisce il punto medio di un intervallo (range) di posizioni articolari all'interno del quale entrambi i muscoli sono attivi, mentre  $c$  definisce la dimensione di questo intervallo. Siccome la maggior parte delle articolazioni sono attraversate da più di due muscoli, la mappatura delle coppie  $\{r, c\}$  sui valori  $\lambda$  è un esempio di problema di ridondanza.



*Figura 7 In condizioni isometriche un cambiamento del comando-r produce cambiamenti del torchio netto (si paragonino EP<sub>1</sub> ed EP<sub>2</sub>). Un cambiamento nel comando-c modifica sia il torchio netto che la stiffness apparente (si paragonino EP<sub>1</sub> ed EP<sub>3</sub>).*

### 2.3.3 REFERENT CONFIGURATION: CONNETTERE LA EP-HYPOTHESIS ED IL PRINCIPIO DELLE SINERGIE

Il principio generale che è sotteso alla EP-Hypothesis, ovvero il controllo neurale basato sullo shift di soglie per l'attivazione muscolare, è stato generalizzato nella forma della "referent configuration hypothesis" (4) (35). In accordo con questa ipotesi il controller neurale imposta una "referent configuration" del corpo (o dei punti salienti sul corpo), ovvero la posizione rispetto alla quale tutti i muscoli si trovano a livello della soglia di attivazione prevista dai riflessi di stiramento. Discrepanze tra la configurazione "actual" (la configurazione del corpo in un dato momento) e quella "referent" comportano l'attivazione muscolare che ha come finalità la transizione (attraverso il movimento) dalla configurazione "actual" a quella "referent". Si verifica comunemente che la configurazione "actual" non possa raggiungere quella "referent" a causa di condizioni anatomiche o di forze esterne che comportano una attivazione non-nulla della muscolatura nel punto di equilibrio.

In altre parole, dato un insieme di variabili centrali e un insieme di constraint meccanici, il sistema neuromuscolare cerca di raggiungere uno stato di attivazione muscolare minima. Il principio di base può essere chiamato il principio di "*minimal final action*". Potremmo definirlo come il "cugino più giovane" del famoso principio di minima interazione introdotto da Gelfand e Tsetlin quasi 50 anni fa (1967). Gelfand e Tsetlin suggerirono che l'interazione tra elementi di un sistema composto da elementi multipli è organizzato in modo tale da minimizzare l'input esterno per ogni singolo elemento (ed allo stesso modo il suo output) mantenendo, nel frattempo, l'output totale del sistema in condizioni compatibili con il segnale di comando inviato da un controller gerarchicamente superiore. La *minimal final action* può anche essere vista come una conseguenza della tendenza naturale dei sistemi fisici a muoversi verso uno stato di minima energia potenziale.

Ci sono dei collegamenti naturali tra la EP-hypothesis e la definizione di *sinergie*. Anche a livello del singolo muscolo il meccanismo del riflesso tonico da stiramento, che gioca un ruolo centrale nella EP-



hypothesis, può essere visto come un particolare metodo basato su feedback di organizzazione di una sinergia di unità motorie multiple che stabilizza il livello di attivazione muscolare. Indubbiamente, se una unità motoria si dovesse spegnere improvvisamente (introduzione di un errore), la forza muscolare diminuirebbe, l'equilibrio tra la forza esercitata dal muscolo ed il carico esterno verrebbe violato, il muscolo subirebbe un allungamento, i suoi fusi neuro-muscolari aumenterebbero la frequenza di scarica e questo aumento porterebbe ad un aumento del livello globale di attivazione del pool motoneuronale che, almeno in parte, compenserebbe per "l'errore originale".

Immaginiamo una persona che cerca di effettuare il raggiungimento di un target. Al livello più alto della gerarchia le variabili di controllo potrebbero essere associate all'impostazione di due variabili multi-dimensionali: 1) la *referent position* che rappresenta la posizione finale (endpoint) da raggiungere (R) e 2) la sua stiffness apparente (C). R è definita come una posizione, in cui l'endpoint si trova in equilibrio, dato un campo di forze esterne. C invece definisce la resistenza a lente e piccole perturbazioni (l'idea del controllo dell'impedenza dell'endpoint (36)). Queste variabili risultano da coppie di  $\{r,c\}_i$  per ogni  $i$ -esimo grado cinematico di libertà. Assumiamo che  $\{R,C\}$  sia dimensionalmente più piccolo di tutte le coppie  $\{r,c\}_i$  combinate. Allora il problema di definizione di un insieme di  $\{r,c\}_i$  basati su  $\{R,C\}$  è ridondante e potrebbe richiedere la creazione di insiemi multiple sinergie di  $\{r,c\}$  che stabilizzano  $\{R,C\}$  (figura 8 parte alta)

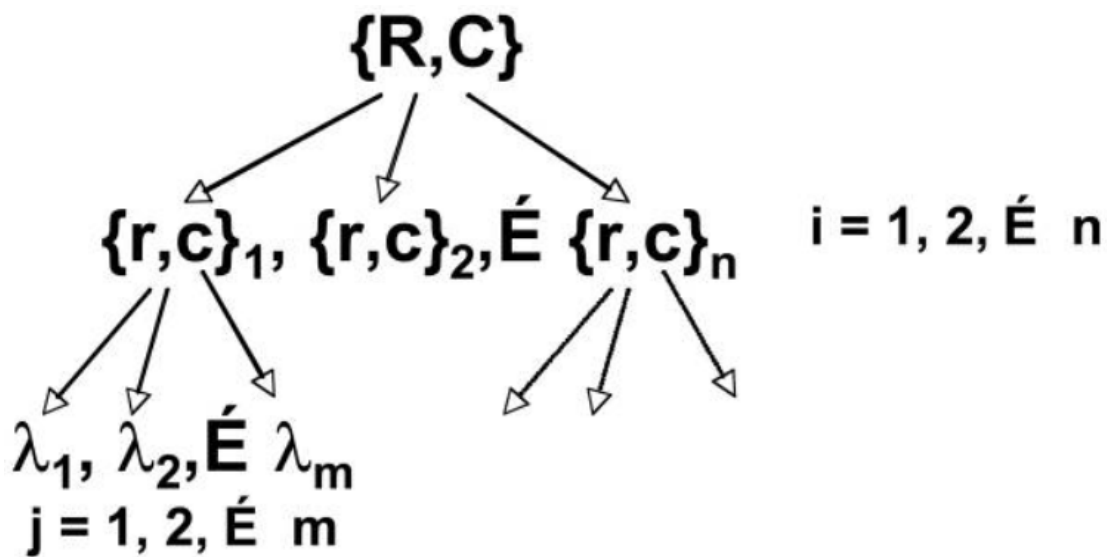


Figura 8 Ipotesi di gerarchia di variabili di controllo all'interno di una referent configuration hypothesis definita dal compito di posizionare l'endpoint di una catena cinematica ridondante all'interno di un bersaglio. Al livello più alto, in base al compito, una referent configuration  $\{R,C\}$  viene selezionata. Al livello successivo questi segnali proiettano su  $n$  coppie di  $\{r,c\}$  per le singole articolazioni. Al livello successivo, ogni coppia di  $\{r,c\}$  funge da input per una sinergia che definisce un numero  $m$  di valori  $\lambda$  per i muscoli che partecipano al compito.

Allo step successivo, le variabili di controllo muscolare  $\{\lambda_j\}$  devono essere definite da ogni coppia di  $\{r,c\}$ . La maggior parte delle articolazioni sono attraversate da più di due muscoli, per esempio il gomito (articolazione relativamente semplice), che presenta solo un grado di libertà cinematica (se consideriamo la sola articolazione tra omero ed ulna), è attraversato da tre flessori e tre estensori (considerando i muscoli primari). Per questo anche il problema di definire un insieme di  $\{\lambda_j\}$  per ogni coppia di  $\{r,c\}$  è un problema ridondante. Anche in questo caso una sinergia multipla di  $\lambda$  potrebbe essere usata per risolvere questo problema in base al principio di abbondanza (figura precedente, parte bassa). Alla luce di ciò il paradigma di controllo che fa uso della referent configuration può essere visto come basato su una gerarchia di sinergie di variabili di controllo.

Un ulteriore collegamento tra la referent configuration hypothesis e le sinergie è che, almeno per quanto riguarda le sinergie di variabili di performance studiate nei primi lavori, possono essere naturalmente il risultato di un metodo di controllo che implementa delle referent configuration. Per esempio consideriamo la presa di un oggetto con due dita che si oppongono (figura 9). In accordo con

la referent configuration hypothesis questa azione è associata all'impostazione di una "apertura di riferimento" ( $AP_{REF}$ ) tra le dita (37). L'oggetto non permette alle dita di muoversi verso  $AP_{REF}$ . Come risultato la differenza tra l'apertura "attuale" ( $AP_{ACT}$ ) e  $AP_{REF}$  porta alla produzione di presa attiva.

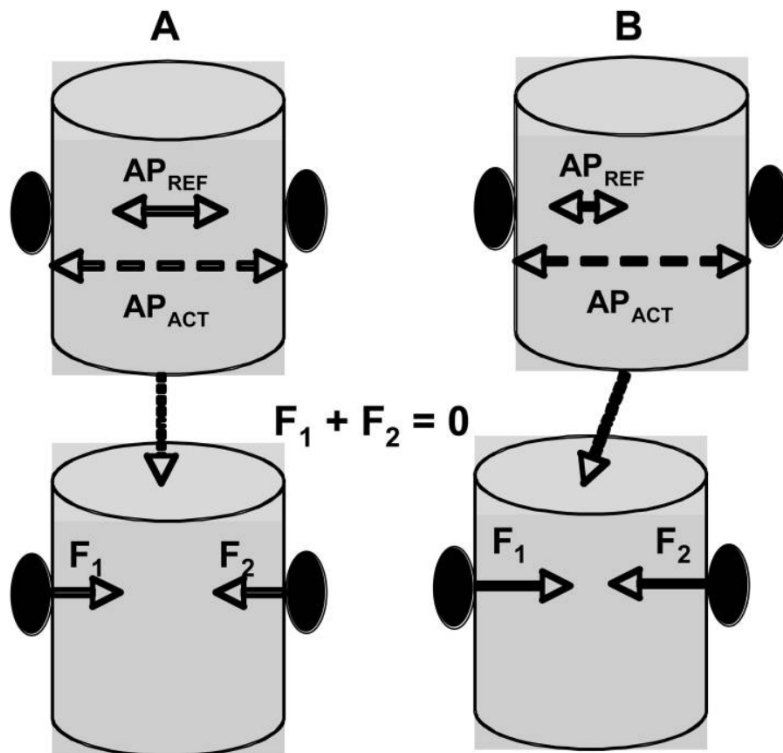


Figura 9 Impostare un valore di aperture di riferimento ( $AP_{REF}$ ) porta ad ottenere la generazione di forza contro le pareti dell'oggetto, questo grazie alla differenza tra l'apertura attuale ( $AP_{ACT}$ ) e  $AP_{REF}$  (parte superiore della figura). Questo metodo di controllo porta sempre all'eguaglianza tra due forze opposte ( $F_1 + F_2 = 0$ ; parte inferiore della figura) che può essere raggiunta in differenti localizzazioni spaziali se  $AP_{REF}$  si trova in posizione decentrata rispetto alla posizione attuale.

Consideriamo ora il compito: non permettere lo spostamento dell'oggetto rappresentato nelle figura precedente (figura 9), lungo l'asse X. Per ottenere questo risultato le forze prodotte dagli effettori che si oppongono devono avere lo stesso modulo:  $F_1 + F_2 = 0$ . Questa equazione presenta due incognite – un problema di ridondanza – ci si può attendere che coinvolga una sinergia tra due dita che stabilizzi la forza risultante ad un livello prossimo allo zero (confermato sperimentalmente (38) (39) (40)). Si noti tuttavia che impostare  $AP_{REF}$  di per se porta naturalmente verso questa sinergia. Impostare un  $AP_{REF}$  più grande o più piccolo (entro limiti ragionevoli), centrato più vicino ad una delle due dita piuttosto

che all'altra, avrà sempre come risultato finale  $F_1 + F_2 = 0$ , mentre le forze prodotte da ogni singolo dito e la localizzazione spaziale dell'oggetto manipolato può cambiare nei vari trial sperimentali. Infine si noti che, se i due effettori appartenessero a due soggetti differenti, questo metodo di controllo non sarebbe più disponibile. I due partecipanti dovrebbero quindi impostare un insieme di coordinate di riferimento per ogni effettore piuttosto che un livello di apertura di riferimento. Questa circostanza porta ad una riduzione significativa delle sinergie che stabilizzano la forza risultante nella direzione dell'asse X (40).

Questo semplice esempio illustra come il principio del controllo che sfrutta la definizione di valori di riferimento per punti importanti del corpo  $\{R,C\}$ , in combinazione con il principio di minimal final action, possa portare a relazioni sinergiche tra variabili elementari senza che sia aggiunta l'azione di alcun controller "intelligente". Per realizzare questo principio, il feedback sensoriale rispetto alla variabile principale ( $AP_{ACT}$ ) deve essere utilizzato come input per il neurone la cui soglia è stata impostata dal controller ad un valore  $AP_{REF}$ . Se  $AP_{ACT} > AP_{REF}$  il neurone genererà potenziale di azione che avranno come obiettivo lo spostamento (shift) di  $\lambda$  per i muscoli che producono la chiusura delle dita in opposizione tra loro (possibilmente usando lo schema gerarchico illustrato precedentemente). Le dita si avvicineranno tra loro fino a che  $AP_{ACT} = AP_{REF}$  o, se esiste un constraint esterno che ne impedisce l'ulteriore avvicinamento, fino a che verrà sviluppata forza utile alla prensione.

#### 2.3.4 METODI PER ASSICURARSI LA STABILITÀ MOTORIA

Data una referent configuration impostata centralmente, il sistema neuromotorio si muove verso uno stato di minima attivazione muscolare (minimal final action) compatibile con le forze esterne e l'anatomia. Tuttavia sappiamo che le capacità di un essere umano non si limitano soltanto a posizionare un'estremità di un arto all'interno di un obiettivo (target). È infatti possibile anche irrigidire (stabilizzare) l'arto in assenza di movimento attraverso una co-contrazione della muscolatura. Per

questo motivo ipotizziamo che la minimal final action possa essere scalata da un secondo componente di controllo legato al desiderio di stabilità dell'endpoint che ha raggiunto un target e, possibilmente, con uno scambio tra stabilità ed attivazione muscolare. Molti studi hanno evocato la necessità di esplorare questo metodo di raggiungimento della stabilità attraverso la co-attivazione muscolare (41) (42) (43) (44). In particolare sono stati dimostrati dei collegamenti diretti tra l'instabilità posturale e la modulazione di un indice di co-contrazione muscolare (associato con il comando-c nell'ambito della EP-hypothesis) attraverso esperimenti su soggetti mantenuti in stazione eretta in presenza o meno di fattori destabilizzanti (45).

Il principio delle sinergie suggerisce che la stabilità possa essere raggiunta anche in un altro modo, non direttamente associato con l'aumento di attivazione muscolare (e quindi una stiffness apparente articolare maggiore). La stabilità della variabile di performance (per esempio le coordinate finali dell'estremità di un arto) può essere aumentata attraverso l'organizzazione di una opportuna co-variazione tra le variabili elementali che permette di assicurare che ogni deviazione delle variabili elementali sia "incanalata" verso la "buona variabilità" (come descritto in precedenza:  $V_{GOOD}$ ).

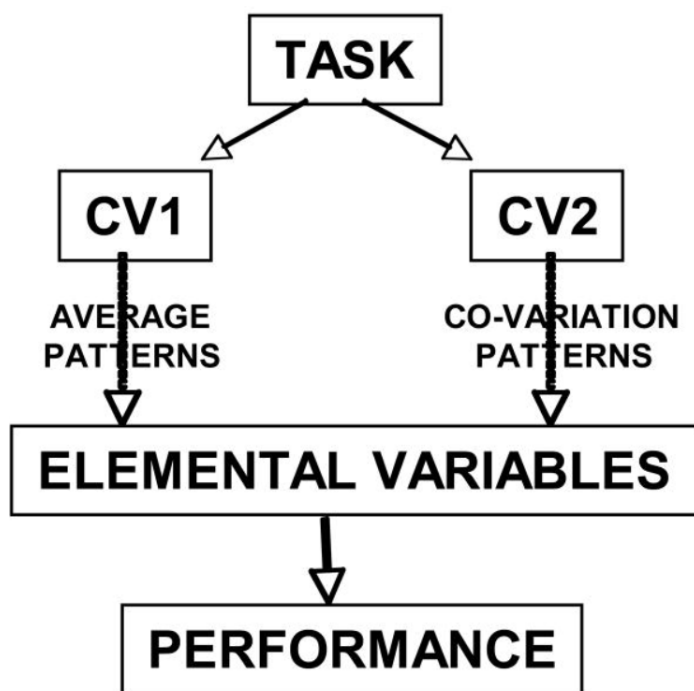
Esistono quindi due modi per aumentare la stabilità della performance:

- 1- aumentare la co-contrazione muscolare modificando in modo appropriato gli output dei muscoli (scalando in modo opportuno);
- 2- organizzare una sinergia multi-muscolo che gestisca appropriate co-variazioni di livelli di attivazione muscolare che, mediamente, potrebbero rimanere invariati.

Il primo metodo è tipico dei compiti poco usuali e di compiti effettuati da un soggetto che presenta delle disfunzioni del sistema neuromuscolare. Questo tipo di interpretazione è supportata da un discreto numero di studi che documentano l'aumento degli indici di co-contrazione muscolare durante le fasi iniziali dell'apprendimento motorio in persone con impairment motori (46) (47) (48).

Il secondo metodo riflette un'importante caratteristica delle sinergie motorie, ovvero la loro abilità nell'assicurare due caratteristiche: **stabilità** e **flessibilità** (flessibilità intesa come capacità di raggiungere lo stesso valore di una importante variabile di performance tramite una combinazione di differenti variabili elementali: "ripetizione senza ripetizione" (49) (21)).

Nella seguente immagine (figura 10) è rappresentato un ipotetico schema di controllo che utilizza due tipi di variabili di controllo: CV1, che è connessa al valore che si desidera sia raggiunto dalla variabile di performance, e CV2, che è connessa alle sinergie che stabilizzano o non stabilizzano la variabile di performance. L'EP-hypothesis suggerisce che CV1 deve essere una "referent configuration" tradotta in soglie di attivazione muscolare. Non esiste una ipotesi equivalente per CV2 allo stato attuale. Esistono tuttavia alcuni modelli proposti che verranno discussi in seguito.



*Figura 10 Un ipotetico schema di controllo con due variabili di controllo: CV1 connessa al valore desiderato per la variabile di performance e CV2 legato alle sinergie che possono o meno stabilizzare la variabile stessa.*

L'ipotesi dell'esistenza di due gruppi di variabili di controllo porta con sé alcune conseguenze (predizioni):

- Predizione 1 - Esiste la possibilità di modificare una di queste variabili senza che l'altra venga modificata. Questo significa, in particolare, che le sinergie potrebbero essere modificate senza che l'output generale del sistema ad elementi multipli venga modificato e, vice-versa, un'azione (un cambiamento volontario della variabile di performance) potrebbe iniziare senza un cambiamento nelle sinergie pre-esistenti che stabilizzano la variabile.
- Predizione 2 – L'esperienza potrebbe portare a cambiamenti di pattern sia in CV1 che in CV2. Un cambiamento di CV1 comporta un miglioramento della media delle performance in trial ripetuti. Un cambiamento in CV2 porterà una maggiore o minore proporzione di  $V_{GOOD}$  nella varianza totale e, in modo corrispondente, ad una performance più o meno stereotipata.
- Predizione 3 – Una performance motoria disfunzionale (atipica) può essere associata con pattern disfunzionali (atipici) di CV1 e/o CV2. Se le variabili che formano il movimento sono affette, cambiamenti nella media dei pattern di movimento saranno attesi. Una CV2 disfunzionale (alterata) potrebbe portare a problemi di instabilità dei pattern motori senza che questo affligga necessariamente il loro profilo temporale. Sicuramente, in presenza di disordine che si mantengono nel tempo, sono attesi cambiamenti adattativi di CV1 e CV2 (50) (47).

