



ALMA MATER STUDIORUM
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

DIPARTIMENTO DI SCIENZE BIOMEDICHE E NEUROMOTORIE

CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA

**Il ruolo del controllo posturale per l'incremento del
movimento selettivo degli arti nel paziente con esiti di ictus:
case report**

Tesi di laurea in Metodiche Fisioterapiche

Relatore

Chiar.ma Prof.ssa

Silvia Faenza

Presentata da

Maria Vittoria Dogheria

Sessione I

Anno Accademico 2023/2024

ABSTRACT

Background

La letteratura scientifica ha dimostrato come un efficiente controllo posturale favorisca l'attività selettiva degli arti. Vi sono evidenze che attestano un miglioramento nell'attivazione degli aggiustamenti posturali e, di conseguenza, nella *performance* del movimento funzionale in relazione all'obiettivo, all'ambiente e al contesto, attraverso l'incremento dell'attività della *core stability*.

Obiettivi

La tesi si propone di indagare come l'incremento del controllo posturale, tramite il reclutamento della *core stability* e delle catene multicinetiche di arti inferiori e arti superiori, possa contribuire a un miglioramento nel movimento frazionato degli arti in soggetti con esiti di ictus.

Materiali e metodi

Il caso clinico preso in analisi riguarda un paziente di sesso maschile di 62 anni con esiti di emiparesi sinistra in postumi di ictus da occlusione dell'arteria carotide destra. È stato eseguito un protocollo riabilitativo costituito da dieci sedute di trattamento della durata di un'ora circa. Ciascuna sessione prevedeva un *training* di rinforzo della *core stability* e l'attivazione delle catene muscolari multicinetiche degli arti superiori e inferiori in *setting* riabilitativi differenti. I dati sono stati raccolti attraverso la somministrazione della scala Fugl-Meyer, progettata per la valutazione della funzione sensomotoria. Inoltre, è stata effettuata un'analisi osservazionale dei movimenti funzionali di *reach to grasp* per l'arto superiore e dello *step* per l'arto inferiore tramite videoripresa.

Risultati

I dati ottenuti dalle valutazioni iniziale e finale del ciclo di trattamento hanno riportato un miglioramento della stabilità posturale e dell'attività selettiva del paziente rispetto alla fase di partenza. Si è registrato un incremento in determinati *item* delle scale somministrate concretizzatosi anche come miglioramento nella valutazione qualitativa dei movimenti funzionali di *reach to grasp* e di *step*.

Conclusioni

La letteratura dimostra come appropriati aggiustamenti posturali, possano garantire una base stabile ed efficiente per il movimento frazionato degli arti. I risultati ottenuti nel *case report* confermano che un incremento dell'attività della *core stability*, attraverso strategie di rinforzo muscolare, un'integrazione sensoriale e un'attivazione delle catene muscolari multicinetiche facilitano il recupero del controllo della stabilità, migliorando l'attività focale degli arti. Ciò garantisce un movimento fisiologico al di fuori degli schemi di massa patologici, favorendo il recupero delle autonomie funzionali.

Parole chiave: controllo posturale, *core stability*, movimento selettivo, ictus

ABSTRACT

Background

Scientific literature has shown how efficient postural control promotes selective limb activity. There is evidence of an improvement in the activation of postural adjustments and, consequently, in the performance of functional movement in relation to the target, the environment and the context, through increased core stability activity.

Objective

The aim of this thesis is to investigate how increased postural control, through the recruitment of core stability and the multi-kinetic chains of the lower and upper limbs, can contribute to an improvement in fractional limb movement in subjects with stroke outcomes.

Methods

The clinical case under analysis concerned a 62-year-old male patient with left hemiparesis following a stroke due to occlusion of the right carotid artery. A rehabilitation protocol consisting of 10 treatment sessions of approximately one hour each was applied. Each session included training focused on strengthening core stability and activation of the multi-kinetic muscle chains of the upper and lower limbs in different rehabilitation settings. Data were collected through the administration of the Fugl-Meyer scale, designed for the assessment of sensorimotor function. In addition, an observational analysis of functional gestures, such as reach-to-grasp for the upper limb and stepping for the lower limb, was conducted through video recordings.

Results

The data obtained from the initial and final assessments of the treatment cycle reported an improvement in the patient's postural stability and selective activity compared to the baseline phase. There was an increase in certain items of the scales administered, which also resulted in an improvement in the qualitative assessment of functional reach-to-grasp and step movements.

Conclusions

The literature shows that appropriate postural adjustments can provide a stable and efficient support for segmented limb movement. The results obtained in the case report confirm that an

increase in core stability activity, through muscle strengthening strategies, sensory integration and activation of the multi-kinetic muscle chains, facilitates the recovery of stability control, improving the focal activity of the limbs. This ensures physiological movement outside pathological mass patterns, favouring the recovery of functional autonomy.

Keywords: postural control, core stability, selective movement, neurological patient, stroke

INDICE

CAPITOLO 1: RELAZIONE TRA CONTROLLO POSTURALE E MOVIMENTO	9
1.1 Neurofisiologia del controllo posturale e del movimento	9
Neurofisiologia e sistemi motori	9
Rilevanza clinica dell'inibizione	12
Afferenze sensoriali e schema corporeo	14
1.2 Funzioni del controllo posturale come base per il movimento selettivo degli arti	15
Adattamenti posturali	16
Orientamento posturale	19
Stabilità posturale	20
CAPITOLO 2: CONTROLLO POSTURALE E <i>REACHING</i> NELL'ARTO SUPERIORE	22
2.1 Meccanismi di controllo neurale del <i>reach to grasp</i>	22
2.2 Elementi biomeccanici del <i>reach to grasp</i>	24
2.3 Attività di <i>reaching</i> e <i>grasping</i>	26
CAPITOLO 3: CONTROLLO POSTURALE E LOCOMOZIONE NELL'ARTO INFERIORE	29
3.1 Meccanismi di controllo neurale della locomozione	29
3.2 Elementi biomeccanici della locomozione	31
3.3 Ciclo del passo	33
CAPITOLO 4: MATERIALI E METODI	37
4.1 Obiettivi dello studio	37
4.2 Popolazione dello studio	37
4.3 Protocollo clinico	37
4.4 Strumenti di valutazione	38
4.5 <i>Outcome</i> clinici	39
Scale cliniche	39

CAPITOLO 5: RISULTATI	45
5.1 Case report	45
Anamnesi familiare e socio-ambientale	45
Anamnesi patologica remota	45
Anamnesi patologica recente	45
Valutazione fisioterapica iniziale (24/07/2024)	45
5.2 Sessioni di trattamento	46
5.3 Risultati degli <i>outcome</i> clinici	62
Scala di valutazione Fugl-Meyer arto superiore	62
Scala di valutazione Fugl-Meyer arto inferiore	64
Valutazione qualitativa del gesto funzionale di <i>reach to grasp</i>	69
Valutazione qualitativa del movimento funzionale di <i>step</i>	70
CAPITOLO 6: DISCUSSIONE	73
6.1 Analisi descrittiva e inferenziale degli <i>outcome</i> clinici	73
Fugl-Meyer <i>Assessment</i>	73
6.2 Discussione	78
6.3 Limiti della tesi	81
CAPITOLO 7: CONCLUSIONE	82
BIBLIOGRAFIA	84

CAPITOLO 1: RELAZIONE TRA CONTROLLO POSTURALE E MOVIMENTO

1.1 Neurofisiologia del controllo posturale e del movimento

Neurofisiologia e sistemi motori

Il movimento è il prodotto di un sistema funzionale ibrido interconnesso con il suo ambiente, in cui i processi sensitivi, cognitivi e motori interagiscono^{1,2}. Nessun sistema lavora isolatamente, perciò, nonostante le differenti regioni del sistema nervoso siano specializzate in funzioni diverse tramite una rete di comunicazione, esse sono in grado di influenzarsi a vicenda¹. Nei sistemi di controllo del movimento si distinguono tre livelli organizzati in modo gerarchico: il midollo spinale, il tronco encefalico e le aree corticali motorie³. È inoltre ampiamente riconosciuto che l'elaborazione delle informazioni delle strutture sopracitate avvenga in parallelo: ciò implica che molte funzioni sensitive, motorie e cognitive siano servite da più di una via^{1,3}. Tale conformazione permette ad alcune regioni e vie di compensarsi a vicenda a seguito di un danno nervoso^{1,3}.

Una delle principali funzioni del sistema percettivo è quella di fornire le informazioni sensitive necessarie per le nostre azioni motorie. L'informazione sensitiva consente al sistema nervoso centrale (SNC) di aggiornare e correggere i comandi in uscita verso la muscolatura, durante il movimento o quando il movimento verrà successivamente replicato⁴. Un problema chiave è capire il processo sensitivo motorio, cioè come il SNC controlli le efferenze motorie e come gli stimoli sensitivi dirigano e informino le efferenze motorie¹. La convergenza degli *input* sensoriali trasmessi dagli organi tendinei del Golgi (OTG) e dai recettori cutanei/sensoriali ha un ruolo nella precisazione dell'azione motoria, come, per esempio, accade nella funzione della mano quando questa afferra un oggetto delicato¹. Tutti e tre i livelli dei sistemi motori ricevono segnali afferenti-sensoriali e vengono influenzati da due sistemi sottocorticali indipendenti: i nuclei della base e il cervelletto, i quali a loro volta agiscono sulla corteccia cerebrale tramite nuclei talamici di ritrasmissione³.