### 3 SCOPO DELLO STUDIO

---

L'obiettivo principale di questo studio consiste nell'analizzare il pattern motorio e gli equivalenti motori in soggetti affetti da LBP e in soggetti di controllo attraverso tecniche di analisi del movimento. Questa affermazione si traduce quindi in due sotto-obiettivi:

- studiare il pattern motorio attraverso tecniche descrittive facenti parte dell'analisi cinematica del movimento convenzionale;
- studiare la presenza di equivalenti motori, attraverso il metodo UCM precedentemente descritto.

Come obiettivo secondario è stata considerata la valutazione dell'UCM in seguito all'introduzione di modifiche del pattern motorio.

Il movimento scelto consiste nel raggiungere e sollevare un oggetto posto di fronte al soggetto. Nello specifico una scatola dotata di maniglie.

Tutti i soggetti sono stati quindi sottoposti ad una valutazione non invasiva del movimento attraverso tecniche di analisi del movimento.

Lo studio del movimento è stato effettuato attraverso tecnica stereofotogrammetrica: pratica non invasiva che prevede la ripresa del movimento umano sfruttando telecamere operanti nella gamma dell'infrarosso e marcatori riflettenti (descritta nel capitolo 4.3).



## 4 MATERIALI E METODI

---

### 4.1 PARTECIPANTI ALLO STUDIO

Per questo studio sono stati reclutati 11 soggetti (10 uomini e una donna), di questi 7 non presentavano alcun deficit neurologico o condizioni patologiche di natura muscolo-scheletrica, mentre 4 soggetti presentavano all'anamnesi presenza di dolore lombare per almeno 3 mesi/anno, insorto da almeno 12 mesi. Nella tabella 1 sono riportate le caratteristiche dei soggetti reclutati.

Codice	ETÀ (anni)	PESO (Kg)	ALTEZZA (m)	BMI (Kg/m <sup>2</sup> )
CTRL001	23	60	1.71	20.5
CTRL002	24	82	1.74	27.1
CTRL003	24	82	1.82	24.8
CTRL004	21	79	1.84	23.3
CTRL005	24	77.5	1.79	24.2
CTRL006	23	74	1.85	23.6
CTRL007	23	75	1.80	21.6
LBP001	22	75	1.80	23.1
LBP002	38	54	1.68	19.1
LBP003	21	68	1.76	21.9
LBP004	24	77	1.70	26.6

Tabella 1

### 4.2 MODALITÀ DI RACCOLTA ED ANALISI DATI

Per la realizzazione di questo studio la raccolta ed analisi dei dati è stata svolta in diverse fasi e sfruttata strumenti e software di vario tipo con specifiche caratteristiche a seconda del tipo di analisi da eseguire. I dati relativi al movimento sono ① stati raccolti attraverso un sistema di motion capture (caratteristiche brevemente descritte nel capitolo 4.3), l'acquisizione è stata seguita da ② una prima fase di pre-elaborazione attraverso un software dedicato (QTM, Qualisys AB), per poi essere ③ elaborati attraverso l'utilizzo di un software specifico per l'analisi cinematica e dinamica del gesto (Visual3d, C-motion inc.). Successivamente ④ le variabili di interesse, estratte durante il secondo passaggio, sono state elaborate tramite un apposito codice sviluppato attraverso Matlab (MathCorks).

Infine ⑤ i risultati dell'analisi sono stati rappresentati attraverso statistiche descrittive e grafici realizzati con l'ausilio del software SPSS (IBM) ed Excel (Microsoft).

### 4.3 MOTION CAPTURE

Per la realizzazione di questo studio è stato utilizzato un sistema di motion capture. Gli strumenti ed i relativi software necessari al funzionamento del sistema sono:

- 7 telecamere ad infrarossi – Qualisys Proreflex MCU120;
- 1 piattaforma di forza – AMTI OR6/7;
- 1 amplificatore – AMTI MSA-6 MiniAmp: Strain Gage Amplifier;
- 1 elaboratore;
- Software: Qualisys Track Manager (QTM), Qualisys AB.

Il sistema così configurato permette di misurare il movimento attraverso la cattura delle traiettorie di marcatori riflettenti la luce infrarossa (markers di tipo passivo) ad una frequenza di 120 Hz. Per quanto concerne la dimensione dei marcatori questi presentano un diametro di 22 mm e vengono applicati sulla cute del soggetto attraverso del nastro biadesivo in specifiche zone, descritte nel capitolo successivo. Le tecniche di motion capture che sfruttano sistemi ottici sono ampiamente utilizzate e considerate, relativamente a molte applicazioni, il gold standard per lo studio del movimento umano ai fini scientifici e clinici. Per questo motivo in questo elaborato i relativi principi di funzionamento non verranno esposti.

Nonostante questa premessa è utile considerare alcune operazioni tecniche, escludendo le più elementari, che l'utilizzo di questi strumenti richiede:

- calibrazione del laboratorio;
- posizionamento dei marcatori sul soggetto;
- successivamente alla ripresa del gesto, pulizia dei dati ed etichettatura;
- elaborazione dei dati grezzi;
  - software dedicato, Visual3d;
  - creazione di specifiche routine di elaborazione/estrazione dei dati chiamate pipeline;

#### 4.3.1 MARKER-SET E DEFINIZIONE DI UN MODELLO

Uno degli elementi caratterizzanti l'analisi del movimento è la definizione di un marker-set, ovvero il protocollo da utilizzare per l'applicazione dei marker sulla cute che definisce il numero e la disposizione dei marcatori rispetto alle specifiche zone anatomiche. Per questo studio è stata usata una versione adattata del protocollo IORgait, sviluppato presso gli Istituti Ortopedici Rizzoli (51). Complessivamente sono stati utilizzati 45 marker: 42 per la definizione del movimento del corpo del soggetto e 3 per catturare i movimenti dell'oggetto da raggiungere e movimentare. La tabella (Tabella 2) e l'immagine seguenti riportano i nomi dei marcatori, la descrizione del relativo repere anatomico e, a titolo esemplificativo, la rappresentazione spaziale degli stessi nell'ambiente tridimensionale.

ID	Posizione anatomica	ID	Posizione anatomica
IJ	Incisura giugulare	GT_R	Gran trocantere destro
PX	Processo xifoideo	LE_R	Epicondilo femorale laterale destro
CLUS_IJ	Cluster incisura giugulare	ME_R	Epicondilo femorale mediale destro
CLUS_PX	Cluster processo xifoideo	HF_R	Testa del perone destro
ACR_R	Sommità dell'acromion destro	TT_R	Sommità della tuberosità tibiale destra
OLE_R	Olecrano destro	LM_R	Malleolo laterale destro
WRIST_R	Superficie dorsale del polso destro	MM_R	Malleolo mediale destro
ACR_L	Sommità dell'acromion sinistro	CAL_R	Porzione posteriore del calcagno destro
OLE_L	Olecrano sinistro	VMH_R	Testa del quinto metatarso destro
WRIST_L	Superficie dorsale del polso sinistro	IMH_R	Testa del primo metatarso destro
T1	Processo spinoso di T1	GT_L	Gran trocantere sinistro
S25	25% distanza tra i processi spinosi di T1 ed L5	LE_L	Epicondilo femorale laterale sinistro
S50	50% distanza tra i processi spinosi di T1 ed L5	ME_L	Epicondilo femorale mediale sinistro
S75	75% distanza tra i processi spinosi di T1 ed L5	HF_L	Testa del perone sinistro
S875	87,5% distanza tra i processi spinosi di T1 ed L5	TT_L	Sommità della tuberosità tibiale sinistro
L5	Processo spinoso di L5	LM_L	Malleolo laterale sinistro
PSIS_R	Spina iliaca postero-superiore destra	MM_L	Malleolo mediale sinistro
PSIS_L	Spina iliaca postero-superiore sinistra	CAL_L	Porzione posteriore del calcagno sinistro
ASIS_R	Spina iliaca antero-superiore destra	VMH_L	Testa del quinto metatarso sinistro
ASIS_L	Spina iliaca antero-superiore sinistra	IMH_L	Testa del primo metatarso sinistro
IC_R	Sommità della cresta iliaca destra		
IC_L	Sommità della cresta iliaca sinistra		
BOX_OO	Angolo inferiore sinistro della scatola		
BOX_OZ	Angolo superiore sinistro della scatola		
BOX_ZY	Angolo superiore destro della scatola		

Tabella 2

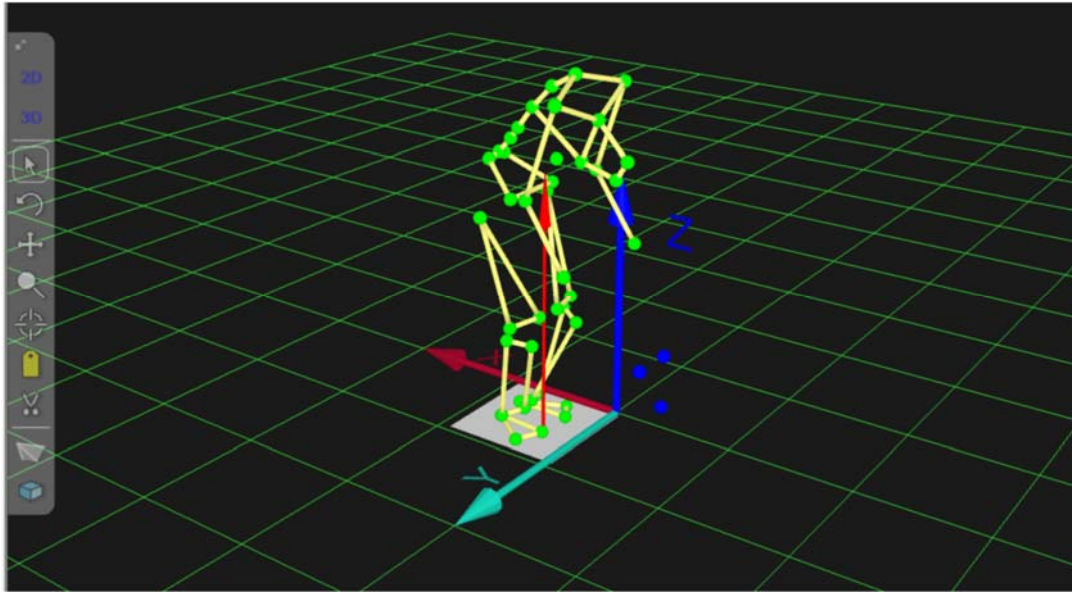


Figura 11

La scelta del marker set è direttamente collegata alla definizione di un modello di analisi del movimento. Il modello definisce il numero e la geometria dei segmenti che si intende analizzare. Nello specifico sono stati definiti 12 segmenti corporei. Nella tabella (Tabella 3) seguente sono riportate le denominazioni dei segmenti, i marcatori utilizzati per la calibrazione del segmento ed infine i marcatori utilizzati per il tracciamento del movimento.

SEGMENTO	MARKER PROSSIMALI	MARKER DISTALI	MARKER TRACCIAMENTO	DOAF
Piede	CA	VMH, IMH	CAL, VMH, IMH	3
Gamba	TT, HF	LM, MM	HF, TT, LM, MM	3
Coscia	GT	LE, ME	GT, LE, ME	3
Pelvi	IC_R, IC_L	GT_R, GT_L	ASIS_R, ASIS_L, PSIS_R, PSIS_L	3
Torace	ACR_R, ACR_L	IC_R, IC_L	T1, S50, CLUS_IJ, CLUS_PX	3
Braccio	ACR	OLE	ACR, OLE	2
Avambraccio	OLE	WRIST	OLE, WRIST	2
<b>SEGMENTO</b>	<b>Marker</b>			
Box	BOX_OO, BOX_OZ, BOX_ZY		BOX_OO, BOX_OZ, BOX_ZY	3

Tabella 3

Nella breve serie di immagini che segue è possibile apprezzare una ricostruzione tridimensionale del modello utilizzato. Questo passaggio è stato eseguito attraverso il software Visual3d (V3d), C-motion Inc. Nella serie di figure (Figura 12) viene messa in evidenza la disposizione dei segmenti dello spazio

in tre differenti visioni: laterale, posteriore ed anteriore. Si noti che l'orientamento degli assi di movimento delle singole articolazioni e l'orientamento del corpo differiscono rispetto al sistema di riferimento globale (laboratorio), che presenta una rotazione di 90° in senso antiorario (+y nel laboratorio corrisponderebbe a +x per il soggetto). Per questo motivo il sistema di riferimento del laboratorio è stato ruotato di 90°. Ne consegue che, sia per quanto concerne il modello applicato al soggetto che per quanto concerne il laboratorio, il piano XY rappresenta il piano orizzontale, il piano XZ rappresenta il piano frontale ed infine il piano YZ rappresenta il piano sagittale.

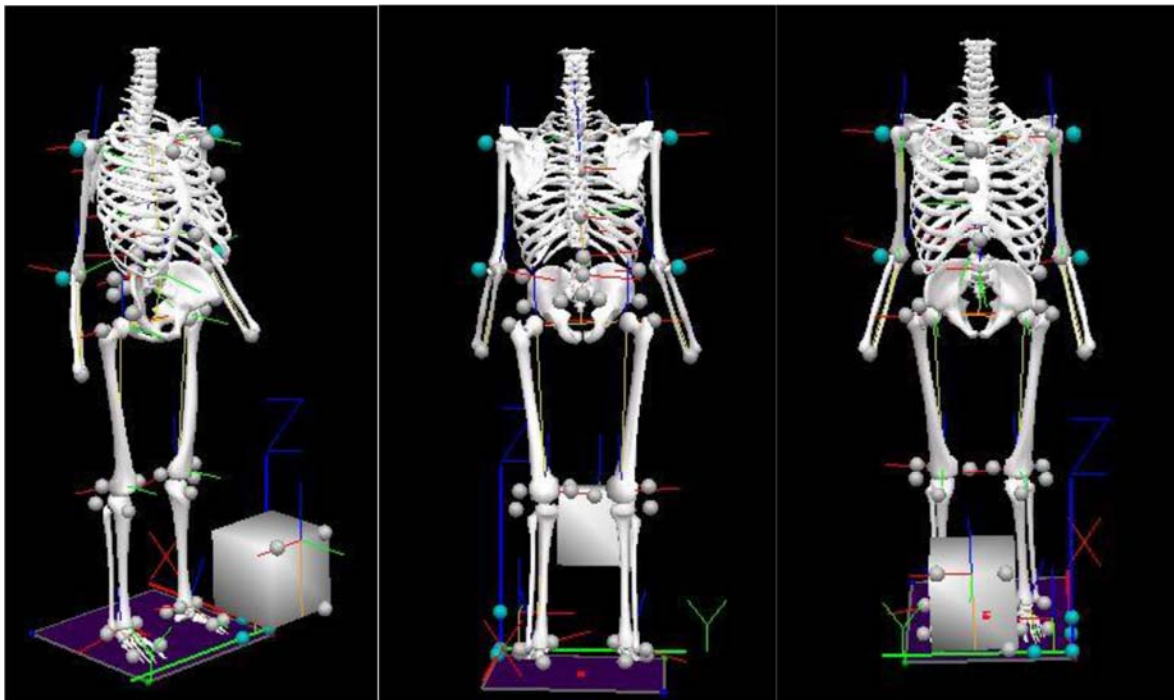


Figura 12

I segmenti corporei sopra citati sono stati messi in relazione tra loro in modo da creare variabili che descrivessero il movimento articolare ed altre variabili di interesse come ad esempio la velocità angolare. Nella tabella (Tabella 4) seguente sono riportate:

- le variabili relative alle articolazioni, indicate con il simbolo  $\theta$  associate al nome della specifica articolazione;

- le variabili relative ai movimenti angolari di segmenti rispetto al riferimento esterno del laboratorio, indicate con il simbolo  $\theta$  associato al nome dello specifico segmento;
- le variabili relative a grandezze come la velocità angolare tra due segmenti o un segmento rispetto al riferimento del laboratorio, indicate con il simbolo  $\omega$  associato al nome del segmento o dell'articolazione specifica.

VARIABILE	DESCRIZIONE	SEGMENTO	SEGMENTO DI RIFERIMENTO	TIPO	DOAF
$\theta$ Ankle	Caviglia	Piede	Gamba	Joint Angle	3
$\theta$ Knee	Ginocchio	Gamba	Coscia	Joint Angle	3
$\theta$ Hip	Anca	Coscia	Pelvi	Joint Angle	3
$\theta$ Spine	Colonna dorso-lombare inferiore	Torace	Pelvi	Joint Angle	3
$\theta$ Shoulder	Spalla	Braccio	Torace	Joint Angle	2
$\theta$ Elbow	Gomito	Avambraccio	Braccio	Joint Angle	2
$\theta$ Trunk	Tronco	Tronco	Laboratorio	Joint Angle	3
$\theta$ Pelvis	Pelvi	Pelvi	Laboratorio	Joint Angle	3
$\omega$ Trunk	Tronco	Tronco	Laboratorio	Joint Velocity	3

Tabella 4

#### 4.3.2 PIPELINE PER L'ESTRAZIONE DELLE VARIABILI DI INTERESSE

I dati raccolti, successivamente al controllo qualitativo ed etichettatura (assegnazione delle label specifiche ai relativi marcatori), sono stati analizzati tramite un software dedicato (Visual3d). Tale software permette la creazione di routine di analisi automatizzate, chiamate pipeline, che permettono l'esecuzione di un numero elevato di operazioni, dalle più semplici a quelle più complesse, necessarie per ottenere le variabili di interesse per lo studio del movimento. Lo schema seguente (Tabella 5) riassume, attraverso una rappresentazione molto semplificata, quanto è stato realizzato per la prima parte di analisi prevista dallo studio attraverso le pipeline.

Operazione	Breve descrizione
<b>File_New;</b>	Crea un nuovo file
<b>Set_Pipeline_Parameter_To_Folder_Path</b>	Serie di comandi volti a definire le cartelle di lavoro del software
<b>Set_Pipeline_Parameter_To_List_Of_Files</b>	Reperisce una lista di file presenti in una determinata cartella
<b>Create_Hybrid_Model</b>	Apri un file di statica per la realizzazione del modello
<b>Apply_Model_Template</b>	Applica un template del modello di analisi precedentemente costruito
<b>File_Open</b>	Apri i file di movimento

<b>Lowpass_Filter</b>	Filtri passa basso di tipo Butterworth per l'eliminazione di movimenti artefatti ad alta frequenza (52)
<b>Assign_Model_File</b>	Assegna il modello ai file di movimento
<b>Compute_Model_Based_Data</b>	Serie di operazioni necessarie alla creazione delle variabili di interesse per l'analisi descritte nella tabella precedente
<b>Event_Explicit</b>	Serie di comandi volti alla creazione di eventi temporali fissi (espliciti) o determinati in base a specifiche variabili come ad velocità angolare del movimento di un segmento. Si veda la sezione successiva per un dettaglio rispetto alla creazione di eventi necessari all'indicizzazione del movimento.
<b>Event_Onset</b>	
<b>Event_Threshold</b>	
<b>Event_Onset</b>	
<b>Event_Global_Maximum</b>	
<b>Event_Global_Minimum</b>	
<b>Event_Global_Minimum</b>	
<b>Event_Threshold</b>	
<b>Assign_Tags_To_Files</b>	Assegna dei "tag" specifici in base al tipo di prova analizzata
<b>For_Each</b>	Ciclo "for each" necessario all'esportazione dei dati delle diverse prove analizzate
<b>Select_Active_File</b>	
<b>Export_Data_To_Ascii_File</b>	
<b>End_For_Each</b>	

Tabella 5

Aniché soffermarsi su una dettagliata descrizione di tutti i passaggi tecnici sopra menzionati, la maggior parte dei quali necessari per la corretta apertura/chiusura e gestione dei file, è opportuno descrivere la modalità con cui si è deciso di indicizzare il compito assegnato al soggetto, ovvero raggiungere un oggetto e sollevarlo da terra. Come indicato questo elaborato limita l'analisi alla sola prima fase del gesto, ovvero il raggiungimento.

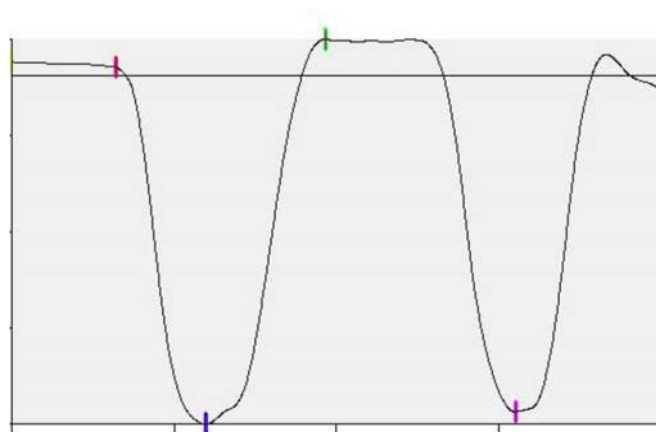
Un elemento di complessità con cui ci si è confrontati riguarda l'indicizzazione del movimento e la scelta di una o più variabili che potessero, in modo univoco, rappresentare un riferimento per definire:

① l'inizio del movimento e ② la fine della fase di raggiungimento dell'oggetto. Dopo aver valutato i tracciati relativi ai movimenti dei diversi soggetti si è deciso di utilizzare tre variabili:

- l'inclinazione sul piano sagittale del tronco rispetto al laboratorio,  $\theta_{Trunk}$ ;
- la velocità angolare sul piano sagittale del tronco rispetto al laboratorio,  $\omega_{Trunk}$ ;
- lo spostamento superiore dell'oggetto (scatola), rappresentato dallo spostamento verticale del centro di massa dell'oggetto.

Le immagini successive (Figura 13) rappresentano un esempio del movimento di flessione-estensione del tronco rispetto al laboratorio (piano sagittale) e della relativa velocità angolare. In ascissa è riportato il tempo di esecuzione del test, mentre in ordinata sono riportati rispettivamente l'escursione angolare del movimento (prima immagine) e la velocità angolare (seconda immagine).

L'inizio del movimento, indicata con il marcatore rosso nelle immagini seguenti, è stato definito come l'istante in cui viene registrato uno spostamento del tronco nella direzione della flessione di almeno 1 grado rispetto alla posizione di partenza, seguito da un pattern discendente. Come ulteriore condizione si è stabilito che la velocità angolare dovesse risultare negativa (direzione della flessione) e con un pattern discendente. Il termine del movimento di raggiungimento è stato considerato come il primo punto, successivo all'inizio del movimento, in cui la velocità angolare del tronco risulta nulla, superato il 50% della massima escursione del tronco misurata durante tutta la prova (marcatore di colore blu nelle immagini seguenti) (Figura 13). Le immagini riportano anche in colore verde e lilla altre due fasi definite, ovvero il ritorno in stazione eretta ed il successivo riposizionamento dell'oggetto sollevato. Queste fasi non saranno oggetto di questo elaborato.





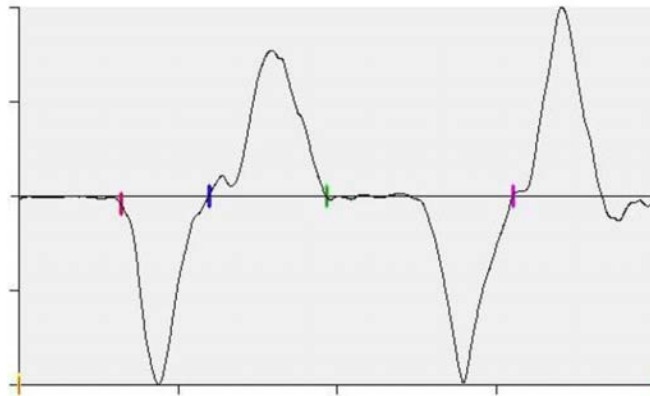


Figura 13

Successivamente all'indicizzazione automatica tutte le prove sono state verificate direttamente dallo sperimentatore. È emerso come questa tecnica di indicizzazione del movimento si sia rivelata efficace nel 90% delle prove eseguite. In taluni casi è stato necessario modificare in modo semi-automatico o manuale gli indici del movimento a causa di artefatti di movimento che hanno generato degli errori nell'individuazione degli eventi caratteristici.

#### 4.4 APPROCCIO UCM,

##### 4.4.1 SCHEMA GENERALE DI ANALISI

L'applicazione pratica del metodo basato sull'UCM per l'analisi quantitativa delle sinergie motorie richiede un certo numero di passaggi che possono non essere di semplice/scontata attuazione. Tra questi troviamo:

1. **Selezione delle variabili elementari.** La selezione di queste variabili è intimamente connessa alla selezione degli appropriati livelli di analisi. In base allo specifico quesito sperimentale le variabili possono essere di tipo meccanico (forze, momenti della forza, spostamenti lineari o angolari etc...) o elettrofisiologico (ad esempio il livello di attivazione muscolare). Il fine ultimo

dell'analisi è di scoprire dei pattern "compito specifici" di co-variazione tra le variabili elementali che possano o meno stabilizzare un elemento caratteristico della performance. Si desidera quindi un insieme di variabili che siano libere da condizionamenti (co-variazioni) indipendenti dal compito motorio. Esempi di tali co-variazioni sono effetti dell'enslaving tra la forza delle dita (53) e i gruppi muscolari con parallel scaling dell'attività dei singoli muscoli che ne fanno parte (54) (55) (68) (57). Per confrontarsi con questo problema è stato introdotto il termine "modi" (tradotto dall'inglese modes). I "modi" hanno caratteristiche simili ai "gradi di libertà funzionali" (DOFs) (58). Un ulteriore elemento da considerare è costituito dalla necessità di escludere dall'analisi le variabili elementali che non possono avere alcuna influenza sulla performance, ovviamente la varianza di queste ultime si configurerebbe all'interno dell'UCM ( $V_{UCM}$ ) determinando quindi un incremento artificiale del valore di questo indice.

2. **Selezione della variabile di performance.** Una delle principali opportunità offerte dal metodo basato sull'UCM è quella di analizzare lo stesso insieme di dati rispetto a differenti variabili di performance. Questo processo può essere considerato come se volessimo chiedere: "sei una sinergia che stabilizza questa o quell'altra variabile di performance?". Questa domanda è stata definita "control Hypothesis" (ipotesi di controllo) (17) (20). In generale, qualsiasi variabile che subisce l'influenza dei cambiamenti di un insieme di variabili elementali può essere scelta.
3. **Creare un modello lineare del sistema.** A questo punto è necessario mettere in relazione i piccoli cambiamenti che si verificano a livello delle variabili elementali rispetto ai cambiamenti della variabile di performance scelta. Per fare ciò è necessario calcolare la variabilità dei due elementi, unendoli successivamente in una matrice Jacobiana,  $J$ . In alcuni casi  $J$  può essere calcolata basandosi sulle proprietà geometriche del sistema, per esempio nell'analisi di sinergie cinematiche multi-articolari (20). In altri casi  $J$  deve essere ricavata a livello sperimentale, per

esempio usando metodi di regressione lineare (59). Dopo che è stata calcolata la matrice  $J$  è possibile utilizzare lo spazio nullo per ottenere una approssimazione dell'UCM. Lo spazio nullo (null-space) è calcolato per i valori di  $J$ . Questi valori sono diversi per ogni istante nel movimento, in modo consistente alle modifiche della geometria del sistema. Tipicamente viene usato il valore medio della configurazione articolare, ipotizzando che sia una ragionevole approssimazione rispetto al valore che il sistema di controllo desidera raggiungere.

4. **Dividere la varianza in  $V_{UCM}$  e  $V_{ORT}$ .** Il passaggio finale è quello di calcolare le proiezioni della varianza appartenente allo spazio delle variabili elementali rispetto all'UCM ed al suo complemento ortogonale (rispettivamente  $V_{UCM}$  e  $V_{ORT}$ ). Queste analisi sono tipicamente effettuate utilizzando i dati ottenuti da diversi trial, paragonandone fasi simili. Tuttavia, in alcuni casi specifici, l'analisi deve essere applicata nell'ambito di un solo trial (utilizzando vari punti dello stesso) (60). I valori di  $V_{UCM}$  e  $V_{ORT}$  vengono ulteriormente normalizzati rispetto al numero di gradi di libertà (DOFs) che corrispondono ai relativi sotto-spazi, in modo da poter essere paragonati quantitativamente. L'ipotesi di controllo è supportata dal fatto che  $V_{UCM}$  assuma statisticamente valori maggiori rispetto a  $V_{ORT}$ . In questo caso un indice di sinergia può essere calcolato, per esempio il rapporto tra le due componenti della varianza o la loro differenza normalizzata.

#### 4.4.2 APPROCCIO UCM UTILIZZATO

Come indicato nel capitolo precedente è necessario definire un modello cinematico

$$y = f(\theta)$$

che metta in relazione le variabili  $n$ -dimensionali delle articolazioni del corpo  $\theta = [\theta_1, \dots, \theta_n]^T$  con una specifica variabile  $m$ -dimensionale  $y = [y_1, \dots, y_m]^T$  che si ipotizza essere controllata direttamente dal cervello. Un utile esempio può essere costituito dallo studio condotto da Wu (61), concentratosi sulla

valutazione della posizione del centro di massa (COM) in un gruppo di bambini. Nello specifico è stato derivato un modello cinematico mappando 7 angoli articolari (gli angoli formati tra piede, gamba, coscia, tronco, testa/collo, braccio e avambraccio rispetto all'orizzonte) rispetto ad una variabile unidimensionale, ovvero lo spostamento antero-posteriore del COM. Il compito è "ridondante" dal punto di vista cinematico in quanto una configurazione spaziale di dimensione 7 (7D) delle articolazioni è mappata rispetto allo spazio unidimensionale (1D) del compito (spostamento antero-posteriore del centro di massa).

L'analisi UCM viene semplificata attraverso una linearizzazione del modello cinematico non lineare. Questo processo avviene considerando la postura media che, da qui in avanti, definiremo postura referente (reference posture) ottenuta dalle  $N$  misurazioni effettuate durante l'esperimento:

$$\theta_0 := \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \theta_i$$

Al fine di mappare le "piccole variazioni" nello spazio articolare (joint space) rispetto alle "piccole variazioni" nello spazio della variabile controllata, viene effettuata una linearizzazione rispetto alla reference posture attraverso la matrice Jacobiana ( $m \times n$ )  $J := \frac{\partial f}{\partial \theta_0}$  che mappa le velocità dello spazio articolare nelle velocità del COM. Si applica quindi quanto segue:

$$y - f(\theta_0) \approx \frac{\partial f}{\partial \theta_0} (\theta - \theta_0)$$

A questo punto lo spazio nullo ( $N$ ) dello Jacobiano viene utilizzato come approssimazione dell'UCM. Si tratta di un sottospazio lineare dello spazio di configurazione (configuration space) da cui le deviazioni dalla reference posture non producono movimento nello spazio del compito (task space).

$$N = \text{span}\{n_1, \dots, n_{n-m}\}, Jn_i = 0$$

Allo stesso tempo uno spazio lineare “ortogonale” all’UCM ( $O =: N^\perp$ ) viene calcolato come il complemento ortogonale allo spazio nullo

$$O = span\{o_1, \dots, o_m\}$$

Le deviazioni rispetto alla reference posture misurate durante l’esperimento  $\Delta_i = \theta_i - \theta_0$  vengono proiettate sui due sottospazi ortogonali e chiamate rispettivamente componenti UCM (‘null’) e ortogonale (‘orth’).

$$\Delta_i^{null} = \sum_{j=1}^{n-m} (n_j^T \Delta_i) n_j, \quad \Delta_i^{orth} = \sum_{j=1}^m (o_j^T \Delta_i) o_j$$

La varianza viene computata considerando ogni componente normalizzata per le dimensioni di ogni sottospazio

$$\sigma_{null}^2 = \frac{1}{(n-m)} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|\Delta_i^{null}\|^2, \quad \sigma_{orth}^2 = \frac{1}{m} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|\Delta_i^{orth}\|^2$$

dove  $\|\cdot\|$  rappresenta la norma euclidea. Viene poi definito il cosiddetto “UCM ratio”, ovvero il logaritmo del rapporto della varianza dell’UCM e della sua componente ortogonale.

Il metodo sopra descritto è stato applicato all’esperimento descritto in questo elaborato attraverso l’introduzione di opportuni modelli geometrici.

## 4.5 DEFINIZIONE DELLE VARIABILI DI PERFORMANCE

Per lo studio del gesto descritto in questo elaborato si è ipotizzato di valutare 3 variabili di performance:

- Variabile di performance 1: inclinazione del tronco rispetto al laboratorio.
- Variabile di performance 2: spostamento antero-posteriore del COM.
- Variabile di performance 3: spostamento supero-inferiore del COM.

### 4.5.1 INCLINAZIONE DEL TRONCO RISPETTO AL LABORATORIO

L'ipotesi del controllo dell'orientamento del torace rispetto al laboratorio prevede l'utilizzo di una configurazione spaziale composta dalle configurazioni di 3 articolazioni: caviglia, ginocchio e anca.

L'analisi, in questo caso, è focalizzata sulla variabilità articolare rispetto al controllo della posizione angolare del torace che si estende all'interno dello spazio di un compito unidimensionale. Il modello geometrico che mette in relazione la posizione angolare del torace e la configurazione articolare è rappresentato dalla seguente equazione, precedentemente descritta in un lavoro di Freitas et al. (62):

$$\Delta\alpha_{TR} \approx \Delta\alpha_A - \Delta\alpha_K + \Delta\alpha_H$$

dove  $\Delta\alpha_{TR}$  corrisponde alla variazione della posizione angolare del tronco,  $\Delta\alpha_A$ ,  $\Delta\alpha_K$  e  $\Delta\alpha_H$  corrispondono rispettivamente alle variazioni della posizione angolare di caviglia (ankle), ginocchio (knee) ed anca (hip). L'ipotesi è quindi che le configurazioni articolari co-variano per minimizzare le deviazioni della variabile di performance identificata rispetto alla configurazione referente, la quale è definita, come indicato nel capitolo precedente, dalla posizione media della variabile misurata in tutti i trial sperimentali. In sintesi, per questa ipotesi, le variabili elementari considerate sono state:  $\theta_{Ankle}$ ,  $\theta_{Knee}$  ed infine  $\theta_{Hip}$ .

#### 4.5.2 SPOSTAMENTO DEL COM

L'ipotesi del controllo della posizione del COM, sia in direzione supero-inferiore che in direzione antero-posteriore, prevede l'utilizzo di una configurazione spaziale composta dalle configurazioni di 6 articolazioni: caviglia, ginocchio, anca, tratto lombare, spalla e gomito.

L'analisi, in questo caso, è focalizzata sulla variabilità articolare rispetto al controllo della posizione lineare del COM rispetto al piano sagittale che si estende all'interno dello spazio di un compito unidimensionale, rispettivamente per la direzioni: antero-posteriore e supero-inferiore. Il modello geometrico che mette in relazione la posizione angolare del torace e la configurazione articolare è rappresentato dalle seguenti equazioni, adattate dai lavori di Martin et al. e Wei-Li Hsu (63) (64):

$$\begin{aligned} COMx = & M_{foot} * (d_{foot} * l_{foot}) + M_{shank} * (d_{shank} * l_{shank} * \cos(\pi - \theta_{ankle})) + M_{thigh} * \\ & (d_{thigh} * l_{thigh} * \cos(\pi - \theta_{ankle} + \theta_{knee})) + M_{pelvis} * (d_{pelvis} * l_{pelvis} * \cos(\pi - \theta_{ankle} + \theta_{knee} + \\ & \theta_{hip})) + M_{trunk} * (d_{trunk} * l_{trunk} * \cos(\pi - \theta_{ankle} + \theta_{knee} + \theta_{hip} + \theta_{spine})) + M_{upperarm} * \\ & (d_{upperarm} * l_{upperarm} * \cos(\pi - \theta_{ankle} + \theta_{knee} + \theta_{hip} + \theta_{spine} + \theta_{shoulder})) + M_{forearm} * \\ & (d_{forearm} * l_{forearm} * \cos(\pi - \theta_{ankle} + \theta_{knee} + \theta_{hip} + \theta_{spine} + \theta_{shoulder} + \theta_{elbow})) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} COMz = & M_{foot} * (d_{foot} * l_{foot}) + M_{shank} * (d_{shank} * l_{shank} * \sin(\pi - \theta_{ankle})) + M_{thigh} * \\ & (d_{thigh} * l_{thigh} * \sin(\pi - \theta_{ankle} + \theta_{knee})) + M_{pelvis} * (d_{pelvis} * l_{pelvis} * \cos(\pi - \theta_{ankle} + \theta_{knee} + \\ & \theta_{hip})) + M_{trunk} * (d_{trunk} * l_{trunk} * \sin(\pi - \theta_{ankle} + \theta_{knee} + \theta_{hip} + \theta_{spine})) + M_{upperarm} * \\ & (d_{upperarm} * l_{upperarm} * \sin(\pi - \theta_{ankle} + \theta_{knee} + \theta_{hip} + \theta_{spine} + \theta_{shoulder})) + M_{forearm} * \\ & (d_{forearm} * l_{forearm} * \sin(\pi - \theta_{ankle} + \theta_{knee} + \theta_{hip} + \theta_{spine} + \theta_{shoulder} + \theta_{elbow})) \end{aligned}$$

Nella precedente equazione COMx e COMz rappresentano rispettivamente gli spostamenti antero-posteriori e supero-inferiori del COM. Le variabili  $\{\theta_{ankle} \dots \theta_{elbow}\}$  corrispondono agli angoli articolari esterni. Le variabili  $\{l_{foot} \dots l_{forearm}\}$  corrispondono invece alle lunghezze dei segmenti corporei. Nello specifico, per quanto riguarda questa analisi, i segmenti sono stati definiti come mostrato nella tabella 6 X. Le variabili  $\{d_{foot} \dots d_{forearm}\}$  corrispondono invece alla distanza percentuale del centro di massa rispetto al margine distale del segmento. Infine le variabili  $\{M_{foot} \dots M_{forearm}\}$  corrispondono alle proporzioni dei segmenti rispetto alla massa corporea totale (65) (66).

SEGMENTO	DESCRIZIONE	M%	d distale	I%
foot	Piede	0.0145	0.5	0.0145
shank	Gamba	0.0465	0.567	0.246
thigh	Coscia	0.1	0.547	0.285
pelvis	Pelvi	0.142	0.895	0.069
trunk	Tronco e capo	0.436	0.37	0.4
Upper arm	Braccio	0.028	0.564	0.186
forearm	Avambraccio e mano	0.022	0.318	0.254

Tabella 6



### Dempster's Body Segment Parameter Data for 2-D Studies<sup>1</sup>

Segment name	Endpoints (proximal to distal)	Seg. mass /total mass (P)	Centre of mass /segment length		Radius of gyration /segment length		
			( $R_{proximal}$ )	( $R_{distal}$ )	( $K_{cg}$ )	( $K_{proximal}$ )	( $K_{distal}$ )
Hand	wrist axis to knuckle II third finger	0.0060	0.506	0.494	0.297	0.587	0.577
Forearm	elbow axis to ulnar styloid	0.0160	0.430	0.570	0.303	0.526	0.647
Upper arm	glenohumeral joint to elbow axis	0.0280	0.436	0.564	0.322	0.542	0.645
Forearm & hand	elbow axis to ulnar styloid	0.0220	0.682	0.318	0.468	0.827	0.565
Upper extremity	glenohumeral joint to elbow axis	0.0500	0.530	0.470	0.368	0.645	0.596
Foot	lateral malleolus to head metatarsal II	0.0145	0.500	0.500	0.475	0.690	0.690
Leg	femoral condyles to medial malleolus	0.0465	0.433	0.567	0.302	0.528	0.643
Thigh	greater trochanter to femoral condyles	0.1000	0.433	0.567	0.323	0.540	0.653
Leg & foot	femoral condyles to medial malleolus	0.0610	0.606	0.394	0.416	0.735	0.572
Lower extremity	greater trochanter to medial malleolus	0.1610	0.447	0.553	0.326	0.560	0.650
Head	C7-T1 to ear canal	0.0810	1.000	0.000	0.495	1.116	0.495
Shoulder	sternoclavicular joint to glenohumeral joint	0.0158	0.712	0.288			
Thorax	C7-T1 to T12-L1	0.2160	0.820	0.180			
Abdomen	T12-L1 to L4-L5	0.1390	0.440	0.560			
Pelvis	L4-L5 to trochanter	0.1420	0.105	0.895			
Thorax & abdomen	C7-T1 to L4-L5	0.3550	0.630	0.370			
Abdomen & pelvis	T12-L1 to greater trochanter	0.2810	0.270	0.730			
Trunk	greater trochanter to glenohumeral joint	0.4970	0.495	0.505	0.406	0.640	0.648
Trunk & head	greater trochanter to glenohumeral joint	0.5780	0.660	0.340	0.503	0.830	0.607
Head, arms & trunk	greater trochanter to glenohumeral joint	0.6780	0.626	0.374	0.496	0.798	0.621
Head, arms & trunk	greater trochanter to midrib	0.6780	1.142	-0.142	0.903	1.456	0.914

<sup>1</sup> From D.A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Second edition. John Wiley & Sons, Inc., Toronto, 1990.