Il sistema nervoso modifica automaticamente la posizione del corpo nello spazio in relazione all'attività motoria richiesta e al contesto in cui essa si svolge⁵. Perciò i movimenti volontari derivanti da comandi motori intenzionalmente evocati, che sorgono dalla corteccia cerebrale, sono sempre accompagnati da processi automatici di controllo posturale, inclusi l'aggiustamento dell'equilibrio e la regolazione del tono muscolare⁵. Il soggetto è in gran parte inconsapevole di quest'ultimo processo, che è governato principalmente dall'attivazione

sequenziale dei neuroni nel tronco encefalico e nel midollo spinale⁵ (riflessi spinali), grazie a una precoce interazione tra stimoli sensoriali ascendenti e risposte motorie discendenti.

L'organizzazione gerarchica dei sistemi motori prevede strutture di livello inferiore responsabili del controllo delle funzioni più semplici e automatiche, mentre strutture più elevate presiedono al controllo di movimenti più fini e complessi, interagendo con le aree cerebrali alla base dei processi decisionali e cognitivi³. Oltre ai tre livelli gerarchici, si ritiene che la corteccia motoria prefrontale e i nuclei della base siano implicati nella pianificazione e nella coordinazione dei movimenti delle varie parti del corpo e che il cervelletto provveda alla coordinazione temporale fine dell'attività motoria, integrando i segnali relativi al movimento nel corso della sua esecuzione tramite meccanismi di *feedback*³.

In generale, i sistemi motori discendenti (vie efferenti) possono essere ipsilaterali o controlaterali. Tuttavia, poiché molti gruppi di neuroni del tronco dell'encefalo proiettano alla sostanza grigia del midollo spinale, distinguiamo due ulteriori sistemi: mediale e laterale. Alla differente distribuzione dei sistemi mediale e laterale, corrispondono ruoli funzionali fondamentalmente diversi dei due sistemi. Il primo è la componente filogeneticamente più antica dei sistemi motori discendenti ed è importante per il mantenimento dell'equilibrio e della postura, che sono funzioni svolte dai muscoli assiali e prossimali³. Il secondo, cioè le vie laterali, svolge funzioni più differenziate, controllando i muscoli distali che vengono utilizzati per l'esecuzione di movimenti fini³. Alcune vie partono dalla corteccia e si dirigono al midollo, altre partono direttamente dal loro nucleo di origine per poi arrivare al midollo spinale. Ulteriori vie, come le cortico-striate e le cortico-talamiche (circuito cortico-striato-talamo-corticale o cortico-corticale), sono adibite alla comunicazione all'interno del cervello (fra la corteccia e i vari nuclei). Queste ultime, contemporaneamente alle loro funzioni, influenzano anche le vie discendenti.

Il sistema mediale è costituito da tre principali componenti: i tratti vestibolospinali (mediale e laterale), i tratti reticolospinali (mediale e laterale) e il tratto tettospinale. Questi discendono nelle colonne ventrali ipsilaterali e terminano prevalentemente su interneuroni, neuroni propriospinali della parte ventromediale della zona intermedia, e su alcuni motoneuroni del gruppo mediale innervanti i muscoli assiali³.

I tratti vestibolospinali mediale e laterale originano dai nuclei vestibolari (in connessione con il cervelletto), decorrono nella colonna ventrale e ritrasmettono informazioni provenienti dal labirinto vestibolare, prendendo parte al controllo dell'equilibrio e della postura^{3,5,6}.

I tratti reticolospinali mediale (pontina) e laterale (bulbare) originano da diversi nuclei situati nella formazione reticolare del ponte e del bulbo, decorrono nella colonna ventrale ipsilaterale stabilendo connessioni con interneuroni e motoneuroni spinali a tutti i livelli. Tuttavia, mentre il tratto pontino ha un'azione eccitatoria sui muscoli assiali del tronco, della pelvi e in minor parte sugli estensori degli arti inferiori, il tratto bulbare ha un effetto opposto, ovvero agisce inibendo i muscoli antigravitari e facilitando i loro antagonisti. Tale sistema, inoltre nel suo insieme, regola la postura, il tono estensorio in relazione allo stato di vigilanza e risulta fondamentale per la coordinazione di collo, tronco e arti⁶.

Il tratto tettospinale origina dal collicolo superiore del mesencefalo, il quale è costituito da due lamine: una più superficiale, esclusivamente visiva, che raccoglie segnali dalla retina, e una più profonda, che riceve dalla lamina superficiale, ma integra *input* visivi, uditivi e somatosensoriali. Questa è l'unica via mediale che proietta al lato controlaterale del midollo, tuttavia le sue proiezioni non vanno oltre i segmenti cervicali³. Tale sistema nel suo complesso provvede alla coordinazione di occhi, testa e collo e rappresenta il centro di regolazione dei riflessi visivi e uditivi, per effetto dei quali è possibile girare la testa verso una fonte di luce o di rumore^{5,6}.

Il sistema vestibolare fornisce un generale livello di tono posturale e su di esso il reticolospinale aggiunge un controllo addizionale per rendere più mirata l'attivazione muscolare, soprattutto nelle attività asimmetriche^{5,6}. La stretta interazione tra questi due sistemi garantisce in posizione eretta la stabilità monopodolica per l'oscillazione controlaterale e l'utilizzo dell'arto superiore opposto per il *reaching*. Una lesione a vari livelli del SNC provoca uno squilibrio nelle vie discendenti con effetti sull'eccitazione o l'inibizione degli alfa motoneuroni, rendendo la coordinazione tra questi ultimi e i motoneuroni gamma meno efficiente, con conseguente riduzione dell'accuratezza del *feedback* sensoriale e un potenziale incremento delle oscillazioni posturali⁶.

La colonna di fibre discendenti che decorrono nel quadrante laterale del midollo spinale termina a livello della parte laterale della zona intermedia e dei gruppi motoneuronali dorsolaterali, che innervano i muscoli più distali degli arti³.

La principale via discendente laterale del tronco encefalico è la via rubrospinale, la quale origina dal nucleo rosso, decussa nel mesencefalo, decorre dorsalmente nel cordone laterale controlaterale e giunge nella parte dorsale delle colonne laterali del midollo spinale. Essa aumenta la funzionalità del tratto corticospinale e sembra essere particolarmente attiva nei

movimenti automatici appena appresi. Inoltre probabilmente influenza i muscoli del polso e gli estrinseci della mano nel *reaching*⁷, contribuendo alla preforma della mano.

Oltre a questa via, si distinguono due vie aminergiche, che per alcuni autori costituirebbero un terzo gruppo aggiuntivo al sistema mediale e laterale. Sono nominate via raphe e coeruleospinale ed entrambe modulano l'eccitabilità dei neuroni spinali. Esse originano rispettivamente dai nuclei del raphe e dal locus *coeruleus*, proiettano sia alle colonne laterali che ventrali del midollo spinale e hanno funzione inibitoria sulle afferenze nocicettive³.

Per quanto riguarda le vie corticodiscendenti, ovvero quelle che collegano direttamente o indirettamente la corteccia cerebrale al midollo spinale, si parla di due sistemi: la via piramidale (diretta) e le vie indirette passanti per i nuclei del tronco encefalico. Le fibre del tratto cortico spinale (TCS), che non prevedono alcuna interruzione sinaptica lungo il loro decorso, originano dalla corteccia motoria primaria (MP), dall'area premotoria (APM), dall'area motoria supplementare (AMS), dalle aree somestetiche e da parti della corteccia parietale posteriore^{1,3,8} e infine passano attraverso il braccio posteriore della capsula interna per innervare gli interneuroni e motoneuroni del midollo spinale^{1,4}. La maggior parte degli assoni del TCS (75/90%) si decussa a livello bulbare formando le piramidi bulbari e discende nella sostanza bianca controlaterale del midollo spinale come TCS laterale^{1,3}. Vi è tuttavia una piccola percentuale di assoni (10-25%) che non si decussa a livello della piramide e discende come TCS ventrale^{1,3}. Sebbene il TCS sia considerato il sistema motorio principale per controllare i movimenti che richiedono la massima destrezza e sensibilità, esso origina anche dalla corteccia sensitiva. Di fatti, le fibre corticospinali terminano per lo più nel corno posteriore (dorsale) del midollo spinale, dove entrano in contatto sinaptico con interneuroni che ricevono *input* da recettori somato-sensitivi¹. Secondo Lemon e Brodal^{1,4,8}, queste proiezioni sono probabilmente coinvolte nella regolazione dell'informazione afferente da recettori periferici al midollo spinale e influenzano la trasmissione dei segnali dalle terminazioni somato-sensitive afferenti nei fusi muscolari, negli OTG e nei recettori cutanei. Il TCS contestualizza le informazioni afferenti ed è in tal modo capace di programmare il livello atteso di informazioni sensoriali: questa funzione è chiamata impostazione del contrasto anticipatorio¹.

Rilevanza clinica dell'inibizione

Nei primati l'unica via discendente che controlla direttamente i motoneuroni per i muscoli distali è costituita dal sistema corticospinale. Queste connessioni garantiscono la possibilità di controllare in modo indipendente singoli muscoli, proprietà nota come frazionamento del

movimento. Essa viene completamente e irreversibilmente perduta a seguito di una lesione alle fibre corticospinali a livello delle piramidi bulbari³.

Il controllo selettivo del movimento dipende dai muscoli reclutati nella giusta sequenza al momento appropriato e dal fatto che la durata e la forza della contrazione muscolare (eccentrica/concentrica) siano adeguate all'attività *target*¹. Il SNC regola e modifica la trasmissione dei segnali attraverso l'inibizione¹. Le sinapsi inibitorie sono presenti ovunque nel SNC e sono di vitale importanza per il suo funzionamento appropriato^{1,4}. I neuroni inibitori del midollo spinale svolgono ruoli significativi nell'elaborare le informazioni somatosensoriali e nel regolare i comportamenti motori, che variano da semplici riflessi protettivi a compiti motori più complessi, come la locomozione e la presa¹. Molti interneuroni inibitori entrano direttamente in contatto sinaptico con i motoneuroni per controllarne l'eccitabilità, altri agiscono indirettamente attraverso le loro azioni su altri interneuroni, riducendone direttamente la suscettibilità o aumentando l'eccitabilità tramite la disinibizione dissinaptica. Sono poi la sommazione spaziale e temporale degli *input* al motoneurone a permettere il raggiungimento della soglia di depolarizzazione e a decidere l'invio delle informazioni efferenti, aumentando la forza e la durata del comando stesso.

Esistono molte forme di inibizione fondamentali per il movimento: presinaptica, post-sinaptica, ricorrente, reciproca e non reciproca. Tutti i meccanismi anzidetti variano a seconda del compito e delle sue fasi. In particolare, nel controllo dell'attività selettiva associata al controllo posturale, rivestono una considerevole importanza l'inibizione presinaptica e l'inibizione reciproca. L'inibizione presinaptica è un meccanismo con cui la neurotrasmissione dalla cellula presinaptica viene ridotta¹: le informazioni non rilevanti vengono arrestate e il contrasto tra l'*input* sensoriale e la consapevolezza è aumentato^{1,4}. Questo meccanismo è fondamentale per un'attività precisa, focalizzata e graduata e per la regolazione delle informazioni somatosensoriali⁴, aiutando il reclutamento dei muscoli con una tempistica appropriata nella giusta sequenza⁹. L'inibizione reciproca si basa invece su un meccanismo automatico, con il quale il motoneurone antagonista è inibito quando il muscolo agonista si contrae¹⁰. Un aumento del *drive* (impulso) neurale di un muscolo o di un gruppo di muscoli riduce l'attività nervosa dell'antagonista funzionale¹: in tal modo si prevengono co-contrazioni indesiderate¹¹.

I pazienti con lesioni del SNC possono avere un controllo ridotto del movimento per diversi motivi, come un'alterata distribuzione temporale o spaziale dell'attività. La reazione o la risposta può essere quindi superiore al normale¹². Il tentativo del paziente di risultare comunque

funzionalmente indipendente può portare a sperimentare l'attivazione di muscoli che normalmente non sarebbero coinvolti in determinati compiti nell'attività reale¹. Clinicamente, se il paziente impara a controllare il movimento in modo più selettivo, questi schemi di massa patologici possono essere infranti¹. Un miglior controllo selettivo è un segno che il paziente sta imparando a controllare la distribuzione e la diffusione degli impulsi, e quindi anche a focalizzare l'attività motoria¹.

Afferenze sensoriali e schema corporeo

Il controllo efficiente del movimento e della postura è garantito dalla corretta integrazione degli *input* provenienti dai sistemi visivo, vestibolare, somatosensoriale e gravicettoriale. Questi contribuiscono allo sviluppo di una rappresentazione interna, detta schema corporeo, centro dell'interazione tra sistemi afferenti ed efferenti. Tale modello è in parte geneticamente determinato, in parte modificato e modificabile con l'esperienza.

De Vignemont definisce lo schema corporeo come una mappa sensitivo-motoria del corpo continuamente aggiornata e importante nel contesto dell'azione, poiché informa il cervello su quali parti appartengono al corpo e dove quelle parti siano attualmente localizzate¹³. È il modello posturale che ognuno ha di se stesso, il modo di percepire la posizione del corpo e la relazione fra le parti. Esso comprende quindi tutte le informazioni importanti per l'azione¹⁴, tra cui la geometria del corpo e delle sue parti, i parametri cinematici del movimento e l'orientamento rispetto alla gravità.

È inoltre consolidato che lo schema corporeo e lo spazio peripersonale siano intimamente correlati¹. Lo schema corporeo comprende le rappresentazioni multisensoriali delle parti del corpo e dello spazio peripersonale¹⁵. È stato asserito che le rappresentazioni corporee si possano estendere fino a includere protesi, strumenti e oggetti¹, dato che l'uso di arnesi modifica il lato motorio della nostra rappresentazione motoria e quindi influenza la cinematica dei movimenti¹³. Un oggetto è compreso nello schema corporeo se è percepito come parte da includere nel compito motorio¹.

Attualmente si ritiene che nel cervello esistano svariati tipi di rappresentazione del corpo^{13,16,17}: ne distinguiamo due maggiormente importanti. Il primo è contenuto nell'area 5 della corteccia parietale¹ ed è formato e controllato prevalentemente dalle informazioni provenienti dai recettori cutanei; il secondo è racchiuso nel cervelletto e plasmato dall'informazione propriocettiva e, pertanto è controllato dai fusi muscolari, dall'organo tendineo del Golgi e dominato dall'attività dei CPG. In aggiunta, sappiamo che esistono rappresentazioni molteplici

delle stesse regioni somatiche in zone diverse della corteccia cerebellare³. Di fatti, il cervelletto, oltre a essere ritenuto un coordinatore del movimento, può essere considerato una struttura dell'apprendimento, con particolare riferimento al controllo volontario della postura. È importante soprattutto per quanto riguarda l'apprendimento dei movimenti attraverso la pratica per tentativi ed errori. Tuttavia, per essere accurato nelle diverse previsioni sensoriali, necessita di una continua ricalibrazione dello schema corporeo così da garantire una corretta interazione tra ambiente e sistema sensitivo-motorio. Di questa azione è principalmente responsabile il tratto spinocerebellare^{1,4}. L'attività del cervelletto risulta essere primariamente collegata all'aspettativa degli eventi futuri piuttosto che alla registrazione dell'attività in atto. Esso identifica *pattern* sensomotori adeguati all'interno di una sequenza motoria conosciuta e prepara i sistemi motori al passo successivo.

1.2 Funzioni del controllo posturale come base per il movimento selettivo degli arti

Il controllo posturale è una competenza complessa derivante dall'interazione di molteplici processi sensomotori. Esso implica un'appropriata coordinazione tra postura e movimento per stabilizzare il corpo durante le attività iniziate autonomamente e in risposta ai disturbi innescati dall'esterno^{1,18}. Tale funzione richiede l'organizzazione di stabilità e mobilità della catena cinetica multi-articolare e una postura adeguata di capo e tronco rispetto a destabilizzazioni ambientali o indotte dalla persona. Il controllo posturale si associa infatti a qualsiasi tipo di attività: dinamica o statica, che essa preveda sia il mantenimento dell'equilibrio (anche la capacità di mantenere una posizione richiede un continuo aggiustamento dell'attività neuromuscolare), sia lo svolgimento di un movimento più selettivo e articolato. Ogni movimento inizia e termina necessariamente con un aggiustamento posturale¹⁹. Da ciò si può dedurre che l'efficacia del movimento è strettamente correlata alla qualità del controllo posturale. La postura è la base su cui viaggia il movimento²⁰. Con il termine postura si intende la posizione relativa delle differenti parti del corpo rispetto a loro stesse, all'ambiente e alla forza di gravità. Essa è caratterizzata da diverse funzioni: mantenere una posizione antigravitaria stabile e non statica, stabilizzare parti del corpo per permettere il movimento di altre, adattarsi al compito e al contesto da svolgere contrastando le imminenti perturbazioni.

Il sistema di controllo posturale include tutte le componenti muscolo-scheletriche e sensitivo-motorie coinvolte nel mantenimento dell'equilibrio¹. In altre parole, il controllo posturale è il sistema di supporto per l'azione motoria e assicura il mantenimento dell'equilibrio durante le

attività motorie¹. L'equilibrio, infatti, è fondamentale per le nostre attività quotidiane²¹. Una funzione vitale del sistema nervoso è assicurare un'efficiente coordinazione tra movimento e postura, perciò l'efficienza del nostro sistema di equilibrio influenzerà l'efficienza dei nostri movimenti volontari¹. Per ottimizzare il controllo dell'equilibrio, l'uomo sviluppa adattamenti posturali in previsione della perturbazione che sta per accadere^{1,22}. Bouisset e Le Bozec hanno chiamato la capacità del corpo di sviluppare una simile controperturbazione "capacità posturo-cinetica" (PKC)^{1,21,22,23}. Secondo la teoria della PKC, l'esecuzione di un compito funzionale è altamente dipendente dal ruolo della componente posturale di sviluppare un'efficiente controperturbazione^{1,21,23}. Questi aggiustamenti posturali corrispondono agli adattamenti posturali anticipatori (APA)^{1,21,23}. I pazienti con patologie neurologiche hanno perso parte del loro repertorio di movimenti e non sono in grado di adattarsi come prima¹.