*Figura 14 Parametri dei segmenti corporei*

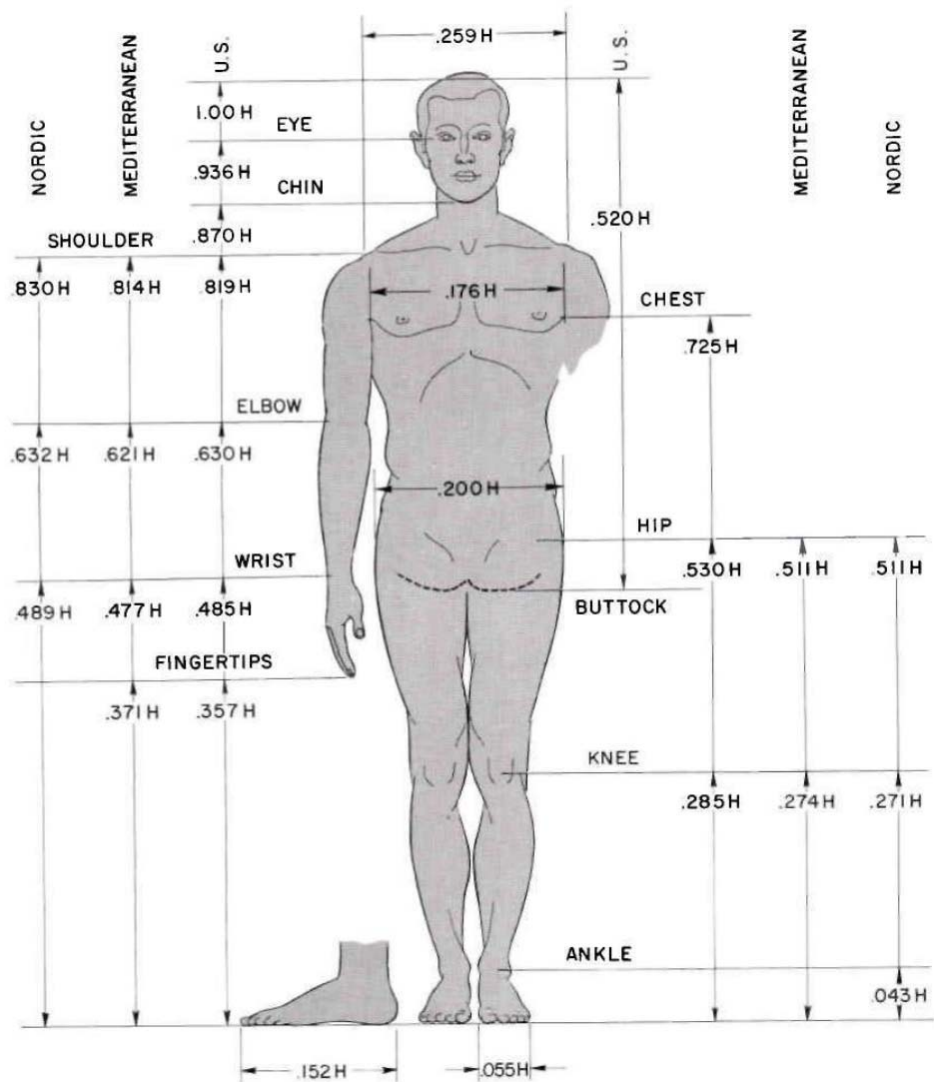


Figura 15 Parametri dei segmenti corporei 2

#### 4.6 MODALITÀ DI ESECUZIONE DEL GESTO

Al fine di raggiungere gli scopi prefissati il gesto è stato eseguito in diverse modalità. Per tutte le esecuzioni del movimento i soggetti sono stati posizionati in stazione eretta al centro del laboratorio, in corrispondenza della piattaforma di forza. L'oggetto da movimentare era una scatola dotata di maniglie di dimensioni 23cm, 19cm, 19cm (altezza, profondità, larghezza) e di peso pari a 2Kg. L'oggetto è stato posto su un gradino in modo tale da non richiedere eccessiva flessione anteriore per il suo raggiungimento, in questo modo le maniglie risultavano ad una altezza da terra pari a 45 cm. La scelta della posizione relativa della scatola è stata effettuata chiedendo al soggetto di valutare quella che secondo lui risultava essere la distanza più confortevole al fine di eseguire il gesto attraverso una serie di prove preliminari all'esecuzione dei test di movimento. Di seguito vengono descritte le varie modalità di esecuzione del gesto; per ogni modalità sono state raccolte un minimo di 10 riprese ed un massimo di 20, al fine di avere a disposizione un numero adeguato di riprese di buona qualità (senza oscuramento eccessivo dei marcatori durante il test).

Le modalità di esecuzione del gesto sono state:

- Libera – free
- Solo anche - hips
- Solo schiena - back
- Bilanciata – balanced
- Constraint – tape
- Libera - post

### **Modalità “libera” (free)**

Le prime valutazioni del movimento sono state effettuate chiedendo al soggetto di raggiungere e sollevare l’oggetto nel modo più naturale e comodo possibile. Unico vincolo per l’esecuzione è costituito dall’impossibilità di spostare i piedi dalla posizione di partenza.

Successivamente all’esecuzione libera sono state inserite le modalità alternative: tre di queste prevedevano che il soggetto venisse istruito ad eseguire il movimento introducendo delle modifiche al pattern, rispettivamente modalità “hips”, “back” e “balanced”. La consegna è stata effettuata tramite modalità verbale: se il soggetto non si dimostrava in grado di comprendere la consegna si passava ad una dimostrazione visiva ed infine, in presenza di ulteriori difficoltà, sono stati inseriti dei “cue” tattili per identificare le articolazioni da utilizzare maggiormente durante il movimento (ad esempio le anche nella modalità hips). Tutti i soggetti hanno dichiarato di aver compreso la richiesta prima di procedere con l’esecuzione dei test di movimento.

### **Modalità “solo anche” (hips)**

In questa modalità ai soggetti è stato chiesto di eseguire il movimento sfruttando prevalentemente il movimento delle anche, limitando così il contributo al movimento determinato dalla flessione lombare.

### **Modalità “solo schiena” (back)**

In questa modalità ai soggetti è stato chiesto di eseguire il movimento sfruttando prevalentemente il movimento della colonna dorso-lombare, limitando così il contributo al movimento determinato dalla flessione delle anche.

### **Modalità “bilanciata” (balanced)**

In questa modalità ai soggetti è stato chiesto di eseguire il movimento sfruttando sia il movimento delle anche che quello del tratto dorso-lombare. Peculiarità di questa modalità di esecuzione è stata la

richiesta di mantenere il seguente pattern: nella parte iniziale del movimento flessione dorso-lombare, seguita da un movimento a prevalente contributo delle anche.

Successivamente all'esecuzione delle prime quattro modalità sopra descritte è stato introdotto il constraint rispetto al movimento del tratto lombare.

#### **Modalità "constraint" (tape)**

Per l'esecuzione di questa modalità è stato applicato del tape anelastico a livello del tratto dorso-lombare dei soggetti. È stata data consegna ai soggetti di muoversi liberamente.

#### **Modalità "libera" (post)**

Ultima modalità di esecuzione è stata un'ulteriore serie di movimenti "liberi". La consegna era la stessa data per la prima modalità di esecuzione. Questa serie di riprese è stata inserita per valutare se l'esecuzione ripetuta di movimenti in varie modalità avesse generato delle modificazioni importanti nel pattern motorio dei soggetti.

## 5 RISULTATI

---

In questo capitolo sono esposti i risultati degli esperimenti condotti. L'organizzazione di questa sezione dell'elaborato prevede una prima esposizione descrittiva della cinematica misurata, seguita dall'analisi dell'UCM per le ipotesi esposte nella sezione metodi.

Per brevità i due gruppi saranno indicati con le abbreviazioni CTRL per quanto concerne il gruppo dei soggetti asintomatici e LBP per quanto concerne i soggetti affetti da dolore lombare cronico. L'analisi presentata in questo elaborato si concentra sul solo movimento di raggiungimento dell'oggetto.

Tutti i soggetti sono stati in grado di eseguire il movimento richiesto. La prima analisi effettuata ha riguardato la descrizione dei parametri artrocinematici.

### 5.1 PARAMETRI TEMPORALI

Nelle serie di tipo FREE i soggetti del gruppo CTRL raggiungono la scatola mediamente in 1.80 secondi (I.C. 95% = 1.64 – 1.98), mentre i soggetti del gruppo LBP impiegano mediamente 1.68 secondi (I.C. 95% = 1.55 – 1.81).

Il seguente grafico (figura 16) riporta i valori medi, con relativi intervalli di confidenza al 95% per tutte le modalità di esecuzione del gesto proposte. Nella porzione sinistra del grafico (figura 16) sono riportati i dati relativi al gruppo CTRL, i dati del gruppo LBP sono invece riportati nella porzione destra. La rappresentazione grafica mette in evidenza differenze sensibili per quanto riguarda i tempi di esecuzione dei soggetti del gruppo CTRL, soprattutto se vengono paragonate le serie FREE e POST rispetto alle serie BACK, HIP, BALANCED e TAPE. Non è invece possibile trasferire appieno tale osservazione per quanto concerne i soggetti del gruppo LBP che dimostrano, in media, tempi di esecuzione simili tra le differenti modalità di movimento.

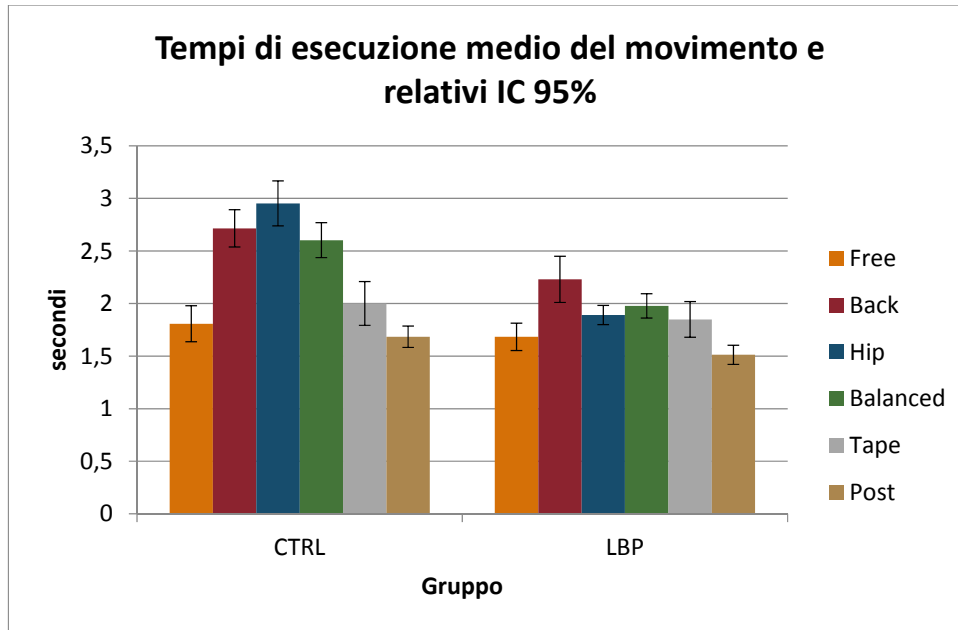
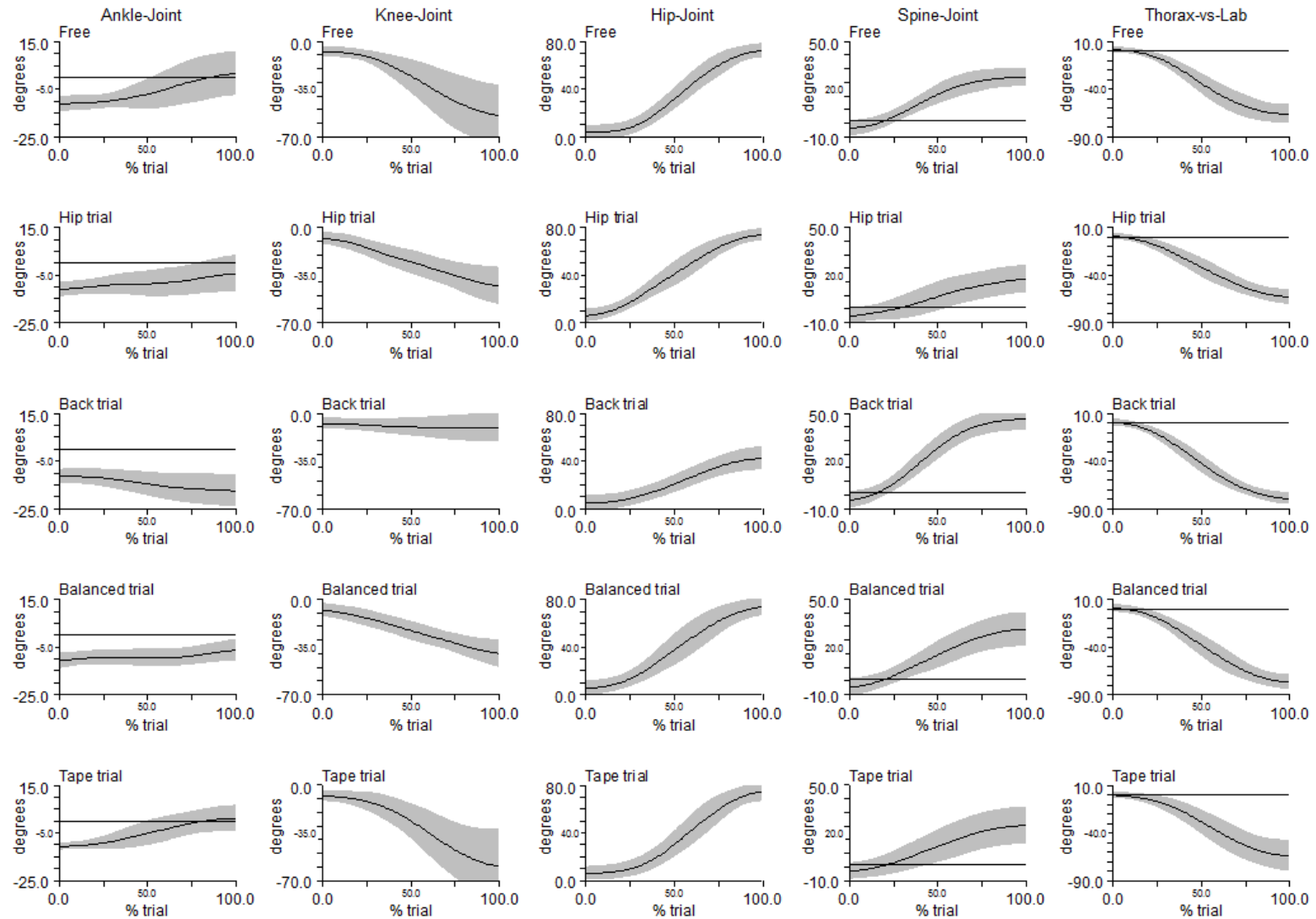


Figura 16 Tempi medi di esecuzione del movimento con relativi IC al 95%

## 5.2 DESCRIZIONE ARTROKINEMATICA

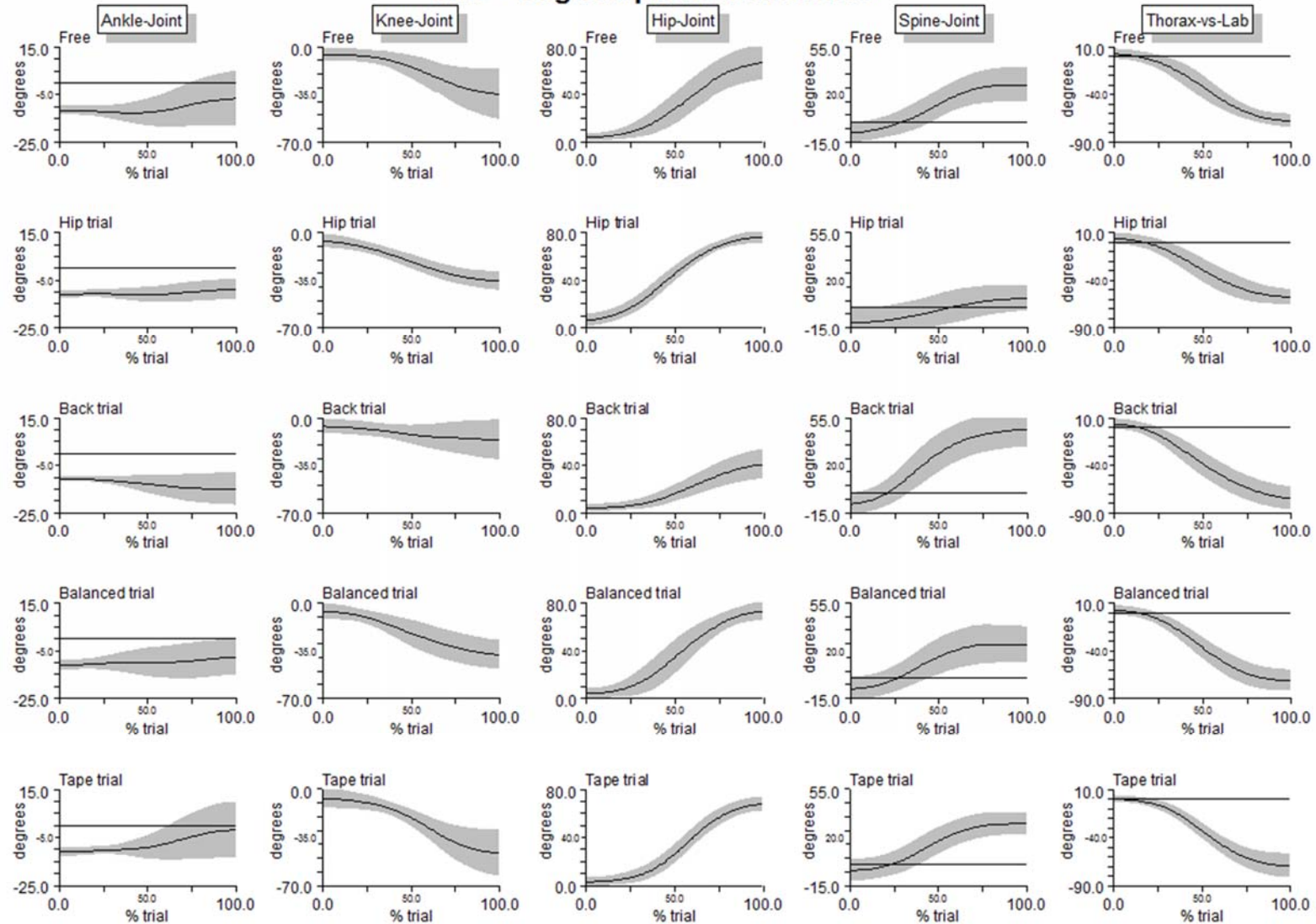
Di seguito sono riportati i tracciati relativi ai valori medi e deviazioni standard dei movimenti sul piano sagittale di: caviglia, ginocchio, anca, colonna dorso-lombare, torace rispetto al laboratorio. La prima immagine riporta i dati per il gruppo CTRL, la seconda i dati del gruppo LBP.