Adattamenti posturali

Il controllo della postura può essere suddiviso in due sistemi differenti ma interattivi: il sistema anticipatorio o preattivo (*feedforward*), dove le correzioni si sviluppano prima del movimento, e il sistema reattivo o retroattivo (*feedback*), dove le correzioni si verificano in risposta alle perturbazioni¹. I muscoli sono gli effettori del sistema di controllo posturale e contribuiscono alla stabilità posturale sia preattiva che retroattiva¹. L'attività posturale è quindi un risultato di cambiamenti di tono: è un adattamento funzionale, ossia una distribuzione modificata dell'attività in differenti unità motorie per il mantenimento della stabilità¹.

Gli adattamenti posturali anticipatori (APA), o controllo preattivo (*feedforward*), rappresentano la preparazione dei sistemi sensitivo e motorio in previsione di richieste posturali basate sull'esperienza e l'apprendimento²⁴. Il controllo anticipatorio viene usato quando il bisogno di equilibrio e di stabilità è prevedibile e il SNC può programmare un allineamento posturale prima che inizi il movimento pianificato¹. L'anticipazione richiede la previsione dell'imminente perturbazione^{1,25}: ciò implica che, a causa dell'effetto dell'esperienza ripetuta e dell'apprendimento, sulle reti neurali adattive centrali vengano sviluppati modelli memorizzati nel sistema nervoso centrale e utilizzati durante l'esecuzione di un compito^{1,25}. Tali modelli tengono conto del mondo esterno, delle caratteristiche biomeccaniche del corpo e delle loro interazioni²⁵. Il fattore chiave della capacità di anticipare è l'apprendimento²⁵.

Gli aggiustamenti posturali anticipatori nel tronco si verificano prima o contemporaneamente a un movimento focale degli arti²⁶. Pertanto distinguiamo rispettivamente due fenomeni differenti che intervengono prima dei meccanismi a *feedback*²⁷: gli APA preparatori^{1,28,29,30} e gli APA di

accompagnamento^{1,28,30}. Essi non sono un singolo fenomeno con una tempistica variabile, ma due aspetti distinti della preparazione posturale alla perturbazione³¹. Il loro scopo principale è preparare il tronco, contrastando le forze destabilizzanti imposte dal movimento dell'arto, e orientare il tronco nello spazio, cosicché il risultato motorio desiderato possa essere raggiunto tramite il movimento focale²⁶.

Gli APA sono dinamici, polarizzati e specifici del compito³⁰. Essi sono programmati in relazione non solo ai parametri del movimento focale in sé, come velocità^{30,32}, direzione^{30,32,33,34}, carico e orientamento nello spazio, ma anche ai parametri del movimento del compito e alle sue limitazioni^{26,30}. Inoltre essi sono "adattabili", in quanto dipendono dallo stato funzionale e dalle "condizioni posturali" del sistema motorio³⁰.

È stato infine dimostrato che gli APA associati ai movimenti volontari sono attenuati o assenti quando la postura era altamente stabile^{21,35,36,37} o instabile^{1,21,37,38,39}. Nelle condizioni sopracitate prevalgono infatti le strategie retroattive per esempio fare un passo per evitare di cadere¹. Se lo spostamento è molto brusco e i piedi sono liberi di muoversi, gli APA non sempre subentrano^{34,37}. In condizioni di instabilità posturale in soggetti sani, il SNC può essere riluttante ad attivare forti APA, poiché questi possono causare perturbazioni dell'equilibrio. Pertanto questa attenuazione riflette una strategia protettiva da parte del SNC volta a minimizzare l'effetto potenzialmente destabilizzante degli APA stessi^{21,34,38,36,23}.

Il secondo tipo di adattamenti posturali prende il nome di reazioni protettive o compensatorie (CPA)^{34,37}. Queste reazioni rappresentano l'attivazione coordinata di muscoli che stabilizzano il corpo dopo una perturbazione⁴⁰ e non sono semplici riflessi, ma l'attivazione sinergica di muscoli e quindi strategie³. I CPA in generale non possono essere predetti e sono avviati dal *feedback* sensoriale⁴¹.

In stazione eretta l'uomo utilizza prevalentemente tre tipi principali di strategie per riportare il corpo in equilibrio: due tipi mantengono i piedi al loro posto (le cosiddette "strategie dei piedi al loro posto"), mentre la terza cambia la base di sostegno attraverso azioni, come fare un passo o allungare il braccio^{18,42}. Le strategie del terzo tipo sono definite anche di cambiamento della base di sostegno. Ogni strategia attiva modelli muscolari diversi ma fornisce stabilità posturale nella direzione appropriata⁴⁰.

Le strategie dei piedi al loro posto sono le seguenti:

- la strategia di caviglia, che si oppone all'oscillazione del corpo nella stazione eretta ed è basata su un'attivazione disto-proximale^{9,24,43};
- la strategia d'anca, che attiva prima la muscolatura correlata alla parte inferiore del tronco, al bacino e all'anca (sequenza di reclutamento più cranio-caudale/prossimo distale)^{24,44}.

Le strategie di cambiamento della base di sostegno si dividono in:

- fare rapidamente un passo e protendere rapidamente il braccio, quindi movimenti atti al ripristino dell'equilibrio. Queste reazioni protettive sono molto più rapide dei movimenti volontari degli arti e possono essere molto efficaci nel decelerare il movimento del centro di massa (CdM), indotto da perturbazioni improvvise e imprevedibili. In questa situazione, l'azione di compiere un passo è reattiva, ma il più delle volte sono presenti elementi di pianificazione e strategia: si mette il piede nella direzione in cui è probabile recuperare l'equilibrio. Tuttavia, quando si esegue un passo per iniziare la locomozione, si pianifica in anticipo e si avvia una strategia preattiva. In questo caso sono presenti elementi cognitivi più forti, per cui quella sopracitata non è una reazione protettiva;
- le reazioni protettive per correggere i disturbi dell'equilibrio non si limitano agli arti inferiori durante la stazione eretta o la deambulazione, ma si osservano frequentemente in tutto il corpo⁴⁵. Queste risposte si manifestano non solo come reazioni coordinate dell'arto inferiore e del braccio, ma anche come attività muscolari stabilizzanti del tronco⁴⁵.

Le prime teorie sul controllo posturale consideravano le reazioni di cambiamento del sostegno impegnate solo per perturbazioni estremamente grandi che spingono il CdM all'esterno della BdS (base di sostegno). Oggi invece è ampiamente riconosciuto che le strategie di cambiamento del sostegno siano spesso selezionate, anche per perturbazioni di ampiezze più piccole⁴⁶.

Gli esseri umani sono normalmente capaci di utilizzare strategie differenti quando avviene uno spostamento, scegliendole tramite processi sensitivo-motori complessi e integrativi. Un efficiente controllo posturale umano dipende da un'accurata conoscenza dell'intera configurazione del proprio corpo nello spazio (schema corporeo), oltre che dalla localizzazione del CdM del corpo rispetto alla linea di gravità e alla BdS⁴⁷, perciò le strategie utilizzate dipendono dalla situazione. La sequenza di attivazione varia in relazione alla necessità e alle possibilità, così come la scelta della strategia dipende dall'esperienza precedente, dall'abitudine, dalle aspettative e dalle emozioni^{40,48}. Il vincolo biomeccanico più importante

per l'equilibrio è costituito dalla dimensione e la qualità della base di supporto: i piedi. Quindi qualsiasi limitazione in termini di dimensione, forza, gamma di movimento, dolore o controllo dei piedi influenza l'equilibrio^{18,49}.

Orientamento posturale

I due principali obiettivi funzionali del controllo posturale sono l'orientamento posturale e l'equilibrio posturale¹⁸.

Con orientamento posturale si intende l'orientamento del corpo in base alle variabili ambientali (per esempio la linea verticale) e l'allineamento delle sue parti^{1,50}. Esso implica l'allineamento attivo del tronco e della testa rispetto alla gravità, alle superfici di supporto, al contesto visivo circostante e ai riferimenti interni^{1,18}.

Un controllo posturale risulta efficiente solo se caratterizzato da un corretto allineamento dei segmenti corporei che lo determinano. Ogni sezione del corpo è infatti in grado di esprimere la sua massima funzionalità e attività fisiologica unicamente in specifiche posizioni. Migliore è l'allineamento dei segmenti scheletrici, migliore sarà la *performance* del controllo degli elementi⁵¹. L'allineamento in neutro facilita la propriocezione e il corretto reclutamento muscolare⁵².

L'orientamento posturale sottintende:

- la capacità di mantenere un allineamento appropriato tra i segmenti corporei;
- la capacità di mantenere un rapporto appropriato con l'ambiente;
- la necessità di stabilire un orientamento verticale per contrastare la forza di gravità;
- la creazione di una struttura di riferimento per la percezione e l'azione.

La postura può essere attivamente orientata rispetto a una varietà di strutture di riferimento, a seconda del compito e dello scopo del movimento¹. La struttura di riferimento può essere visiva, somato-sensitiva, vestibolare^{1,18} o può essere la rappresentazione interna dell'orientamento del corpo rispetto all'ambiente, come una posizione di riferimento stimata dalla memoria^{1,50}. È l'integrazione delle informazioni derivanti da questi sistemi, quindi, che costituisce il substrato per una consapevolezza cosciente del corpo e dei modelli interni generati e implementati dal cervelletto. Ne consegue che lo schema corporeo diventa una componente chiave del controllo posturale, che mette in relazione percezione e azione rispetto al mondo che ci circonda.

L'orientamento del tronco può essere una delle variabili più importanti da controllare, poiché determina il posizionamento degli arti rispetto agli oggetti con cui desideriamo interagire.

L'orientamento posturale dell'individuo rispetto alla BdS e alla forza di gravità determina le strategie di movimento che saranno accessibili ed efficaci⁵⁰.

La percezione della linea mediana (verticalità) è cruciale per il controllo dell'equilibrio e per l'interazione con l'ambiente¹. In un soggetto sano in stazione eretta, la percezione della verticale, ovvero la verticale soggettiva (SV), è perfettamente allineata con la verticale fisica, il che richiede una rappresentazione implicita della verticalità⁵³. Quando le informazioni somestesiche sono intatte, tale modello interno permette un continuo aggiornamento della percezione della SV. Tuttavia gli *input* somatosensoriali hanno diverse origini che potrebbero influenzare la percezione della verticalità⁵³. Diversi studi hanno dimostrato che la percezione della verticalità può avere molteplici rappresentazioni neurali. Infatti la percezione della verticalità visiva, ovvero la capacità di allineare una linea alla verticale gravitazionale al buio, è indipendente dalla percezione della verticalità posturale (o propriocettiva), per esempio, la capacità di allineare il corpo nello spazio senza visione. Pertanto, la rappresentazione interna della verticalità visiva, ma non quella posturale, è inclinata nelle persone con perdita vestibolare unilaterale, mentre la rappresentazione interna della verticalità posturale, ma non quella visiva, è inclinata nelle persone con emi-negligenza dovuta a ictus¹⁸. Una rappresentazione interna inclinata o inaccurata della verticalità comporterà un allineamento posturale automatico che non è in linea con la gravità e, di conseguenza, rende una persona instabile¹⁸.

Secondo Mittelstaedt⁵⁴, la verticale posturale soggettiva è principalmente governata dai gravicettori viscerali nel tronco e secondariamente dalle afferenze tattili e dalla propiocezione. Il sistema dei gravicettori costituisce una via separata autonoma, necessaria per percepire l'orientamento del corpo in relazione alla gravità⁵⁵ e che si dirige dalle viscere del tronco alla parte postero-laterale del talamo e successivamente alla corteccia parietale⁵⁵. I gravicettori sono presenti nello stomaco, nell'intestino, nell'apparato renale e probabilmente anche nelle pareti vascolari. Essi si stimolano attraverso la coattivazione di addominali e multifidi, provocando un cambiamento della pressione intraddominale e intratoracica con conseguente aumento delle informazioni sensoriali, che incentivano l'allineamento sulla linea mediana.

Stabilità posturale

L'equilibrio può essere definito come stabilità, come la resistenza sia all'accelerazione lineare che a quella angolare, ed essere quindi chiamato stabilità posturale. La stabilità è il risultato di forze che devono essere reciprocamente bilanciate o che devono essere uguali l'una all'altra. L'equilibrio posturale implica la coordinazione delle strategie sensitivo-motorie per stabilizzare

il centro di massa rispetto alla base di supporto del corpo, durante le perturbazioni della stabilità posturale autoindotte o provenienti dall'esterno^{1,18}. La strategia di risposta specifica selezionata dipende non solo dalle caratteristiche dello spostamento posturale esterno, ma anche dalle aspettative, dagli obiettivi e dalle esperienze precedenti dell'individuo¹⁸.

L'equilibrio posturale presenta due aspetti differenti: il mantenimento posturale, statico, che avviene in risposta alla gravità e alla reazione del suolo e la stabilizzazione posturale, dinamica, che si sviluppa tramite aggiustamenti dello schema corporeo durante ogni fase del movimento^{30,56}. Nello sviluppo motorio del bambino la componente statica si acquisisce con crescente efficienza prima di quella dinamica, poiché quest'ultima comporta l'apprendimento di competenze motorie differenti e più complesse³⁰. Controllare la stabilità posturale durante la locomozione è più complicato che mantenere l'appoggio nella stazione eretta^{1,57}. A differenza della posizione eretta statica, in una persona sana il CdM del corpo non è all'interno della base di supporto del piede durante la camminata o nel cambiamento di postura. La stabilità posturale anteriore durante la deambulazione deriva dal posizionamento dell'arto in oscillazione sotto il CdM in caduta³⁰. Ne consegue che nel movimento umano la stabilità è sempre dinamica³⁰ (il movimento avviene anche nei segmenti stabilizzanti). La stabilità dinamica assicura l'equilibrio dinamico in ogni istante³⁰. Le aree stabili di riferimento si adattano e cambiano con l'evolversi del movimento¹, pertanto la mobilità è essenziale per la stabilità, come la stabilità lo è per movimento.

CAPITOLO 2: CONTROLLO POSTURALE E *REACHING* NELL'ARTO SUPERIORE

2.1 Meccanismi di controllo neurale del *reach to grasp*

Raggiungere e afferrare un oggetto è un compito motorio che coinvolge tutto il sistema nervoso centrale (SNC), infatti i sistemi ventromediali, responsabili del controllo posturale e del *balance*, e i sistemi dorsolaterali, responsabili dei movimenti selettivi della mano orientati a un obiettivo, lavorano insieme per consentire un funzionamento efficiente dell'arto superiore.

Il movimento volontario è intenzionale e nasce dalla presa di decisione interna di agire, perciò anche il *reach to grasp* è caratterizzato da un aspetto duale che comprende sia il lato motorio che quello cognitivo e progettuale. Il comportamento motorio finalizzato è controllato dal lobo frontale e, nello specifico, la corteccia prefrontale garantisce le funzioni esecutive e il controllo cognitivo del comportamento. Studi più recenti hanno evidenziato che la corteccia motoria è contraddistinta da una diversità citoarchitettonica-funzionale e che tale suddivisione è ridondante. Infatti, ciascuna area si occupa di aspetti specifici che riguardano sia l'intenzionalità che l'esecuzione e tramite un'elaborazione in parallelo si ottiene il compimento del gesto motorio³.

Un problema chiave è capire come il cervello sia capace di selezionare la modalità migliore per agire dinnanzi agli oggetti che consentono più di una possibilità di azione e possono essere afferrati in modi differenti. I meccanismi che sottendono all'attività di *reach to grasp* sono complessi e richiedono molteplici trasformazioni visuomotorie, implicando le capacità di convertire le caratteristiche visive dell'oggetto nella configurazione appropriata della mano ed eseguire e controllare i movimenti di mano e dita⁵⁸. Il circuito occipito-parieto-frontale è alla base della trasformazione visuo-motoria dello stimolo⁵⁹. È noto che alcune vie visive siano deputate alla sola percezione, mentre altre siano implicate nella progettazione dell'atto motorio. La via dorso-dorsale termina nel lobo parietale posteriore e trasporta informazioni che permettono la localizzazione degli oggetti nello spazio (informazioni di natura spaziale) e consentono di agire su di essi, mentre la via ventro-dorsale proietta al lobo infero-temporale ed elabora informazioni sulla proprietà e sulla forma dell'oggetto, come colore, sagoma, struttura.

In termini neurali, i movimenti di raggiungimento e presa, anche se parte dello stesso atto, sono codificati da sistemi neurali differenti⁶⁰. Studi condotti mediante tecniche di *neuroimaging* suggeriscono l'ipotesi di una dicotomia tra un circuito di "raggiungimento e presa", che coinvolge l'area intraparietale anteriore e le cortecce premotorie dorsale e ventrale (PMd e

PMv)^{61,62}, e un circuito di "raggiungimento", che coinvolge l'area intraparietale mediale e la corteccia parieto-occipitale superiore^{60,63}. Tuttavia il corso temporale che caratterizza il coinvolgimento di queste regioni durante la pianificazione e l'esecuzione di questi due tipi di movimenti deve ancora essere delineato^{60,64}. Inoltre, Grol e colleghi, esplorando i collegamenti interregionali tra le regioni dei circuiti dorso-laterale e dorso-mediale, durante la pianificazione e l'esecuzione di movimenti di raggiungimento e presa visivamente guidati verso oggetti di dimensioni diverse, hanno dimostrato che il coinvolgimento di questi *network* è largamente correlato al grado di controllo richiesto dal movimento di prensione⁶⁵. Ne consegue che la postura finale della mano e delle dita a contatto con l'oggetto rappresenta il risultato di una sequenza motoria che inizia ben prima dell'azione di presa stessa⁶⁰.