## CTRL - sagittal plane kinematics





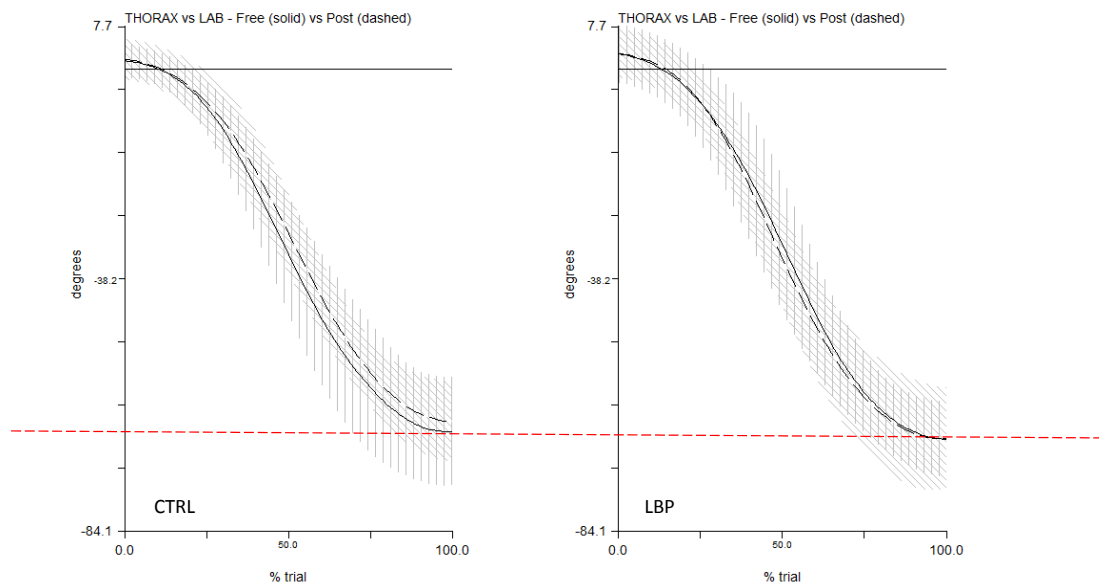
### LBP - sagittal plane kinematics



### 5.2.1 SERIE FREE E SERIE POST A CONFRONTO

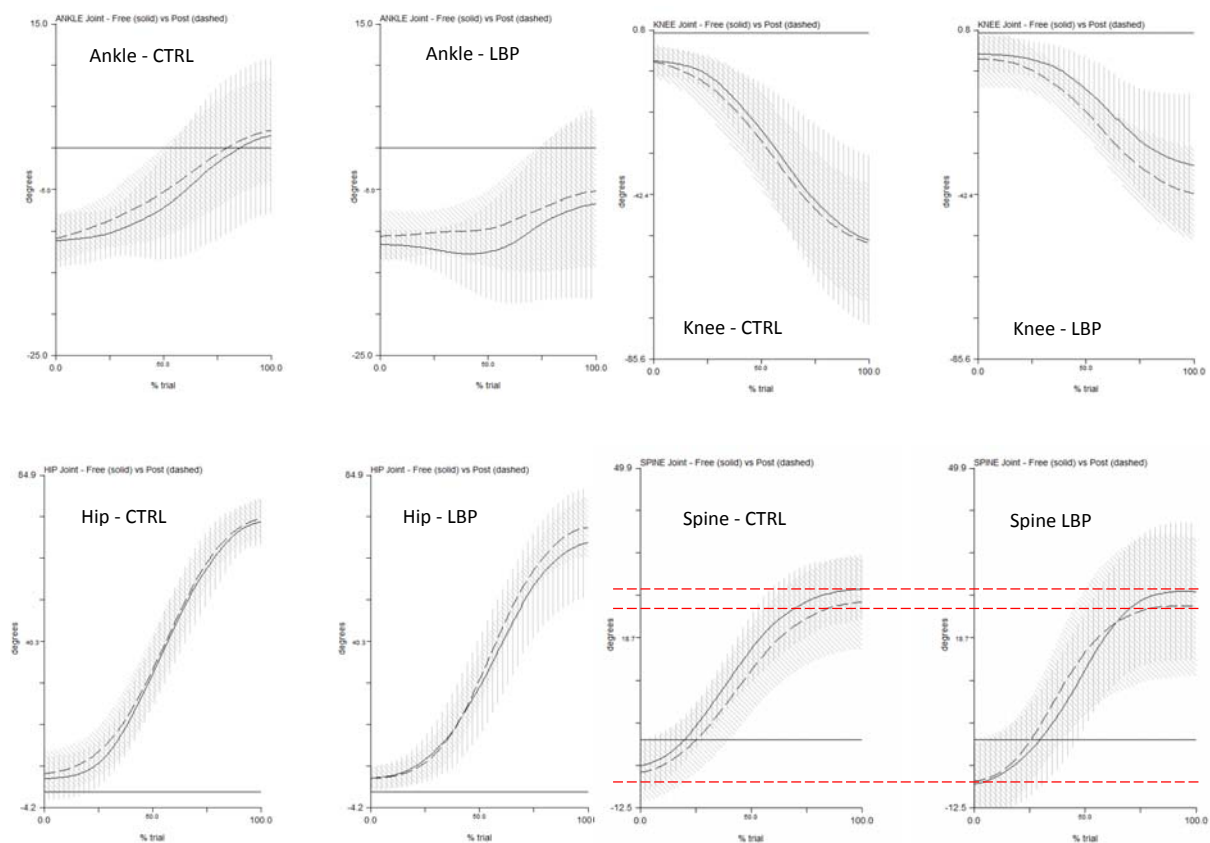
Un primo confronto effettuato ha riguardato la presenza di differenze tra i movimenti delle serie FREE e POST. Durante queste prove i soggetti potevano muoversi liberamente, uno dei quesiti che lo sperimentatore si è posto è stato: la ripetizione del gesto, accompagnata da diverse richieste di modificazione dello stesso, può comportare delle sensibili differenze nel pattern motorio spontaneo dei soggetti?

I tracciati che seguono riguardano i movimenti angolari di: torace nello spazio, caviglia, ginocchio, anca e colonna dorso-lombare. Nella sezione sinistra di ogni tracciato sono riportati i dati relativi al gruppo CTRL, a destra invece i dati del gruppo LBP. Le linee piene rappresentano i valori medi della serie FREE, mentre le linee tratteggiate rappresentano i valori medi della serie POST.



Il primo grafico presentato è quello del movimento angolare del torace rispetto al laboratorio. Si può osservare come i valori medi siano quasi identici per quanto riguarda i soggetti del gruppo LBP (tracciato di destra), simile la situazione anche per il gruppo CTRL (tracciato di sinistra). Un'ulteriore osservazione riguarda la somiglianza tra le due curve nell'effettuare un confronto tra i due gruppi.

Infatti, sia l'escursione complessiva (CTRL = 67.5°; LBP = 70°) che la pendenza delle curve non sembrano presentare differenze di rilievo tra i due gruppi. Seguono i tracciati relativi a: caviglia, ginocchio, anca e tratto dorso-lombare.



Questo primo confronto permette di apprezzare maggiormente, oltre alle possibili differenze tra le due serie (FREE e POST), delle differenze tra i due gruppi di soggetti. Procedendo con ordine è possibile osservare che i soggetti del gruppo LBP presentano una minore escursione in flessione del ginocchio rispetto ai soggetti del gruppo CTRL. Un'osservazione simile può essere effettuata anche per quanto riguarda il movimento di flessione dorsale della caviglia. L'articolazione dell'anca presenta delle lievi differenze tra le serie FREE e POST nei soggetti del gruppo LBP: la serie POST presenta un aumento medio di circa 5 gradi. Per quanto concerne il tratto dorso-lombare si verifica invece una riduzione

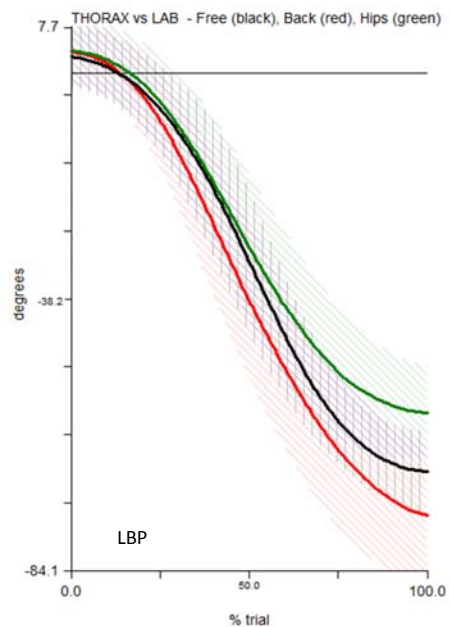
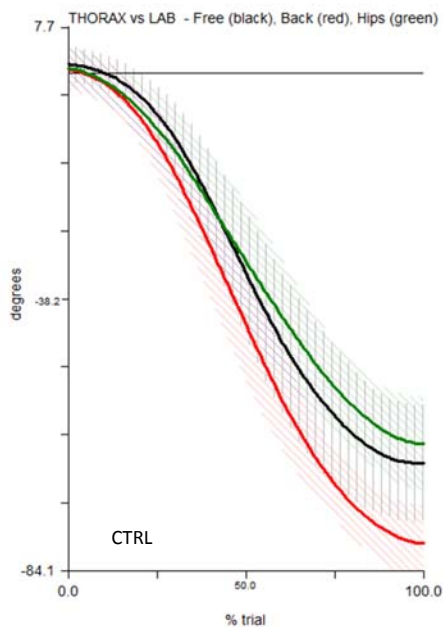
dell'escursione, risultando di minore entità nella serie POST rispetto alla serie FREE (riferimenti tratteggiati di colore rosso). Si segnala tuttavia la presenza di notevole variabilità dei dati.

## 5.2.2 SERIE FREE, SERIE HIP E SERIE BACK A CONFRONTO

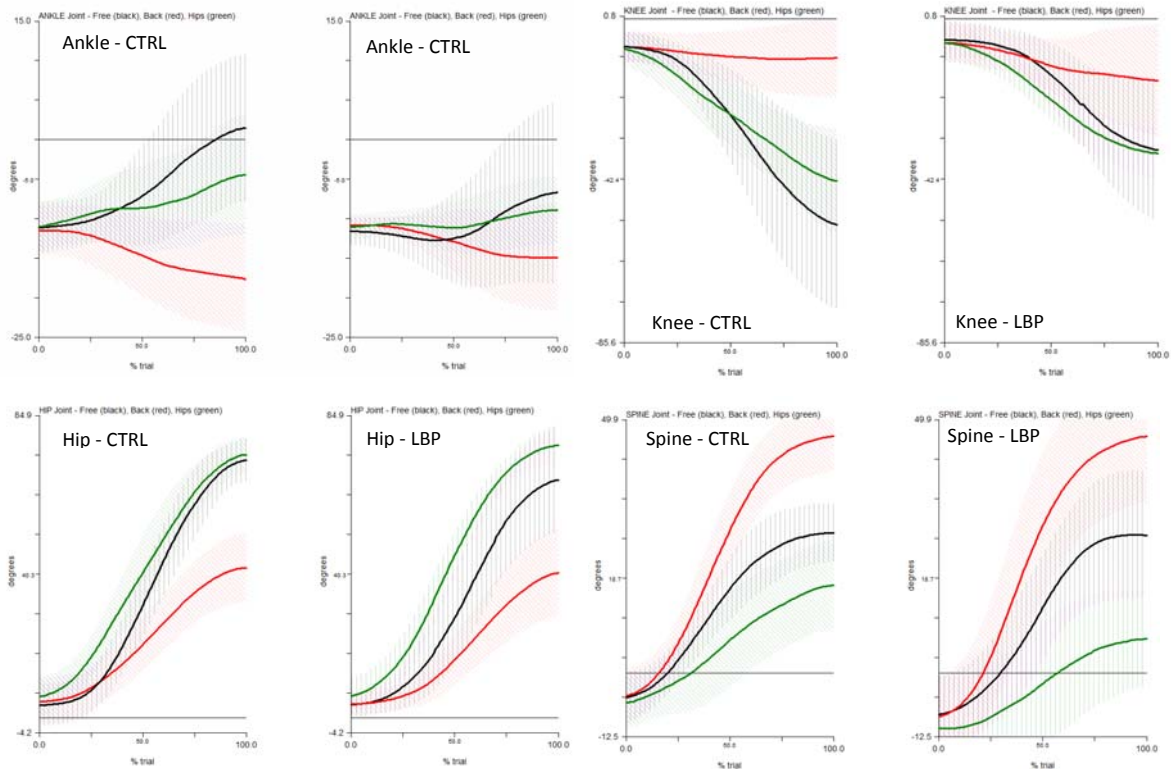
Un confronto simile a quanto fatto nel capitolo precedente può essere effettuato anche rispetto alle serie FREE, HIP e BACK. In questo caso il quesito che si è posto l'esaminatore è stato: è possibile per i soggetti modificare il pattern di movimento in seguito a consegne specifiche?

I tracciati che seguono riguardano i movimenti angolari di: torace nello spazio, caviglia, ginocchio, anca e colonna dorso-lombare. Nella sezione sinistra di ogni tracciato sono riportati i dati relativi al gruppo CTRL, a destra invece i dati del gruppo LBP. Le linee di diverso colore rappresentano rispettivamente:

- linee nere - valori medi della serie FREE;
- linee rosse - valori medi della serie BACK;
- linee verdi - valori medi della serie HIPS.



Il primo grafico presentato è quello del movimento angolare del torace rispetto al laboratorio. Si può osservare come i valori medi differiscano notevolmente tra le diverse serie. Seguono i tracciati relativi a: caviglia, ginocchio, anca e tratto dorso-lombare.



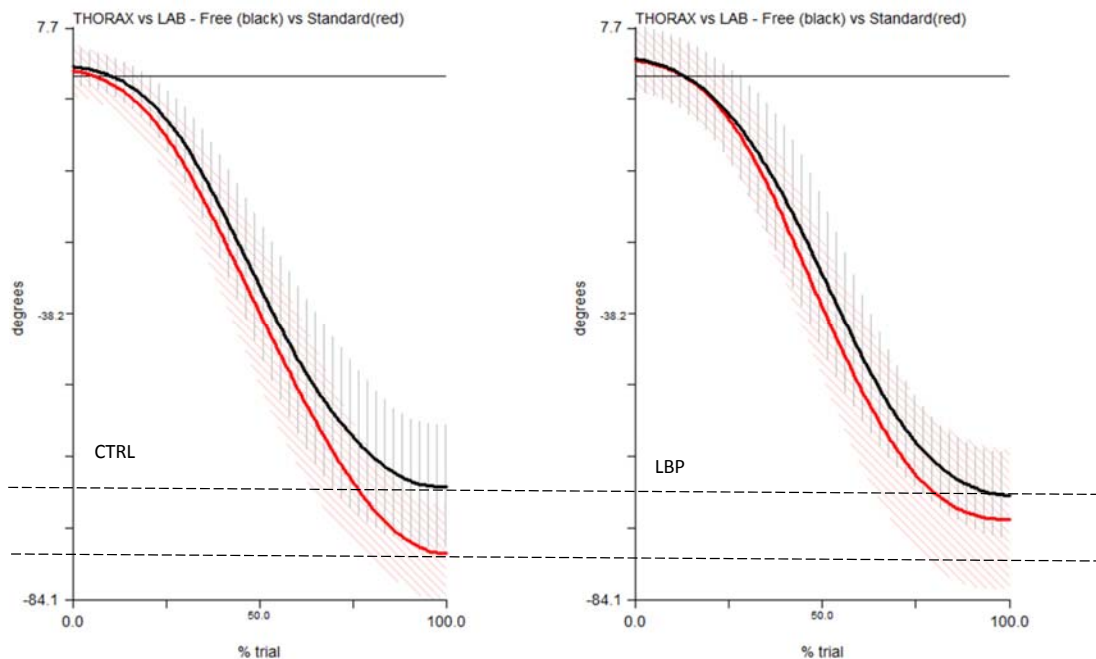
Osservando i grafici relativi alle tre serie di movimento appare evidente la capacità dei soggetti di modificare il movimento in base alla consegna ricevuta. Per la serie BACK si osserva un sensibile aumento del contributo al movimento offerto dal tratto lombare associato ad una riduzione dell'escursione delle anche in entrambi i gruppi. Anche nella serie HIPS si osservano cambiamenti simili, tuttavia nel gruppo CTRL l'escursione a livello delle anche non ha subito significative modificazioni. È comunque possibile osservare la modifica del pattern prevista: il contributo maggiore al movimento è dato dalle anche, differenza determinata dalla riduzione dell'escursione del tratto dorso-lombare e da un aumento della flessione del ginocchio.

### 5.2.3 SERIE STANDARD E SERIE FREE A CONFRONTO

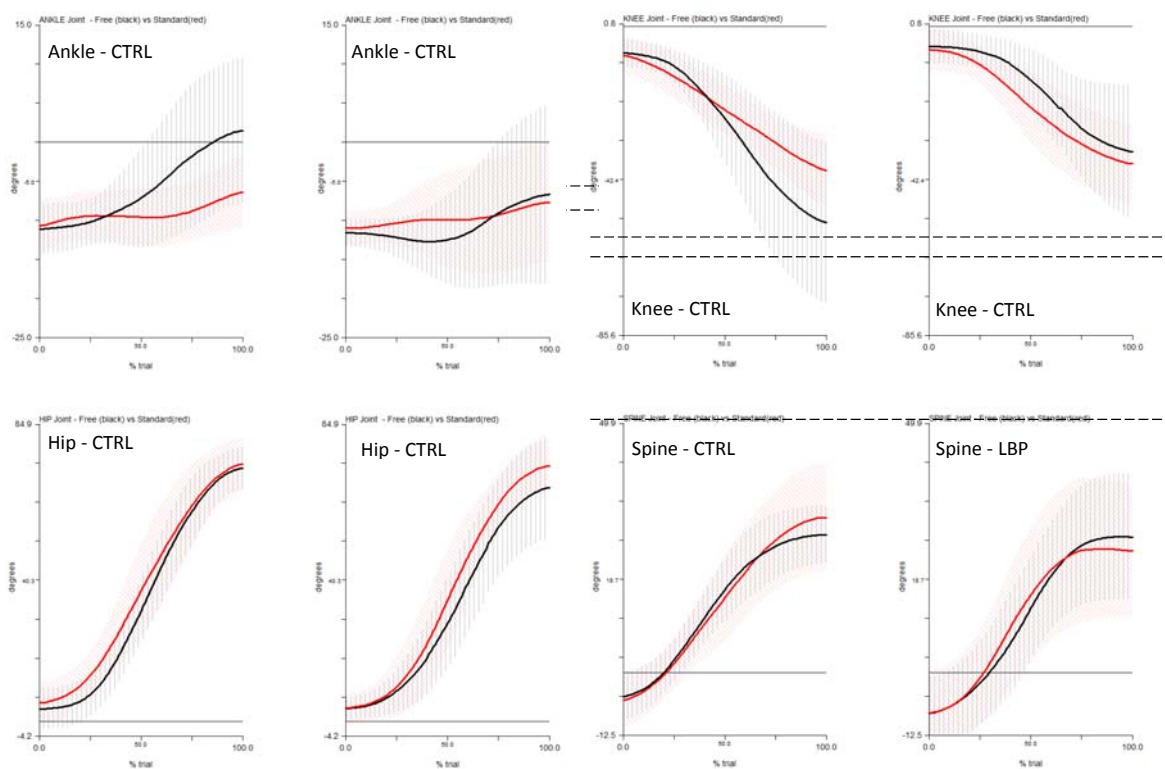
La serie STANDARD costituisce, come descritto nella sezione dedicata ai metodi, un tentativo di correzione del pattern motorio al fine di ricondurre il movimento ad uno standard cinesiologico che preveda il contributo equilibrato tra flessione del tratto dorso-lombare e flessione della anche. Il quesito che si è posto l'esaminatore è stato: è possibile per i soggetti modificare il pattern di movimento, migliorandone la qualità, in seguito a delle consegne specifiche?