Per quanto concerne il ruolo degli aggiustamenti posturali, è stato ampiamente confermato che i comandi per la postura sono compito-dipendenti⁶⁶. Nello specifico, la correzione di movimenti dell'arto superiore in risposta al raggiungimento in piedi è preceduta da aggiustamenti posturali nell'arto inferiore controlaterale⁶⁶. Inoltre, l'aggiustamento posturale che precede l'attività muscolare del braccio per il piazzamento della mano suggerisce che il SNC non dipenda dal meccanismo a *feedback* per l'adattamento della postura durante il movimento volontario⁶⁶. Infine, Yiou e colleghi hanno dimostrato che la contro-perturbazione posturale e la *performance* del braccio focale sono intimamente correlati alla dimensione della base di sostegno. I risultati hanno rilevato che quanto maggiore è la possibilità di spostamento del centro di pressione (CdP) nella postura iniziale, tanto maggiore è lo spostamento del CdP durante gli APA e, di conseguenza, migliore è la contro-perturbazione posturale²³. A sua volta, una migliore contro-perturbazione consente lo sviluppo di movimenti del braccio focale più rapidi. Complessivamente, questi esiti supportano la teoria della "capacità posturo-cinetica" (*posturo-kinetic capacity, PKC*).

Affinché i gesti di *reaching e grasping* siano facilmente eseguibili e poco dispendiosi dal punto di vista energetico, è previsto il coinvolgimento di più gruppi muscolari. Antagonisti, agonisti, sinergisti, stabilizzatori devono interagire tra loro in modo corretto attraverso il controllo del SNC e del sistema nervoso periferico (SNP). Questo avviene grazie all'esistenza di catene multicinetiche. Esse garantiscono l'esecuzione del movimento in modo armonico e coordinato impedendo la perdita di stabilità, sia in stazione eretta che durante la marcia. Qualsiasi danno a carico del SNC può alterare questa abilità e determinare l'incapacità di esecuzione dei movimenti volontari. Le catene articolari multicinetiche garantiscono, quindi, la realizzazione

di tutti i requisiti fondamentali per un buon controllo posturale: *core stability*, appoggio monopodalico, strategia di caviglia, *setting* della scapola, controllo del capo e mobilità toracica.

La *core stability*, nello specifico, può essere intesa come una catena multicinetica, in quanto prevede l'allineamento coordinato e sequenziale di testa, collo, scapola, tronco, bacino, femore e piede. Una *core stability* efficiente conferisce stabilità e garantisce il controllo posturale in tutte le attività della vita quotidiana. L'accelerazione antigravitaria rappresenta un prerequisito essenziale per ottenere una buona attivazione della catena multicinetica. Tuttavia, l'estensione contro gravità non può manifestarsi senza un adeguato allineamento dei segmenti muscolo-scheletrici. Il corretto orientamento della pelvi, in particolare, influenza il tronco superiore e le scapole, per il movimento degli arti superiori, e la posizione dei femori e delle tibie, in relazione all'attività del piede. La linea di accelerazione si propaga dal basso verso l'alto, dal bacino fino alla testa: ne consegue che in presenza di un blocco nella catena cinetica l'accelerazione non si può esprimere. L'accelerazione lineare avviene per opera dei muscoli della *deep core* e degli estensori della colonna, per attivazione eccentrica degli addominali (obliqui e retti), che stabilizzano le coste e ne sostengono la tenuta laterale e la posizione antigravitaria, per attivazione eccentrica del gran pettorale, che sgrava il cingolo facilitando gli stabilizzatori della scapola (gran dentato, romboidi, trapezio). La capacità della *deep core* influenza tutto ciò che è presente sopra e sotto di essa.

2.2 Elementi biomeccanici del *reach to grasp*

Sia il *reaching* che il *grasping* implicano una sequenza motoria ben precisa che vede protagonisti diversi sistemi neurofisiologici e neuroanatomici, i quali tuttavia non possono prescindere dall'integrità dei rapporti biomeccanici, delle strutture articolari e muscolari che rappresentano per eccellenza il sistema effettore del movimento. Tra gli elementi imprescindibili per una corretta funzione dell'arto superiore troviamo: il corretto posizionamento della gabbia toracica, la protrazione della scapola, il posizionamento anteriore del braccio, l'allineamento del tricipite per l'estensione del gomito, la prono-supinazione selettiva, l'estensione di polso, l'attivazione della muscolatura intrinseca della mano, l'apertura della mano ampia, la chiusura delle dita e l'opposizione del pollice.

Come citato in precedenza, poiché un allineamento e una condizione ideale delle strutture prossimali consentono un'efficiente attività a livello distale, la gabbia toracica e il rapporto con la scapola, mediante l'articolazione scapolo-toracica, sono gli elementi primariamente coinvolti

nei movimenti di raggiungimento e presa. La corretta posizione delle coste offre una base di scorrimento ideale al cingolo scapolo-omerale per il movimento su tutti i piani. Tuttavia, negli stati patologici, come un incremento della cifosi toracica può alterare in modo significativo la cinematica della scapola durante l'elevazione dell'omero⁶⁷, a sua volta la riduzione della rotazione esterna e del *tilt* anteriore della scapola sono responsabili del mantenimento della posizione seduta flessa, con conseguente retrazione del piccolo pettorale⁶⁸. Il disallineamento scapolo-toracico può essere legato al deficit del controllo antigravitario, all'instaurarsi di reazioni associate o a strategie motorie compensatorie acquisite.

Il complesso della spalla con le sue quattro articolazioni (scapolotoracica, sternoclavicolare, acromionclaveare, glomerale) rappresenta l'articolazione più mobile del corpo umano. Perciò, per garantire azioni coordinate tra le sue parti, presenta un'elevata cooperazione sinergica dei muscoli, la quale determina un aumento della versatilità, del controllo e dell'ampiezza dei movimenti attivi. La posizione, il movimento, la stabilità della spalla, l'attività muscolare e il controllo motorio dipendono strettamente dalla *performance* scapolare. La stabilità della scapola, in particolare, è assicurata dai muscoli che ne permettono l'adesione al torace. Nel momento in cui le componenti muscolari non sono più in grado di garantire la fisiologica stabilità, la scapola va incontro a discinesia, ovvero un'alterazione biomeccanica del movimento che comporta la perdita del normale controllo della scapola e rende il sistema inefficiente. Essa non è intesa come una condizione patologica, ma come l'insieme di tutte le alterazioni posturali e motorie scapolari, che causano modificazioni nella *performance* neuromuscolare dell'arto superiore e predispongono a lesioni dell'articolazione glomerale⁶⁹. La protrazione della scapola è fondamentale per il *reaching* anteriore, poiché guida al raggiungimento nello spazio peri ed extrapersonale, così come in quello verso il proprio corpo.

Cardinale è anche la funzione dei muscoli del braccio e dell'avambraccio. In entrambi i distretti, un corretto *balance* muscolare e la libertà delle strutture coinvolte nei movimenti dell'arto superiore sono elementi cruciali. In particolare, è da evidenziare la sinergia necessaria durante il movimento di abduzione tra le fibre muscolari anteriori, medie del deltoide e del sovraspinato e i muscoli infraspinato e sottoscapolare. Inoltre, è da considerarsi essenziale il ruolo dei muscoli che adducono ed estendono: fibre posteriori del deltoide, gran dorsale, grande rotondo, capo lungo del tricipite, capo sternoclavicolare del gran pettorale, in collaborazione con tutti i muscoli della cuffia dei rotatori che contemporaneamente stabilizzano la testa dell'omero. Infine, per evitare nella flessione anteriore un *pattern* circolatorio guidato maggiormente dagli agonisti, è rilevante la partecipazione attiva dei muscoli antagonisti (romboidi, trapezio

inferiore, sottoscapolare ecc.), i quali garantiscono un *pattern* in linea retta e la velocità del *reaching*.

Per quanto concerne la muscolatura del gomito, a livello riabilitativo, è centrale il recupero di una corretta sinergia tra bicipite e tricipite per un *reaching* il più funzionale possibile. Il rinforzo selettivo di bicipite-tricipite influenza la stabilità della spalla e il *setting* della scapola⁷. La lunghezza del tricipite e il suo allineamento sono molto influenti nel determinare la potenza estensoria del gomito⁷¹. Ulteriori muscoli possono essere determinanti per l'instaurarsi di un atteggiamento flessorio errato: tra questi includiamo il brachiale, il brachioradiale, i flessori del polso e delle dita. Il loro allungamento deve essere selettivo e seguire la linea d'azione di ciascun muscolo per facilitarne l'ottimale allineamento delle fibre, evitando la trazione sull'omero e sulla coracoide con conseguente perdita del *setting* scapolare. Il riallineamento del gomito permette all'ulna di riposizionarsi in senso longitudinale e mediale per costituire il fulcro stabile per il movimento del radio in prono-supinazione. Prolungati atteggiamenti in supinazione di gomito e flessione di polso possono rappresentare degli ostacoli riabilitativi importanti per il recupero delle autonomie funzionali.

Per concludere, nella fase di *grasping* è richiesta una muscolatura intrinseca della mano attiva per consentire l'apertura massimale e la chiusura delle dita. Prerequisiti di tali compiti sono l'attivazione combinata dei muscoli intrinseci ed estrinseci e il ripristino degli archi palmari. Le prese di precisione sono infine garantite dall'opposizione del pollice, ossia da un movimento combinato di abduzione e flessione dell'articolazione trapezio-metacarpale.

2.3 Attività di *reaching* e *grasping*

L'attività di *reach to grasp* è un compito che richiede l'interazione sistematica di diverse strutture: la corteccia motoria primaria e premotoria, il lobo parietale posteriore e il solco intraparietale, il cervelletto, le vie discendenti al midollo e i sistemi sensoriali. Ognuna di esse concorre all'esistenza di prerequisiti fondamentali sia interni, come il desiderio di afferrare l'oggetto, le informazioni sulla posizione del corpo in relazione all'obiettivo, la stabilità per il movimento, le componenti per il *reaching*, l'adattamento delle dita alla presa e la manipolazione, sia esterni, come il processamento dell'ambiente, la localizzazione del *target* e il riconoscimento dell'oggetto e della sua funzione.