I tracciati che seguono riguardano i movimenti angolari di: torace nello spazio, caviglia, ginocchio, anca e colonna dorso-lombare. Nella sezione sinistra di ogni tracciato sono riportati i dati relativi al gruppo CTRL, a destra invece i dati del gruppo LBP. Le linee di diverso colore rappresentano rispettivamente:

- linee nere - valori medi della serie FREE;
- linee rosse - valori medi della serie STANDARD;



Il tracciato del movimento angolare del torace rispetto al laboratorio mette in evidenza un aumento sensibile dell'escursione di movimento del torace rispetto al laboratorio nei soggetti del gruppo CTRL. Al termine del movimento la serie FREE presenta un valore medio di escursione pari a 66°, mentre la serie STANDARD presenta un'escursione totale di 76°. Questa differenza non è stata registrata in modo così marcato nei soggetti LBP che presentano un pattern simile. Seguono i tracciati relativi a: caviglia, ginocchio, anca e tratto dorso-lombare.



Osservando i grafici relativi alle serie di movimento FREE e STANDARD si apprezzano alcune differenze tra i due gruppi di soggetti. Nonostante l'elevata variabilità presente nel gruppo LBP è possibile osservare una lieve riduzione dell'escursione del tratto dorso-lombare ed un aumento del contributo al movimento da parte delle anche. Vi è quindi un miglioramento del pattern nella direzione indicata. Invece per il gruppo CTRL è stato possibile assistere a cambiamenti inattesi: il contributo delle anche rimane invariato, è stato ridotto il contributo in flessione del ginocchio con conseguente modifica del

tracciato a livello della caviglia e, inaspettatamente, un aumento dell'escursione del tratto dorso-lombare. Una possibile spiegazione a tale fenomeno può essere la seguente: il gruppo CTRL presentava, già in modalità FREE, una buona distribuzione dei contributi articolari; per questo motivo è possibile che la richiesta di modifica del pattern (di per sé adeguato) abbia confuso i soggetti comportando modifiche indesiderate del pattern di movimento.

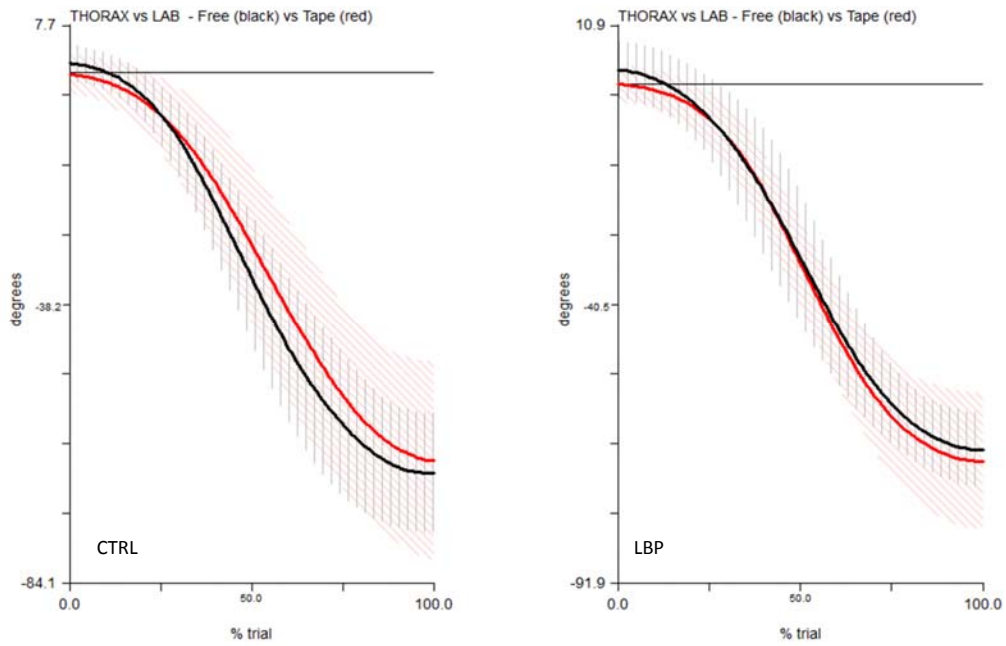
#### 5.2.4 SERIE TAPE E SERIE FREE A CONFRONTO

Nella serie TAPE, come descritto nella sezione dedicata ai metodi, è stato introdotto un constraint anaelastico a livello dorso-lombare tale da limitare il movimento del rachide. Il quesito che si è posto l'esaminatore è stato: esistono delle differenze tra i soggetti dei due gruppi in risposta alla limitazione del movimento?

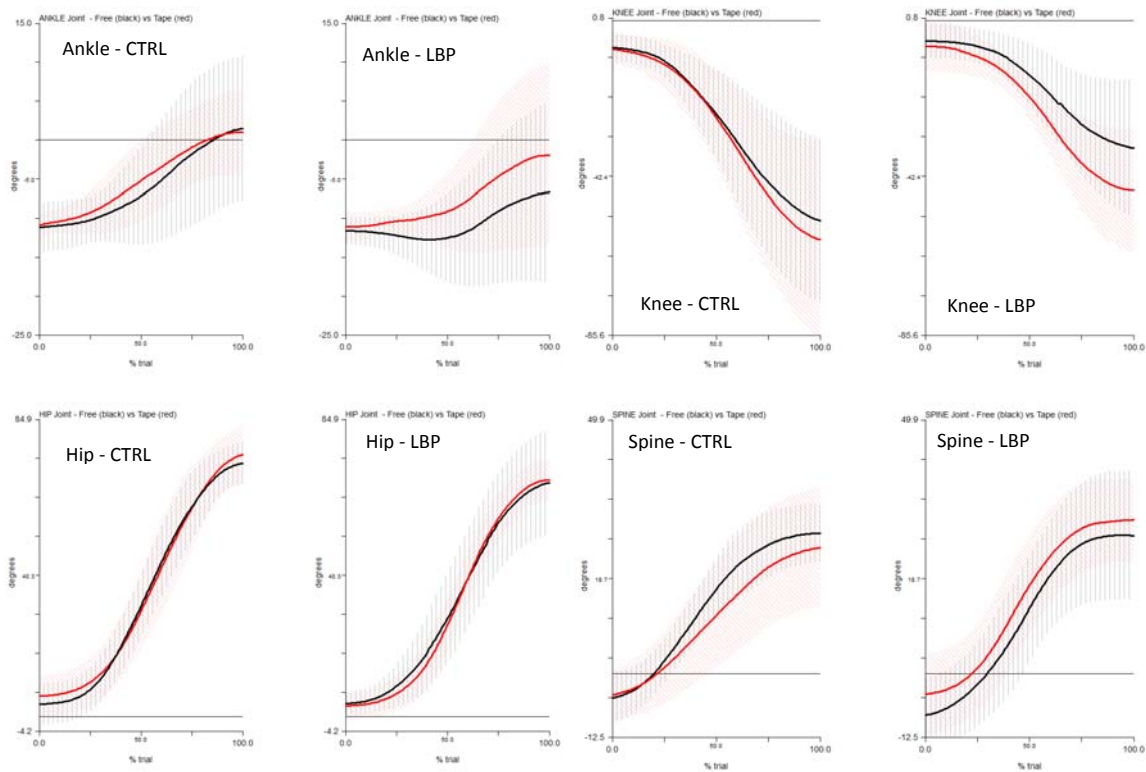
I tracciati che seguono riguardano i movimenti angolari di: torace nello spazio, caviglia, ginocchio, anca e colonna dorso-lombare. Nella sezione sinistra di ogni tracciato sono riportati i dati relativi al gruppo CTRL, a destra invece i dati del gruppo LBP. Le linee di diverso colore rappresentano rispettivamente:

- linee nere - valori medi della serie FREE;
- linee rosse - valori medi della serie TAPE;





Il tracciato del movimento angolare del torace rispetto al laboratorio non mette in evidenza differenze sensibili. L'escursione media resta pressoché invariata in entrambi i gruppi. Deve essere tuttavia segnalato un aumento della variabilità in entrambi i gruppi, in particolare nel gruppo CTRL. Seguono i tracciati relativi a: caviglia, ginocchio, anca e tratto dorso-lombare



Nelle serie di movimento FREE e TAPE si apprezzano alcune differenze tra i due gruppi di soggetti. Nonostante la presenza di elevata variabilità in entrambi i gruppi, è possibile osservare una lieve riduzione dell'escursione del tratto dorso-lombare nel gruppo CTRL, mentre tale riduzione non è presente, mediamente, nel gruppo LBP. Quest'ultimo infatti esibiva la stessa quantità di escursione media.

## 5.3 UCM

Per valutare in modo sintetico i risultati dell'analisi attraverso l'UCM è stato deciso di calcolare la variabile "UCM ratio". Questa variabile è costituita dal rapporto tra  $V_{UCM}$  e  $V_{ORT}$  (UCM ratio =  $V_{UCM}/V_{ORT}$ ). In presenza di valori sensibilmente superiori a 1 è possibile ipotizzare che la variabile di performance scelta sia stabilizzata da una sinergia multi-articolare. Sono state definite due ipotesi:

- H1 – riguardo alla posizione del tronco nello spazio
- H2 – riguardo alla posizione del COM nello spazio (componenti x e z)

### 5.3.1 IPOTESI 1 (H1) – MOVIMENTO ANGOLARE DEL TRONCO

L'analisi effettuata rispetto alla posizione angolare del tronco ( $\alpha_{trunk}$ ) ha messo in evidenza, come si nota nel grafico successivo (figura 17), alcune possibili differenze tra soggetti del gruppo CTRL e soggetti del gruppo LBP. Infatti nella serie FREE i soggetti del gruppo LBP mostrano una tendenza alla stabilizzazione della posizione del tronco negli istanti: 10% e successivamente al 40%; è necessario segnalare, tuttavia, la presenza di elevata variabilità.

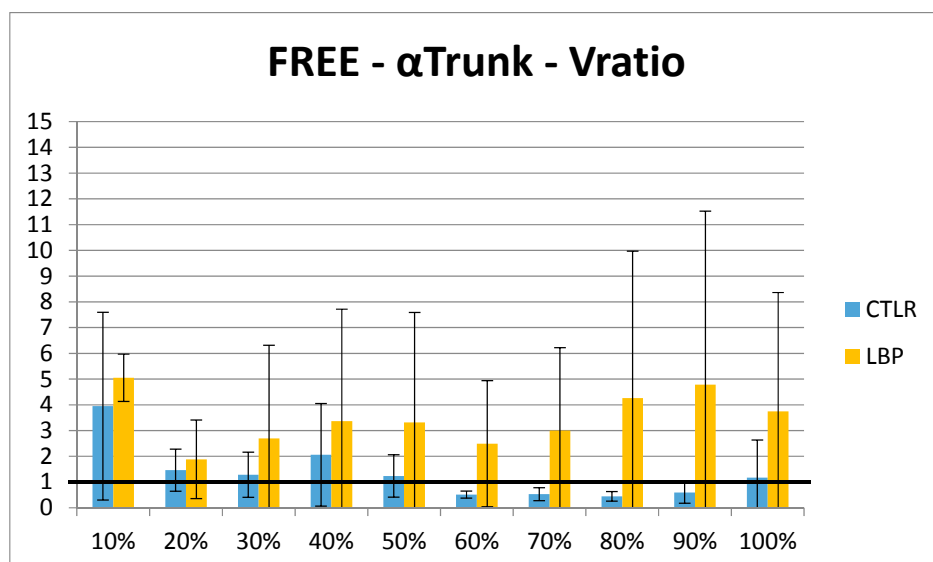


Figura 17 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie FREE per la variabile  $\alpha_{trunk}$

Nel movimento della serie POST i due gruppi si attestano su valori molto simili: permane una sensibile variabilità, come osservabile nel tracciato successivo (figura 18).

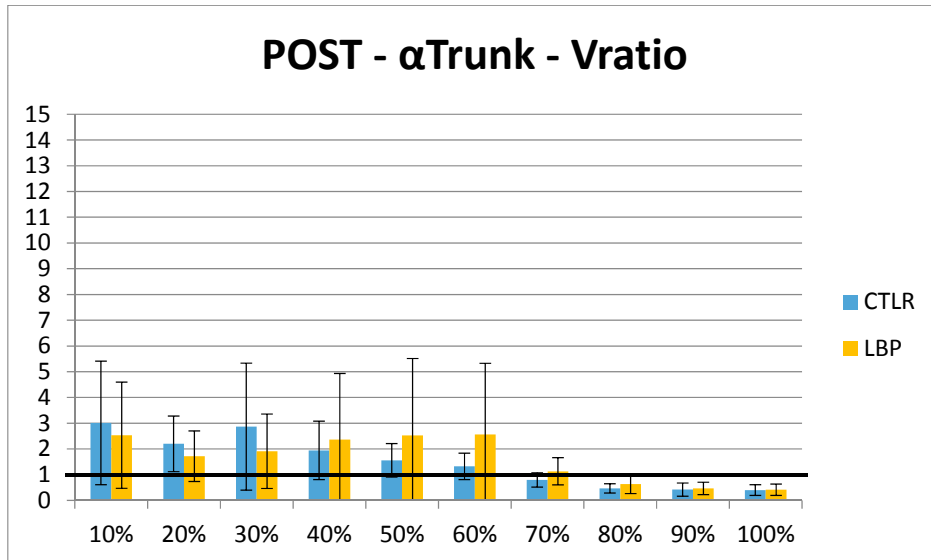


Figura 18 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie POST per la variabile  $\alpha$ Trunk

### 5.3.2 IPOTESI 2 (H2) – SPOSTAMENTI DEL COM

L'analisi effettuata rispetto alla posizione antero-posteriore del COM nello spazio ha messo in evidenza, come osservabile nel grafico successivo (figura 19), una sensibile differenza tra soggetti del gruppo CTRL e soggetti del gruppo LBP per quanto concerne la serie FREE. Infatti i soggetti del gruppo CTRL mostrano una chiara tendenza alla stabilizzazione della posizione antero-posteriore del COM già dalla prima fase del movimento (10%...>). Questo fenomeno non è stato osservato nei soggetti del gruppo LBP: valori sensibilmente superiori ad 1 si registrano per entrambi i gruppi tra il 30% ed il 70% del gesto. Successivamente il rapporto della varianza torna ad attestarsi su valori vicini ad 1.

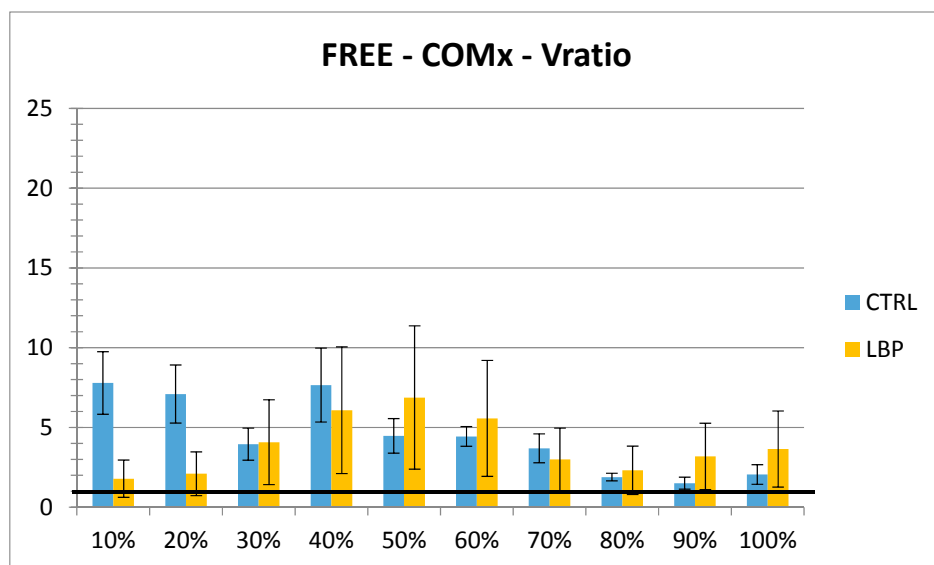


Figura 19 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie FREE per la variabile COMx

Per quanto concerne la posizione supero-inferiore del COM (COMz) è stato possibile assistere ad un fenomeno simile a quanto osservato per la posizione antero-posteriore del COM (COMx) (figura 20). Il gruppo CTRL sembra presentare covarianza utile alla stabilizzazione della variabile COMz fin dalla prima

parte del movimento (10%...>). Il gruppo LBP invece dimostra un aumento della varianza utile alla stabilizzazione della performance successivamente al 30% del movimento.

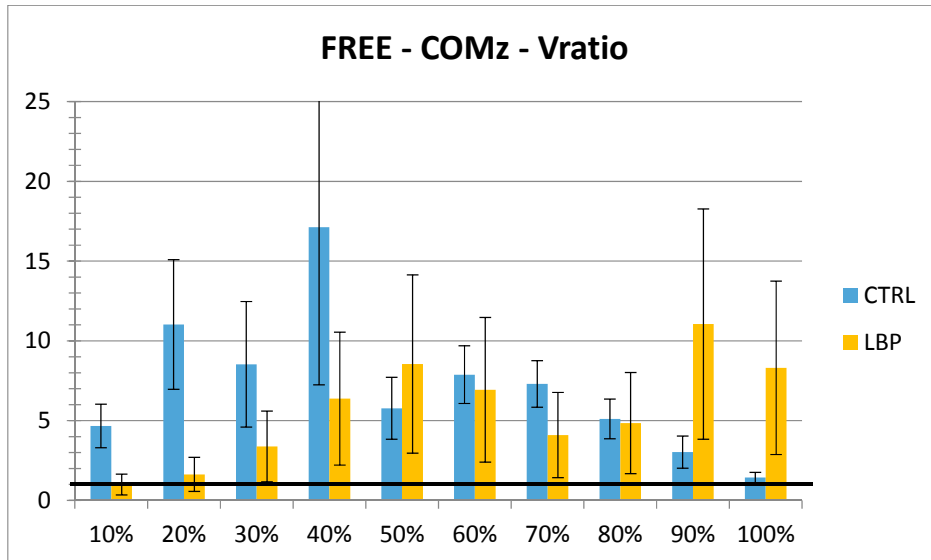


Figura 20 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie FREE per la variabile COMz

Le misurazioni effettuate sulla serie POST, sia per la variabile COMx che per la variabile COMz hanno messo in evidenza risultati simili a quanto rilevato nell'analisi della variabile  $\alpha$ trunk. È possibile apprezzare infatti un aumento del valore di Vratio in entrambi i tracciati (figura 21 e 22).

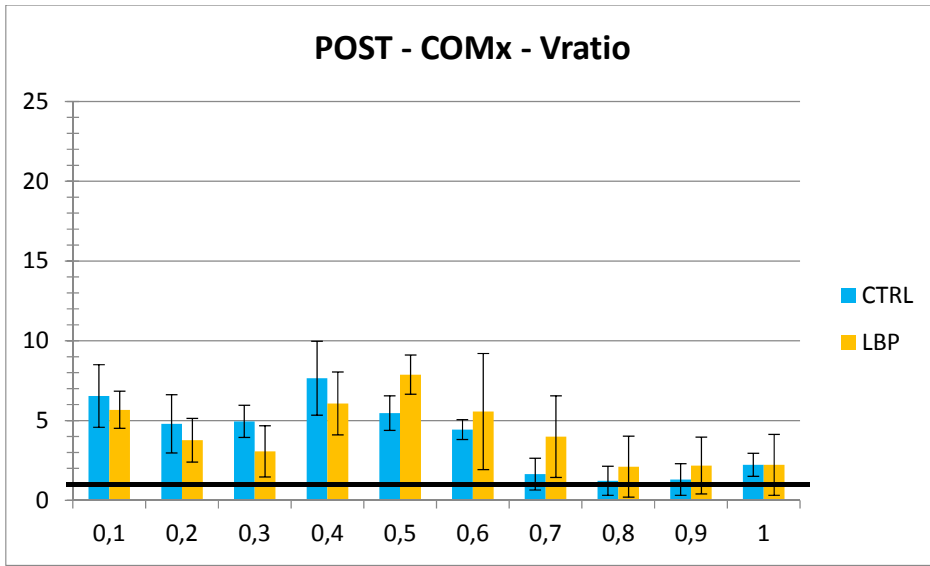


Figura 21 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie POST per la variabile COMx

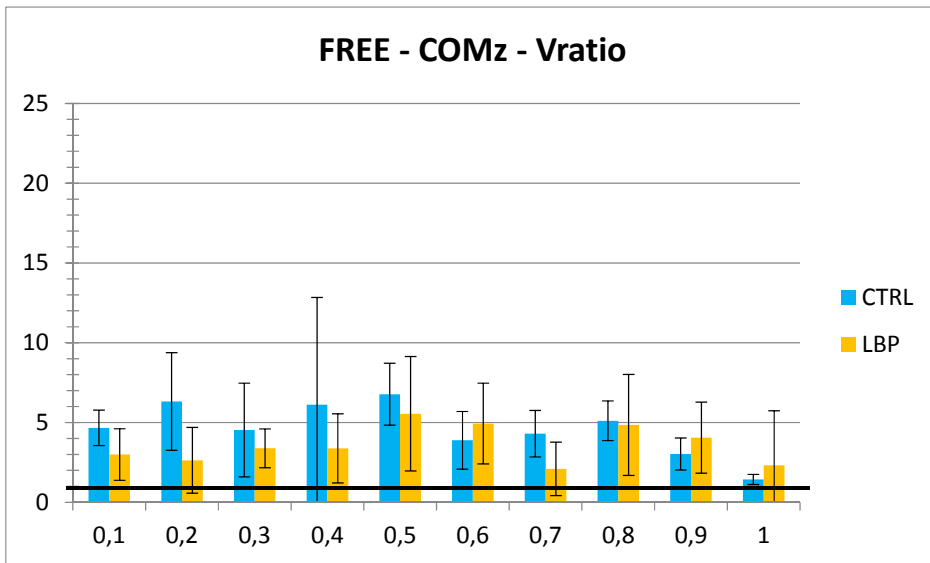


Figura 22 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie POST per la variabile COMz

## 6 DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

---

In questo periodo storico diversi approcci fisioterapici e riabilitativi inseriscono le alterazioni/disfunzioni del controllo motorio tra i principali responsabili dello sviluppo di problematiche muscoloscheletriche. Questo progetto preliminare è nato dalla volontà di approfondire lo studio delle tecniche per la valutazione del controllo motorio e la loro applicazione in ambito clinico. In particolare, nell'ambito dei disturbi muscoloscheletrici a carico del tratto lombare, sebbene siano numerosi gli autori che descrivono la presenza di alterazioni del pattern motorio attraverso lo studio della cinematica o dell'attivazione muscolare (11), non sembrano essere presenti lavori che utilizzano il metodo UCM per lo studio del controllo motorio.

Tra gli autori più influenti nello sviluppo dei nuovi framework di riferimento per lo studio dei disordini muscoloscheletrici, Shirley Sahrmann è stata tra i primi a concentrarsi sulla necessità di classificare le problematiche muscoloscheletriche attraverso l'osservazione del pattern di movimento definendo le cosiddette "sindromi da disfunzione del movimento" (79) (86). Una delle più interessanti osservazioni cliniche effettate da Sahrmann riguarda la presenza di pattern disfunzionali che tendono ad instaurarsi e consolidarsi attraverso la ripetizione dei movimenti o il mantenimento di posture. Questi pattern sono il risultato di numerosi fattori: attivi, passivi e ambientali. Il pattern disfunzionale, una volta instaurato, può determinare l'insorgenza di sindromi dolorose. La disamina di questo argomento non è oggetto di questo elaborato, per ulteriori approfondimenti rispetto al lavoro di Sahrmann e collaboratori si rimanda alle due principali monografie realizzate dall'autrice (86) (79) ed alla recente letteratura.

Per descrivere alcuni degli elementi caratterizzanti il movimento di soggetti con problematiche muscoloscheletriche Sahrmann ha utilizzato il concetto di "equivalenza motoria". Nella sua osservazione clinica l'autrice ha constatato che i pazienti con questo tipo di problematiche dimostrano



un pattern di movimento “stereotipato”, le articolazioni coinvolte presentano una “preferenza direzionale” rispetto al movimento (direzione della minor resistenza) ed il contributo dei vari gradi di libertà articolari è sempre sbilanciato verso l’utilizzo dell’articolazione che si muove con maggiore “prontezza” nella direzione del movimento che si sta effettuando. Per esempio un paziente affetto da lombalgia cronica, classificata come “sindrome da flessione lombare” (79) tende ad utilizzare prevalentemente strategie di movimento che coinvolgono, appunto, la flessione della colonna lombare. Questa direzione preferenziale sarà rilevabile nei movimenti del paziente, alcuni esempi possono essere:

- l’allineamento del paziente può presentare una riduzione della fisiologica lordosi lombare;
- maggior quantità di escursione a livello del tratto lombare durante la flessione anteriore, sovente associata ad un ridotto contributo del movimento delle anche;
- presenza di flessione lombare durante la flessione dell’arto inferiore o altri movimenti che richiedono la stabilizzazione del bacino;
- nell’assumere particolari posizioni il paziente predilige un allineamento in flessione lombare, ad esempio in posizione seduta.

Recentemente Sahrman ha descritto le caratteristiche del movimento nell’ambito di queste sindromi come una riduzione degli “equivalenti motori” utilizzati dal sistema nello svolgere il compito desiderato. (81)

Il significato che Sahrman attribuisce al termine “equivalenza motoria” trova diversi punti di contatto con la definizione utilizzata da Latash rispetto alle “sinergie motorie” (anche indicati come equivalenti motori) (81). In entrambi i casi ci si riferisce ad un meccanismo per cui le variabili elementari del sistema (ad esempio la posizione delle articolazioni) co-variano in modo tale da stabilizzare una determinata performance. In questo senso un paziente come quello descritto nel breve esempio del paragrafo

precedente potrebbe presentare una modificazione della co-varianza a livello delle strutture articolari coinvolte nel movimento. La presenza del pattern motorio disfunzionale potrebbe essere interpretata come una tendenza alla co-variare delle strutture differenti rispetto a quanto possa verificarsi in un sistema integro. I dati presentati in questo studio preliminare, sebbene con diversi limiti che analizzeremo in seguito, sembrano in parte sostenere questa ipotesi.

Prima di proseguire con il commento dei risultati relativi all'analisi effettuata con il metodo UCM è opportuno discutere quanto ottenuto relativamente alla valutazione della cinematica del movimento di flessione anteriore.

Una premessa doverosa riguarda alcuni elementi critici di questo studio: la ridotta numerosità campionaria, con tutte le relative conseguenze, e la natura del gesto che, in alcune esecuzioni, ha dimostrato la presenza di varianti significative (ad esempio il distacco dei talloni da terra, esecuzione del movimento in posizione semi-accucciata, prensione dell'oggetto attraverso modalità "inusuali" che hanno influenzato il movimento di raggiungimento dello stesso etc...). Quest'ultimo elemento ha comportato, in alcuni casi, la necessità di eliminare delle prove o ha contribuito ad aumentare la variabilità delle configurazioni articolari in modo poco prevedibile, il che potrebbe aver influito sull'elaborazione di alcuni risultati.

La serie FREE ha messo in evidenza una lieve tendenza da parte dei soggetti del gruppo LBP ad utilizzare più prontamente il segmento dorso-lombare rispetto ai soggetti del gruppo CTRL, questo fenomeno è osservabile nei grafici del paragrafo 4.2.1. L'escursione del tratto lombare sembra essere maggiore, così come la pendenza della curva del tracciato. Questa osservazione trova conforto anche nella minor presenza di movimento delle anche nel gruppo LBP rispetto al gruppo CTRL.

L'esecuzione dei movimenti delle serie HIP e BACK ha evidenziato la capacità dei soggetti di adattarsi rispetto ad una consegna specifica. È infatti evidente che in entrambe le serie tutti i soggetti siano stati

in grado di comprendere le indicazioni e di metterle in atto con discreto successo. La serie STANDARD ha messo invece in evidenza risultati negativi per quanto riguarda il gruppo CTRL che probabilmente, avendo già un buon pattern motorio, non ha beneficiato delle informazioni correttive, anzi, probabilmente le istruzioni sono risultate confondenti. Il gruppo LBP invece ha dimostrato lievi miglioramenti del pattern. La serie TAPE ha mostrato delle lievi modifiche nei soggetti del gruppo CTRL (riduzione della quantità di escursione lombare), mentre sono quasi del tutto assenti modifiche nel gruppo LBP per quanto riguarda la quantità di escursione lombare (range di movimento totale), nei quali è presente invece un aumento dell'estensione lombare durante la stazione eretta. Questo rilievo potrebbe costituire un ulteriore indizio a supporto della maggiore prontezza di movimento della colonna che, in questo caso, si adatta alla trazione offerta dal cerotto in posizione eretta. Si tratta di un'osservazione interessante, ma non conclusiva, dato che gli elementi da verificare per poter sostenere questa ipotesi sarebbero numerosi.

L'analisi delle serie POST ha messo in evidenza delle modifiche nel pattern di movimento dei soggetti LBP: successivamente all'esecuzione dei movimenti delle altre serie è stata osservata una sensibile riduzione dell'escursione del movimento del tratto lombare ed un aumento della flessione delle anche. Nonostante la numerosità campionaria ridotta e l'elevata variabilità dei dati, questa osservazione è da considerarsi interessante in quanto compatibile con una comune osservazione clinica non strumentale: chiedendo ad un soggetto una modifica del pattern di movimento è possibile osservare, anche dopo poche ripetizioni, che il movimento spontaneo del paziente è cambiato, circostanza che invece non si verifica se il paziente viene lasciato libero di eseguire il gesto nella modalità spontanea, senza imporre modifiche del pattern.

Per quanto concerne l'analisi attraverso il metodo UCM, obiettivo principale di questo elaborato, è stato possibile osservare risultati differenti nelle due ipotesi formulate.

Relativamente all'ipotesi di controllo della posizione angolare del tronco ( $\alpha_{trunk}$ ), nella serie FREE i soggetti del gruppo LBP presentavano un rapporto tra la  $V_{UCM}$  e la  $V_{ORT}$  positivo nell'istante corrispondente al 10%. Il rapporto assume poi valori superiori a 1 a partire dal 40% del test, tuttavia esiste un elevato grado di variabilità che non permette di considerare significativi tali risultati medi. I soggetti del gruppo CTRL invece sembrano presentare valori medi inferiori e, soprattutto verso la fine del movimento, assumono valori inferiori alla soglia (valore 1) in modo significativo, indicando che la variabile  $\alpha_{trunk}$  non è stabilizzata dalla co-varianza degli elementi costituenti il modello:  $\theta_{ankle}$ ,  $\theta_{knee}$  e  $\theta_{hip}$ .

La situazione si modifica sensibilmente nella serie POST dove si assiste ad una maggiore allineamento dei valori medi durante tutto il test. I valori del gruppo LBP sembrano allinearsi con i valori del gruppo CTRL, sebbene mediamente tutti i valori siano superiori ad 1. L'ampiezza degli intervalli di confidenza non permette di considerare il risultato come indicativo di una stabilizzazione della variabile  $\alpha_{trunk}$ . Nella fase finale del movimento (tra il 70% e la fine del movimento) si assiste invece ad una riduzione dell'indice  $V_{ratio}$  che indica, in questo caso per entrambi i gruppi, l'assenza di stabilizzazione della variabile  $\alpha_{trunk}$ .

I risultati ottenuti per la prima ipotesi sembrano non supportare la stabilizzazione della variabile  $\alpha_{trunk}$  durante il raggiungimento dell'oggetto per quanto riguarda il gruppo CTRL, soprattutto nelle fasi finali del gesto. Meno chiari i dati per quanto riguarda il gruppo LBP, per i quali nella serie FREE il rapporto  $V_{UCM} / V_{ORT}$  presenta variazioni significative, è quindi possibile che tra i soggetti sia presente sensibile variabilità. Interessante la stabilizzazione del parametro nella serie post e l'allineamento tra i due gruppi. Questo è in accordo con quanto osservato rispetto all'analisi cinematica del movimento: nella serie POST il gruppo LBP si muoveva in modo più simile al gruppo CTRL e di conseguenza anche gli indici di controllo della variabile di performance presa in considerazione, in questo caso  $\alpha_{trunk}$ , si comportava di conseguenza.

Il risultato ottenuto per la seconda ipotesi (stabilizzazione del COM) differisce da quanto descritto per l'ipotesi relativa alla variabile  $\alpha_{trunk}$ . Il modello geometrico è stato applicato in modo separato per gli spostamenti antero-posteriore (COMx) e supero-inferiori (COMz). Il rapporto tra  $V_{UCM}$  e  $V_{ORT}$  per quanto concerne il gruppo CTRL si è attestato su valori superiori alla soglia sia nelle serie FREE che nelle serie POST. In particolare la posizione del COM sembra essere stabilizzata in tutta la prima parte del movimento fino ad arrivare al 70-80% dello stesso. Il gruppo LBP presenta invece delle differenze significative: nella serie FREE entrambe le variabili di performance scelte (COMx e COMz), non sembrano essere stabilizzate dalla covarianza delle componenti del modello. La serie POST mette invece in evidenza un risultato in linea a quanto rilevato per il gruppo CTRL, ovvero la presenza di valori, soprattutto per la prima parte del movimento, superiori alla soglia. È quindi possibile affermare che nella serie POST di entrambi i gruppi (CTRL e LBP) le due variabili di performance selezionate COMx e COMz vengono stabilizzate dalla covarianza delle componenti del modello. Come nel caso della prima ipotesi (relativa alla presunta variabile di performance  $\alpha_{trunk}$ ) la serie POST mette in evidenza delle differenze rispetto alla serie FREE. Si tratta di un ulteriore elemento in linea con l'osservazione clinica citata nei paragrafi precedenti: successivamente all'introduzione di una modifica del pattern di movimento ed alla ripetizione di movimenti modificati può presentarsi un cambiamento del movimento spontaneo.

Che spiegazione dare rispetto al fenomeno osservato? Forse nell'ambito della teoria dei punti di equilibrio (EP, equilibrium point hypothesis) (39) (48) (49) è possibile trovare una risposta coerente con questa osservazione. Inizialmente EP hypothesis era basata su un modello semplificato dove la variabile  $\lambda$ , che funge da input al pool motoneuronale, viene definita solo dal cervello (figura 23). Questo modello è stato successivamente aggiornato definendo l'input  $\lambda$  come una variabile che dipende da un iniziale  $\lambda^0$  definito dal cervello ed integrato da altri input come ad esempio quelli prodotti dai recettori

sensoriali presenti in altri muscoli ( $\rho$ ) o dalla velocità percepita a livello delle terminazioni dei fusi neuromuscolari ( $\mu V$ ) e dall'effetto storico ( $f(t)$ ).

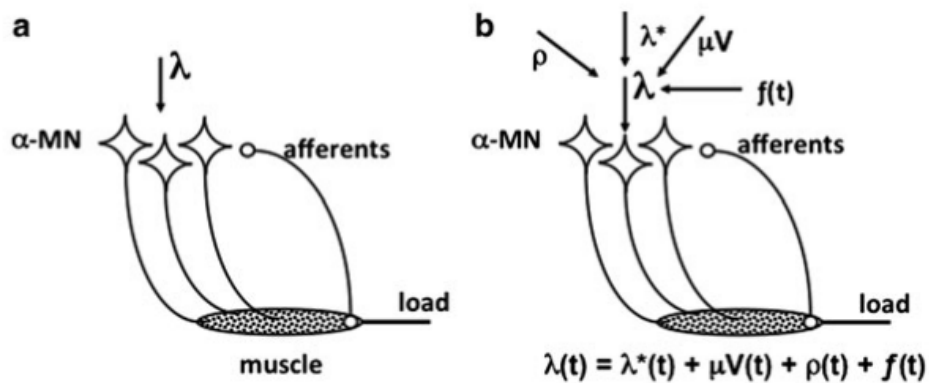


Figura 23

Questo modello rende evidente come l'input definito a livello centrale, che raggiunge il pool motoneuronale, definisca solo una porzione di quella che sarà poi la risposta che porterà ad uno shift del riflesso tonico da stiramento  $\lambda$ . Per questo motivo il segnale centrale non predetermina in senso assoluto l'outcome motorio. Inoltre, siccome i fattori che possono contribuire ad uno shift di  $\lambda$  non sempre sono perfettamente prevedibili, è possibile che si verifichino errori nel movimento, in parte dovuti ad un cambiamento dei fattori che si trovano nella porzione destra dell'equazione in calce alla figura 23. Basandoci su questo principio è possibile interpretare i risultati ottenuti come possibile frutto delle variazioni di parte degli elementi dell'equazione presentata nella figura 23. La ripetizione di un movimento seguendo un pattern diverso, modificato rispetto a quello preferenziale adottato dal soggetto, potrebbe comportare un cambiamento nelle variabili che intervengono nella modificazione di  $\lambda$ , creando quindi un cambiamento della variabile di input del pool motoneuronale.

In questo modello interpretativo vengono accettati, come descritto da Latash, due assiomi: ① il sistema nervoso centrale è un oggetto "fisico/fisiologico" non un oggetto "computazionale" e ② il

controllo neurale dei movimenti volontari è organizzato in modo gerarchico. Al livello superiore della gerarchia un numero ridotto di valori di riferimento per variabili “importanti” e compito specifiche vengono trasformati in insiemi di segnali neurali (subthreshold dei livelli di depolarizzazione dei pool neuronali). Inoltre, come risultato di una sequenza di mappatura pochi-a-tanti, questi segnali risultano in insiemi di threshold di attivazione dei pool di alfa-motoneuroni per molti muscoli coinvolti nel movimento pianificato. Questo schema crea in modo naturale delle sinergie che stabilizzano i valori (profili temporali) di variabili salienti e compito specifiche.

Quanto esposto in questo elaborato ha caratteristiche prevalentemente esplorative rispetto all'applicazione del metodo UCM nell'ambito dei disordini muscolo-scheletrici. Le analisi ad oggi effettuate non esauriscono le possibilità di indagine rispetto ai dati raccolti. Infatti la valutazione dell'UCM nelle serie di movimento che prevedono modificazioni del pattern sono ancora in corso di svolgimento. Allo stesso modo sono allo studio i metodi di applicazione dei modelli geometrici relativi a variabili di performance misurate nello spazio tridimensionale (come ad esempio il movimento della mano). Questi modelli presentano maggiori complessità rispetto ai modelli bidimensionali utilizzati per le analisi di questo elaborato.

In conclusione questo lavoro, sebbene in modo preliminare, ha proposto l'applicazione di un interessante modello di valutazione del controllo motorio (UCM) in una popolazione su cui spesso vengono applicati interventi per “modificare il controllo motorio” e sulla quale, al momento, non sembrano essere presenti studi di questa natura. I possibili sviluppi futuri di questo tipo di analisi sono numerosi, sia nell'ambito della ricerca di base sul controllo motorio che in ambito applicato alla clinica, per esempio nella valutazione degli outcome terapeutici degli interventi che ipotizzano modificazioni del controllo motorio.

## 7 BIBLIOGRAFIA

---

1. **Dagenais S, Caro J, Haldeman S.** A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine Journal*. Jan 2008, Vol. 8, p. 8–20.
2. **Deyo RA, Weinstein JN.** Low back pain. *N Engl J Med*. Feb 2001, Vol. 344, 5, p. 363-70.
3. **Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C.** Non-specific low back pain. . . *Lancet*. Feb 2012, Vol. 4, 379, p. 482-91.
4. **Kamper SJ, Maher CG, Hancock MJ, Koes BW, Croft PR, Hay E.** Treatment-based subgroups of low back pain: a guide to appraisal of research studies and a summary of current evidence. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2010, Vol. 24, p. 181–91.
5. **Pincus T, Smeets RJ, Simmonds MJ, Sullivan MJ.** The fear avoidance model disentangled: improving the clinical utility of the fear avoidance model. *Clin J Pain*. 2010, Vol. 26, p. 739–46.
6. **Karayannis NV, Jull GA, Hodges PW.** Physiotherapy movement based classification approaches to low back pain: comparison of subgroups through review and developer/expert survey. *BMC Musculoskelet Disord*. Feb 2012, Vol. 20, p. 13:24.
7. **Van Dillen, L., Sahrman, S. and Wagner, J.** Classification, intervention and outcomes for a person with lumbar rotation flexion disorder. *Journal of The American Physical Therapy Society*. 2005, Vol. 85, p. 336-351.
8. **Harris-Hayes, M., Van Dillen, L. and Sahrman, S.** Classification, treatment and outcomes of a patient with lumbar extension syndrome. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2005, Vol. 21, 3, p. 181-196.



9. **MalufKk, Van Dillen L, Sahrman S.** Further examination of modifying patient preferred movement and alignment strategies in patients with low back pain during symptomatic tests. *Manual Therapy*. 2009, Vol. 14, 1, p. 52-60.
  