La prima fase del *reach to grasp* prevede l'acquisizione ed elaborazione dell'immagine visiva. In un'ipotetica situazione che prevede il raggiungimento e la presa di un oggetto con l'arto

superiore destro, l'informazione visiva dall'emicampo di destra attiva i neuroni della metà sinistra della retina in entrambi gli occhi. Gli assoni dalla metà temporale della retina proiettano ipsilateralmente al corpo genicolato, mentre gli assoni del lato nasale crociano a livello del chiasma. In questo modo le informazioni da un emicampo proiettano alla corteccia occipitale controlaterale. I comandi dalla corteccia motoria primaria vengono poi trasmessi alle cellule nel midollo spinale tramite il tratto corticospinale, un substrato neurale primario per i movimenti indipendenti delle dita. Contemporaneamente gli APA del tronco creano la base posturale per il raggiungimento dell'oggetto da parte dell'arto e la mano comincia il movimento. Nel *reaching* vi è una fase di accelerazione iniziale e una di decelerazione in prossimità della fine del movimento. Inoltre, è ampiamente riconosciuto che quando la mano è vuota la sua velocità è doppia rispetto a quando trasporta oggetti⁷² e che essa comincia a preformarsi all'oggetto intorno al 60/70% della fase di *reaching*. Come la vista, la somestesia è una fonte cruciale di informazioni per il sistema motorio. I recettori somatici nei muscoli, nelle articolazioni e nella pelle forniscono informazioni sulla postura, sulla posizione e sull'orientamento della mano istante per istante rispetto ai potenziali obiettivi da afferrare. Queste informazioni sono necessarie per calcolare una traiettoria che porti la mano all'oggetto e ad afferrarlo correttamente.

Per quanto concerne la fase di *grasping*, la modellazione progressiva della mano e delle dita avviene attraverso un'apertura progressiva della presa con raddrizzamento delle dita, seguita da una chiusura della presa, fino a che la dimensione dell'oggetto non è perfettamente abbinata. Il momento in cui la dimensione della presa è massima rappresenta un punto di riferimento chiaramente identificabile che si verifica molto prima che le dita entrino in contatto con l'oggetto⁷³. Molti studi hanno dimostrato che anche cambiamenti molto sottili nelle proprietà dell'oggetto possono portare a un cambiamento significativo nei parametri cinematici della presa^{60,74}. Quando i soggetti cambiano l'apertura della mano, lo fanno interamente con l'apertura delle dita, mentre il pollice mantiene la stessa posizione. Nello specifico, il tipo di presa può variare in relazione alla dimensione, al peso, alle caratteristiche visive, al significato e all'intenzione d'uso dell'oggetto. Il cervelletto, in particolare, sembra essere il sistema chiave per la predittività della forza della presa.

Vi sono una serie di fattori che possono intervenire nel limitare il recupero della funzionalità della mano in seguito a una lesione del SNC. Infatti, possibili danni sensoriali e motori possono essere accompagnati da disturbi neurocognitivi, come deficit della pianificazione, progettazione, deficit spaziali personali ed extrapersonali e difficoltà di integrazione

afferenziale, costituendo un impedimento al recupero del gesto di raggiungimento e di prensione funzionale.

CAPITOLO 3: CONTROLLO POSTURALE E LOCOMOZIONE NELL'ARTO INFERIORE

3.1 Meccanismi di controllo neurale della locomozione

La locomozione rappresenta un requisito basilare per l'indipendenza dell'uomo, in quanto permette di esplorare l'ambiente⁷⁵. In particolare, il cammino umano, unico tra i primati viventi per le sue peculiarità, ha implicato l'evoluzione di meccanismi neuronali specifici e l'integrazione di sottosistemi coinvolti nel controllo posturale e locomotorio⁷⁶. La deambulazione può essere infatti considerata come una continua perdita dell'equilibrio che sfida costantemente le capacità dell'individuo di riposizionamento del centro di massa (CdM) e di controllo posturale.

La locomozione prevede un controllo tripartito⁷⁷, in quanto costituisce per la maggior parte un'attività automatica, che una volta iniziata si autoalimenta, ma allo stesso tempo necessita di un controllo corticale in base all'obiettivo dell'azione e di un *feedback* sensoriale dalla periferia per gli aggiustamenti posturali.

Il ritmo base della locomozione è controllato da circuiti neurali localizzati nel midollo spinale nominati Generatori Centrali di Pattern (CPG). Questi sono complessi *networks* neuronali che generano schemi motori ritmici, come camminare, respirare, masticare, basati su un modello flessibile e sensibile a modulazione, come risposta alle richieste dell'ambiente in continuo cambiamento⁷⁸. I CPG sono innati, ma si adattano e si ridefiniscono con l'esperienza^{79,80}.

I CPG del circuito attivo, durante la locomozione, sono collocati nella regione lombare del midollo, tuttavia è presente un'attività significativa anche a livello cervicale⁸¹. Vi è infatti un'interazione ritmica compito-dipendente nei movimenti del braccio e della gamba durante la locomozione, dovuta alla presenza di neuroni propriospinali che proiettano a lunga distanza, accoppiando funzionalmente strutture neurali nei segmenti cervicale e lombare^{80,81,82}. Tale abbinamento si disinnescava durante i movimenti di braccio e mano guidati volontariamente. L'allineamento e l'attivazione corretti degli arti superiori riducono le richieste cognitive⁸³, favoriscono la stabilità per il controllo antigravitario e riducono il consumo energetico⁸⁴ durante la deambulazione.

Il reclutamento muscolare in *pattern* di attivazione semplifica il controllo neurale, poiché riduce i gradi di libertà del sistema, senza rendere il cammino un comportamento rigido o stereotipato⁸⁰. L'attivazione muscolare si basa su segnali a *feedforward* e a *feedback* ed è

realizzata in specifiche fasi del compito motorio⁸². In particolare, distinguiamo 4 *pattern* principali:

- 1° *pattern*: coinvolge primariamente gli estensori d'anca e ginocchio e contribuisce ad accettare il peso col contatto di tallone nella fase di appoggio iniziale;
- 2° *pattern*: sono implicati i flessori plantari della caviglia e permette il supporto del corpo e la propulsione anteriore nella fase finale di *stance*;
- 3° *pattern*: dorsiflessori di caviglia e flessori d'anca provvedono al sollevamento del piede dalla fase di inizio *swing* a *mid-swing*;
- 4° *pattern*: è caratterizzato dall'azione degli *hamstrings*, i quali decelerano la gamba nella fase finale di *swing* in preparazione al contatto di tallone e dalla stabilizzazione della pelvi dopo il contatto con il suolo.

Le afferenze sensitive provenienti da varie sorgenti quali la vista, l'apparato vestibolare e la propriocezione, adattano, modellano e definiscono i CPG nell'ambiente reale^{76,78}. Gli *input* sopracitati possono influenzare la selezione di programmi motori e l'ampiezza dell'attività muscolare e alterare la frequenza della struttura intrinseca del *pattern* motorio⁷⁶. Nello specifico, l'attività dei CPG durante il ciclo del passo è modulata dall'afferenza sensoriale in senso fase-dipendente. Tra le fonti somatosensitive cruciali della locomozione troviamo le informazioni sul carico, da parte dei meccanocettori della pianta del piede⁸⁵ e degli Organi Tendinei del Golgi (OTG), e sulla posizione dell'arto, da parte dei fusi neuromuscolari e dei propriocettori nella muscolatura dell'anca. In particolare, gli *input* propriocettivi provenienti dai recettori di carico della caviglia hanno un effetto inibitorio sulla componente flessoria dei CPG⁷⁶, mentre i fusi neuromuscolari dei flessori d'anca guidano la transizione tra fase di *stance* e di *swing* e i propriocettori della medesima articolazione hanno forte influenza sull'inizio del cammino⁸⁵. Ciò si traduce clinicamente in una fase di oscillazione che non comincia finché i muscoli estensori non risultano fuori carico e le forze esercitate da questi ultimi sono deboli, ovvero quando il carico sull'arto si riduce al termine della fase di appoggio⁸⁶. Le informazioni sull'eliminazione del carico, la battuta (attacco) del tallone e il trasferimento del peso sono fondamentali per il controllo della locomozione, perciò il SNC riceve continuamente aggiornamenti riguardanti la distribuzione spaziale e sequenziale della pressione delle piante dei piedi.

I CPG lavorano attraverso l'inibizione reciproca delle cellule di Renshaw: ne consegue che per una riabilitazione ottimale del cammino, prima di attivare l'agonista, è necessario inibire

l'antagonista. Si tratta di un processo che non eccita direttamente i muscoli agonisti e la capacità di questi ultimi di contrarsi, ma dipende dall'abilità degli antagonisti di allungarsi eccentricamente sotto il controllo inibitorio. La debolezza dell'antagonista è la disfunzione patologica preponderante del *pattern*, perciò, se non definiamo la forza e la lunghezza dell'antagonista, il cervello sarà spinto ad attivare gli agonisti selettivamente per produrre uno schema corticale.