10. **Trudelle-Jackson E, Sarvaiya-Shah S, Wang S,.** Interrater reliability of a movement impairment-based classification system for lumbar spine syndromes in patients with low back pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2009, Vol. 38, 6, p. 371-376.
  
11. **O'Sullivan P.** Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man Ther*. 2005, Vol. 10, 4, p. 242-55.
  
12. **Hefford C, McKenzie.** Classification of mechanical spinal pain: profile of syndromes and directions of preference. *Man Ther*. 2008, Vol. 13, 1, p. 75-81.
  
13. **Byström MG, Rasmussen-Barr E, Grooten WJ.** Motor control exercises reduces pain and disability in chronic and recurrent low back pain: a meta-analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013.
  
14. **Macedo LG, Maher CG, Latimer J, McAuley JH.** Motor control exercise for persistent, nonspecific low back pain: a systematic review. . *Phys Ther*. Jan 2009 , Vol. 89, 1, p. 9-25.
  
15. **Latash ML.** The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy). *Exp Brain Res*. 2012, Vol. 217, 1, p. 1-5.
  
16. *Motor equivalence and the uncontrolled manifold. In: 8th International Seminar on Speech Production.* **Schöner G, Martin V, Reimann H, Scholz JP.** Strasbourg, France: INRIA : edited by Sock R, Fuchs S, Laprie Y. , 2008 - p. 23–28. .
  
17. **Willigenburg N W.** Human Movement Science. 2013, Vol. 32, p. 228–239 .

18. **Huysmans M A, Hoozemans M J, van der Beek A J, de Looze M P, van Dieën J. H.** Position sense acuity of the upper extremity and tracking performance in subjects with non-specific neck and upper extremity pain and healthy controls . *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2010, Vol. 42, p. 876–883.
19. **Latash ML.** *Fundamentals of Motor Control*. s.l. : Academic Press, 2012. p. 3-4.
20. **Glansdorf P, Prigogine I.** *Thermodynamic Theory of Structures, Stability and Fluctuations*. Hoboken : Wiley, 1971.
21. **Kugler PN, Turvey MT.** *Information, natural law, and the self-assembly of rhythmic movement*. Hillsdale : Erlbaum, 1987.
22. **Feldman AG, Levin MF.** Positional frames of reference in motor control: their origin and use. *Behavioral and Brain Sciences*. 1995, Vol. 18, p. 723–806.
23. **Latash ML.** *Synergy*. New York : Oxford University Press, 2008.
24. **Schmidt RA.** A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Reviews*. 1975, 82, p. 225–260.
25. **Wolpert DM, Miall RC, Kawato M.** Internal models in the cerebellum. *Trends Cogn Sci*. Sep 1998, Vol. 2, 9, p. 338-47.
26. **Shadmehr R, Wise SP.** *The computational neurobiology of reaching and pointing*. Cambridge : MIT Press, 2005.
27. **Ostry DJ, Feldman AG.** A critical evaluation of the force control hypothesis in motor control. *Exp Brain Res*. Sep 2003, Vol. 153, 3, p. 275-88.
28. **Hasan Z.** The human motor control system's response to mechanical perturbation: should it, can it, and does it ensure stability? *Journal of Motor Behavior*. 2005, Vol. 37, p. 484–493.

29. **Latash ML, Scholz JP, Schöner G.** Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exercise and Sport Science Reviews*. 2002, 30, p. 26–31.
30. —. Toward a new theory of motor synergies. *Motor Control*. 2007, 11, p. 275–307.
31. **Gelfand IM, Tsetlin ML.** On mathematical modeling of the mechanisms of the central nervous system. [aut. libro] Gurfinkel VS, Fomin SV, Tsetlin ML Gelfand IM. *Models of the Structural-Functional Organization of Certain Biological Systems (translation is available in 1971 edition by MIT Press: Cambridge MA.)*. Moscow : Nauka, 1966.
32. **Gelfand IM, Latash ML.** On the problem of adequate language in movement science. *Motor Control*. 1998, 2, p. 306–313.
33. —. On the problem of adequate language in biology. [aut. libro] Latash ML. *vol. 2: Structure-Function Relations in Voluntary Movement* . Urbana : Human Kinetics, 2002.
34. **Schöner G.** Recent developments and problems in human movement science and their conceptual implications. *Ecological Psychology*. 1995, Vol. 8, p. 291–314.
35. **Scholz JP, Schöner G.** The uncontrolled manifold concept: Identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research*. 1999, 126, p. 289–306.
36. **Demers D, Kreutz-Delgado K.** Canonical parameterization of excess motor degrees of freedom with self-organizing maps. *IEEE Transactions in Neural Networks*. 1996, 7, p. 43–55.
37. **Laboissière R, Ostry DJ, Feldman AG.** The control of multi-muscle systems: human jaw and hyoid movements. *Biological Cybernetics*. 1996, 74, p. 373–384.
38. **Scholz JP, Schöner G, Latash ML.** Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Exp Brain Res*. Dec 2000, Vol. 3, 153, p. 382-404.

39. **Bernstein NA.** *The Co-ordination and Regulation of Movements.* Oxford : Pergamon Press, 1967.
40. **Gorniak SL, Zatsiorsky VM, Latash ML.** Hierarchies of synergies: an example of two-hand, multi-finger tasks. *Exp Brain Res.* 2007, Vol. 2, 179, p. 167-80.
41. **Zhang W, Scholz JP, Zatsiorsky VM, Latash ML.** What do synergies do? Effects of secondary constraints on multidigit synergies in accurate force-production tasks. *J Neurophysiol.* 2008, Vol. 2, 99, p. 500-13.
42. **Yang JF, Scholz JP, Latash ML.** The role of kinematic redundancy in adaptation of reaching. *Exp Brain Res.* Jan 2007, Vol. 1, 176, p. 54-69.
43. **de Freitas SM, Scholz JP, Stehman AJ.** Effect of motor planning on use of motor abundance. *Neurosci Lett.* Apr 2007, Vol. 1, 417, p. 66-71.
44. **Freitas SM, Scholz JP.** Does hand dominance affect the use of motor abundance when reaching to uncertain targets? *Hum Mov Sci.* Apr 2009, Vol. 2, 28, p. 169-90.
45. **Latash ML, Scholz JF, Danion F, Schöner G.** Structure of motor variability in marginally redundant multifinger force production tasks. *Exp Brain Res.* Nov 2001, Vol. 2, 141, p. 153-65.
46. **Krishnamoorthy V, Latash ML, Scholz JP, Zatsiorsky VM.** Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. *Exp Brain Res.* 2003, Vol. 3, 281, p. 281-92.
47. **Feldman AG.** On the functional tuning of the nervous system in movement control or preservation of stationary pose. II. Adjustable parameters in muscles. *Biofizika.* 1966, Vol. 3, 11, p. 498-508.
48. **Feldman AG, Levin MF.** The Equilibrium-Point Hypothesis - Past Present and Future. *Adv Exp Med Biol.* 2009, Vol. 629, p. 699-726.

49. **Feldman AG, Latash ML.** Testing hypotheses and the advancement of science: recent attempts to falsify the equilibrium point hypothesis. *Exp Brain Res.* eb 2005, Vol. 161, 1, p. 91-103.
50. **Latash ML, Gottlieb GL.** Reconstruction of shifting elbow joint compliant characteristics during fast and slow movements. *Neuroscience.* 1991, Vol. 43, 2-3, p. 697-712.
51. **Latash ML.** Virtual trajectories, joint stiffness, and changes in the limb natural frequency during single-joint oscillatory movements. *Neuroscience.* Jun 1992, Vol. 49, 1, p. 209-20.
52. **Gribble PL, Ostry DJ, Sanguineti V, Laboissière R.** Are complex control signals required for human arm movement? *J Neurophysiol.* Mar 1998, Vol. 79, 3, p. 1409-24.
53. **Feldman AG, Goussev V, Sangole A, Levin MF.** Threshold position control and the principle of minimal interaction in motor actions. *Prog Brain Res.* 2007, Vol. 165, p. 267-81.
54. **Hogan N.** The mechanics of multi-joint posture and movement control. *Biol Cybern.* 1985, Vol. 52, 5, p. 315-31.
55. **Pilon JF, De Serres SJ, Feldman AG.** Threshold position control of arm movement with anticipatory increase in grip force. *Exp Brain Res.* Jul 2007, 1, p. 49-67.
56. **Zhang W, Olafsdottir HB, Zatsiorsky VM, Latash ML.** Mechanical analysis and hierarchies of multidigit synergies during accurate object rotation. *Motor Control.* Jul 2009, Vol. 13, 3, p. 251-79.
57. **Gorniak SL, Zatsiorsky VM, Latash ML.** Hierarchical control of static prehension: I. Biomechanics. *Exp Brain Res.* Mar 2009, Vol. 193, 4, p. 615-31.
58. —. Hierarchical control of static prehension: II. Multi-digit synergies. *Exp Brain Res.* Mar 2009, Vol. 194, 1, p. 1-15.

59. **Woollacott M, Inglin B, Manchester D.** Response preparation and posture control. Neuromuscular changes in the older adult. *Ann N Y Acad Sci.* 1988, Vol. 515, p. 42-53.
60. **Bouisset S, Zattara M.** Segmental movement as a perturbation to balance? Facts and concepts. [aut. libro] Woo SL-Y Winters JM. *Multiple Muscle Systems. Biomechanics and Movement Organization.* New York : Springer-Verlag;, 1990, p. 498–506.
61. **McIntyre J, Mussa-Ivaldi FA, Bizzi E.** The control of stable postures in the multijoint arm. *Exp Brain Res.* Jul 1996, Vol. 110, 2, p. 248-64.
62. **Zatsiorsky VM.** *Kinetics of human motion.* Champaign : Human Kinetics, 2002.
63. **Slijper H, Latash M.** The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. *Exp Brain Res.* Nov 2000, Vol. 135, 1, p. 81-93.
64. **Darainy M, Malfait N, Gribble PL, Towhidkhah F, Ostry DJ.** Learning to control arm stiffness under static conditions. *Journal of Neurophysiology.* 2004, Vol. 92, p. 3344–3350.
65. **Latash ML, Anson JG.** Synergies in health and disease: Relations to adaptive changes in motor coordination. *Physical Therapy.* 2006, Vol. 86, p. 1151–1160.
66. **Darainy M, Ostry DJ.** Muscle cocontraction following dynamics learning. *Experimental Brain Research.* 2008, Vol. 190, p. 153–163.
67. **Bernstein NA.** The problem of interrelation between coordination and localization. *Archives of Biological Science.* 1935, Vol. 38, p. 1–35.
68. **Latash ML, Anson JG.** What are normal movements in atypical populations? *Behavioral and Brain Sciences.* 1996, Vol. 19, p. 55–106.

69. **Leardini A, Sawacha Z, Paolini G, Ingrosso S, Nativo R, Benedetti MG.** A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture*. Oct 2007, Vol. 26, 4, p. 560-71.
70. **Robertson DGE, Dowling JJ.** Design and responses of Butterworth and critically damped digital filters. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003, Vol. 13, p. 569-573.
71. **Zatsiorsky VM, Li ZM, Latash ML.** Enslaving effects in multi-finger force production. *Exp Brain Res*. Mar 2000, Vol. 132, 2, p. 187-95.
72. **Merkle LA, Layne CS, Bloomberg JJ, Zhang JJ.** Using factor analysis to identify neuromuscular synergies during treadmill walking. *J Neurosci Methods*. Aug 1998, Vol. 82, 2, p. 207-14.
73. **Ivanenko YP, Cappellini G, Dominici N, Poppele RE, Lacquaniti F.** Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *J Neurosci*. Aug 2005, Vol. 25, 31, p. 7238-53.
74. **Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F.** Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J Physiol*. Apr 2004, Vol. 556, p. 267-82.
75. **Ting LH, Macpherson JM.** A limited set of muscle synergies for force control during a postural task. *J Neurophysiol*. Jan 2005, Vol. 93, 1, p. 609-13.
76. **Li ZM.** Functional degrees of freedom. *Motor Control*. Oct; 2006, Vol. 10, 4, p. 301-10.
77. **Krishnamoorthy V, Latash ML, Scholz JP, Zatsiorsky VM.** Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. *Exp Brain Res*. Oct 2003, Vol. 152, 3, p. 281-92.
78. **Scholz JP, Kang N, Patterson D, Latash ML.** Uncontrolled manifold analysis of single trials during multi-finger force production by persons with and without Down syndrome. *Exp Brain Res*. Nov 2003, Vol. 153, 1, p. 45-58.

79. **Wu J, McKay S, Angulo-Barroso R.** Center of mass control and multi-segment coordination in children during quiet stance. *Exp Brain Res.* Jul 2009, Vol. 196, 3, p. 329-39. doi: 10.1007/s00221-009-1852-z.
80. **Freitas SM, Duarte M, Latash ML.** Two kinematic synergies in voluntary whole-body movements during standing. *J Neurophysiol.* Feb 2006, Vol. 95, 2, p. 636-45.
81. **Martin V, Scholz JP, Schöner G.** Redundancy, self-motion, and motor control. *Neural Comput.* May; 2009, Vol. 21, 5, p. 1371-414. doi: 10.1162/neco.2008.01-08-698.
82. **Hsu WL.** Adaptive Postural Control for Joint Immobilization during Multitask Performance. *PLoS One.* 17 Oct 2014, Vol. 9, 10, p. e108667. doi: 10.1371/journal.pone.0108667. eCollection 2014.
83. **Winter DA.** *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* New York : Wiley, 1990.
84. *Body Segment Parameters, Part II.* **Cortini R.** 1, Spring 1972, *Artificial Limbs*, Vol. 16, p. 1–19.
85. **Sahrmann, Shirley.** *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes.* Mosby : s.n., 2002.
86. **Sahrmann S.** *Movement System Impairment Syndromes of the Extremities, Cervical and Thoracic Spines.* s.l. : Elsevier Health Sciences,, 2010 Nov 19.
87. **Sahrmann SA.** Oral communication.



## 8 INDICE DELLE FIGURE

---

Figura 1 Un possibile schema per la rappresentazione della gerarchia del controllo motorio. Ad ogni livello è presente una “mappatura” di tipo “pochi a molti” (il segnale I input è low-dimensional se paragonato all’output che ne consegue). I segnali di output costituiscono gli input per un livello gerarchicamente inferior. Circuiti di feedback tra e entro i livelli non sono rappresentati in questo schema per evitarne l’eccessiva complicazione.....	13
Figura 2 Rappresentazione delle componenti “buone” ( $V_{GOOD}$ ) e “cattive” ( $V_{BAD}$ ). Il compito (TASK) è di produrre un livello di forza costante ( $F_{TASK}$ ) usando due effettori che generano le forze $F_1$ e $F_2$ . La linea tratteggiata corrisponde all’equazione $F_{TASK} = F_1 + F_2$ e definisce l’uncontrolled manifold (UCM) per questa variabile di performance. Sono rappresentate tre ellissi che illustrano altrettante distribuzioni di dati. La distribuzione circolare (A) implica l’assenza di co-variazione tra $F_1$ ed $F_2$ , una “non sinergia”. L’ellisse che si sviluppa lungo la linea tratteggiata (B) corrisponde ad una relazione in cui $V_{GOOD} > V_{BAD}$ , una sinergia che stabilizza $F_{TASK}$ . Infine l’ellisse che si sviluppa in senso ortogonale alla linea tratteggia corrisponde ad una relazione $V_{BAD} > V_{GOOD}$ , che potrebbe essere interpretata con una co-variazione che destabilizza $F_{TASK}$ . .....	15
Figura 3 Rappresentazione della EP-hypothesis nell’ambito di un singolo muscolo. La definizione del valore di $\lambda$ definisce la dipendenza della forza muscolare attiva sulla lunghezza (IC). La forza, il livello di attivazione e la lunghezza del muscolo cambiano seguendo la IC. Il punto di intersezione tra le caratteristiche del carico (L) rappresenta il punto di equilibrio (EP) del sistema e corrisponde ad una combinazione di lunghezza muscolare ( $L_{EP}$ ) e forza muscolare ( $F_{EP}$ ). .....	18
Figura 4 All’interno della EP Hypothesis il movimento può emergere in seguito ad un cambiamento del carico esterno (L) o ad uno spostamento (shift) della variabile di controllo centrale $\lambda$ . Uno shift da $\lambda_1$ a $\lambda_2$ può portare ad un cambiamento nella forza espressa (condizioni isometriche, $EP_0 - EP_1$ ), della lunghezza (condizioni isotoniche, $EP_0 - EP_2$ ) o di entrambe ( $EP_0 - EP_3$ ). .....	19
Figura 5 Il controllo di una singola articolazione può essere descritto usando valori di $\lambda$ per i muscoli che agiscono su di essa, per esempio $\lambda_{FL}$ e $\lambda_{EX}$ in riferimento a flessori ed estensori. In alternativa è possibile utilizzare due altre variabili “comando r” (reciproco) e “comando c” (co-attivazione) che corrispondono a cambiamenti unidirezionali e contro-direzionali dei due valori $\lambda$ . La IC dell’articolazione e $T(\alpha)$ vengono spostate (shift) dal “comando r” e ruotate dal “comando c”. .....	21
Figura 6 In condizioni isotoniche, quando il carico esterno è zero, un cambiamento del comando-r porta ad un cambiamento della posizione (angolo) articolare ( $EP_1$ ed $EP_2$ nel pannello A). Un cambiamento del comando-c invece non comporta un movimento articolare, bensì un cambiamento dell’inclinazione della linea $T(\alpha)$ . Se un carico esterno è presente (non zero), il cambiamento del comando-c può comportare lo spostamento della posizione (angolo) articolare in aggiunta al cambiamento della stiffness articolare apparente (si paragoni $EP_1$ ed $EP_3$ nel pannello B). .....	22
Figura 7 In condizioni isometriche un cambiamento del comando-r produce cambiamenti del torchio netto (si paragonino $EP_1$ ed $EP_2$ ). Un cambiamento nel comando-c modifica sia il torchio netto che la stiffness apparente (si paragonino $EP_1$ ed $EP_3$ ). .....	23

Figura 8 Ipotesi di gerarchia di variabili di controllo all'interno di una referent configuration hypothesis definita dal compito di posizionare l'endpoint di una catena cinematica ridondante all'interno di un bersaglio. Al livello più alto, in base al compito, una referent configuration {R,C} viene selezionata. Al livello successivo questi segnali proiettano su n coppie di {r,c} per le singole articolazioni. Al livello successivo, ogni coppia di {r,c} funge da input per una sinergia che definisce un numero m di valori $\lambda$ per i muscoli che partecipano al compito.....	26
Figura 9 Impostare un valore di aperture di riferimento ( $AP_{REF}$ ) porta ad ottenere la generazione di forza contro le pareti dell'oggetto, questo grazie alla differenza tra l'apertura attuale ( $AP_{ACT}$ ) e $AP_{REF}$ (parte superiore della figura). Questo metodo di controllo porta sempre all'eguaglianza tra due forze opposte ( $F_1 + F_2 = 0$ ; parte inferiore della figura) che può essere raggiunta in differenti localizzazioni spaziali se $AP_{REF}$ si trova in posizione decentrata rispetto alla posizione attuale. ....	27
Figura 10 Un ipotetico schema di controllo con due variabili di controllo: CV1 connessa al valore desiderato per la variabile di performance e CV2 legato alle sinergie che possono o meno stabilizzare la variabile stessa. ....	30
Figura 11.....	36
Figura 12.....	37
Figura 13.....	41
Figura 14 Parametri dei segmenti corporei .....	49
Figura 15 Parametri dei segmenti corporei 2.....	50
Figura 16 Tempi medi di esecuzione del movimento con relativi IC al 95%.....	55
Figura 17 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie FREE per la variabile $\alpha Trunk$ .....	67
Figura 18 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie POST per la variabile $\alpha Trunk$ .....	68
Figura 19 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie FREE per la variabile $COMx$ .....	69
Figura 20 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie FREE per la variabile $COMz$ .....	70
Figura 21 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie POST per la variabile $COMx$ .....	71
Figura 22 Valori medi ed IC al 95% di "Vratio" nella serie POST per la variabile $COMz$ .....	71
Figura 23.....	78