L'attività dei generatori centrali di *pattern* da sola non è sufficiente per un cammino in contesti gravitazionali funzionali: vi sono infatti molte altre strutture e reti che svolgono un ruolo chiave. Sono coinvolti nel controllo della locomozione centri superiori come:

- la regione locomotoria mesencefalica, inizia la locomozione tramite attivazione dei neuroni reticolo-spinali della porzione inferiore del tronco encefalico;
- il sistema vestibolare e la formazione reticolare, coinvolti nell'attivazione della muscolatura antigravitaria;
- il cervelletto, coordina l'attività reciproca dei CPG in ambo i lati determinando il ritmo della locomozione⁷⁵, controlla la velocità ed è attivo nell'apprendimento motorio e nella correzione di errori, ricevendo informazioni sul cammino attraverso due vie ascendenti: spinocerebellare dorsale e ventrale;
- i gangli della base (GB), che integrano postura e movimento modificando il tono muscolare e adattando la locomozione;
- la corteccia cerebrale, che esercita una minor influenza nella locomozione semplice su superficie uniforme, ma ha un ruolo nella scansione, percezione e navigazione visive e rende l'attività appropriata al momento, soprattutto in situazioni complesse. Le sue connessioni con aree corticali motorie come GB e cervelletto contribuiscono al controllo motorio accurato e adattativo che richiede volizione, cognizione, attenzione e previsione⁸⁶.

3.2 Elementi biomeccanici della locomozione

Il cammino comporta un avanzamento lineare del corpo nello spazio implicando una serie di requisiti essenziali di progressione, stabilità e adattamento⁸⁷. Un'efficiente *performance* locomotoria richiede infatti le seguenti capacità: traslazione anteriore del corpo, supporto bipede e monopodalico, massima simmetria, stabilità ed efficienza energetica. In particolare, il

cammino a velocità ideale è caratterizzato da una ridotta spesa energetica: ciò implica che, quando la velocità aumenta o diminuisce, si verifica un incremento del consumo di energia.

Nell'individuo sano è presente una forte coordinazione bilaterale, dove diversi muscoli prossimali influenzano direttamente l'arto controlaterale per la loro azione sul cingolo pelvico. In assenza di perturbazioni esterne l'attività muscolare richiesta è utilizzata per opporsi alla forza di gravità, mantenere la configurazione posturale tipica e reintegrare l'energia persa all'interno di ciascun ciclo del passo. Il cammino normale è caratterizzato da quattro obiettivi che frequentemente si perdono nel cammino patologico:

1. stabilità in fase d'appoggio;
2. appropriato preposizionamento del piede in fase oscillante;
3. adeguata distanza del piede dal terreno durante l'oscillazione;
4. mantenimento della progressione.

Una delle sfide più grandi nel cammino è la capacità di creare una corretta *single leg stance* (SLS), ossia una postura semi statica, dove il corpo è in continuo movimento e non raggiunge mai un assoluto equilibrio, anche quando il compito è quello di rimanere il più fermo possibile^{88,89}. La SLS implica un'attività bilaterale degli emisomi, per un rapporto preciso tra un momento di propulsione da un lato e la creazione di una corretta fase di *stance* dall'altro. Questa costante interdipendenza negli stati patologici genera difficoltà sia sul lato più affetto che su quello meno colpito. La SLS richiede continui aggiustamenti posturali per riorganizzare il centro di massa corporeo in una base di supporto ristretta dentro i limiti di stabilità⁹⁰. In esiti di *stroke* questa competenza è ridotta per svariati motivi: strategia di caviglia assente e controllo del movimento in avanti di tibia ridotto, carente innervazione reciproca tra quadricipite e *hamstrings*, carente *feedback* sensoriale, debolezza dell'estensione d'anca e della pelvi con conseguente eccessivo *tilt* laterale di bacino sul lato in carico e una povera acquisizione della fase di *mid-stance*.

L'estensione della gamba è un fattore positivo per il recupero della propulsione dell'arto paretico e del cammino funzionale⁹¹, tuttavia questa competenza necessita di una precisa e sequenziale attivazione della catena multicinetica. L'allineamento del piede influisce su quello della caviglia, che a sua volta incide su quello del ginocchio, dell'anca, del tronco, delle scapole e della testa. Sia la SLS sul piede in carico che l'oscillazione dell'arto controlaterale esigono stabilità del capo e sguardo anteriore, *core stability*, accelerazione lineare del tronco, spostamento laterale del *centre of mass* (COM), posizione stabile della scapola e abbassamento

dell'ala iliaca per opera degli abduttori d'anca. Nello specifico il *setting* posturale della scapola consente alle braccia di collocarsi lateralmente al tronco, ossia in una posizione adeguata all'oscillazione.

La biomeccanica del piede riveste un ruolo cruciale, in quanto nell'uomo realizza una duplice funzione: supporta il peso del corpo (statica) e permette lo sviluppo del passo durante la locomozione (dinamica). Nello specifico, l'allenamento della *core* del piede inizia focalizzando l'attenzione sui muscoli plantari intrinseci⁹². Questi ultimi costituiscono la prima fonte di risorsa di *input* sensoriali e periferici, i quali a loro volta consentono di aggiustare i *pattern* di attivazione muscolare durante la deambulazione e permettono un'adeguata azione delle *ground reaction forces* (GRF) per il trasferimento del carico⁷⁰. L'affaticamento della muscolatura intrinseca altera negativamente la postura del piede e riduce il senso di posizione di tutto l'arto inferiore, mentre l'allenamento ne potenzia il controllo posturale e l'afferenza dei sistemi passivi che sostengono l'allineamento⁹². I CPG stessi sono attivati dall'abditore del V dito, per cui è cruciale avere un piede mobile e sensibile. L'abditore del V dito, costituisce una componente chiave significativamente posturale nel complesso della *core* del piede, poiché favorisce la dorsiflessione e alleggerisce il margine laterale dell'avampiede, sostenendo l'attività dei peronei, i quali non sarebbero in grado da soli di contrastare l'inversione per l'inizio del passo. Infine, si ricerca un corretto allineamento dell'avampiede e delle dita per permettere l'attivazione del tricipite surale, la lunghezza e la forza del soleo, che come antagonista può determinare una scarsa dorsiflessione, e l'attivazione degli interossei e lombricali per la stabilizzazione delle metacarpofalangee.

3.3 Ciclo del passo

Il cammino umano fisiologico è caratterizzato da una sequenza ripetitiva del movimento degli arti, in cui si alternano fasi di supporto su un singolo arto inferiore per l'avanzamento del controlaterale, con la finalità di progressione in avanti del corpo nello spazio⁹³. Nello specifico, il ciclo del passo viene definito come l'insieme dei movimenti compresi tra due successivi istanti di contatto con il terreno dello stesso piede. I vari periodi del ciclo del passo sono normalmente espressi in percentuale della durata dell'intero ciclo, che si modifica con il variare della velocità e solitamente si aggira intorno ai 1100 millisecondi. Un ciclo del passo completo prevede due macrofasi: la fase di appoggio (60%) e la fase di oscillazione (40%). Tradizionalmente vengono descritte 5 fasi per lo *stance* e 3 per lo *swing*. In particolare, nella

fase di *stance* distinguiamo due periodi di doppio appoggio e due periodi di singolo appoggio. Ad alte velocità, come la corsa, aumenta la fase di *swing*, diminuisce quella di *stance* e scompare il doppio appoggio. Se la velocità diminuisce, la fase di *stance* aumenta insieme al doppio appoggio e all'instabilità, mentre lo *swing* rimane costante. Osservazioni cliniche suggeriscono che più performante e lunga è la fase di *stance* migliore sarà lo *swing*⁷⁰.

La locomozione comincia con la fase di accettazione del carico (doppio appoggio) che vede il contatto iniziale del tallone con il suolo. Ciò implica un adeguato posizionamento del piede per iniziare l'appoggio con il rotolamento del calcagno (*I rocker*), l'ammortizzazione dell'impatto con il suolo che conferisce stabilità in carico e l'avanzamento della tibia per una progressione anteriore grazie all'azione dei muscoli pretibiali. A livello del ginocchio, il quadricipite decelera la flessione e assorbe l'urto, mentre gli ischiocrurali inibiscono l'iperestensione del ginocchio e controllano il momento flessorio dell'anca. Il grande gluteo agisce concentricamente per estendere l'anca e accelerare il tronco sul femore, mentre il medio gluteo stabilizza la pelvi.

Segue la fase di risposta al carico, il cui principale obiettivo è quello di mantenere fluida la progressione anteriore, pur decelerando la velocità della massa corporea. Al termine di questa fase, il tibiale anteriore e l'estensore lungo dell'alluce e delle dita cessano di contrarsi e il tricipite surale, il tibiale posteriore e i peronei entrano in attività. Sul piano frontale è richiesta l'azione degli abduttori dell'anca quando il peso viene trasferito sull'arto in carico. Il primo rotolamento è completato e il secondo sta iniziando.

Il primo appoggio singolo include la terza e la quarta fase che prendono rispettivamente il nome di appoggio intermedio e terminale. Il *mid-stance* vede come protagonista il tricipite, responsabile di assicurare una lunghezza adeguata del passo, garantire l'accelerazione mediante la caduta in avanti del centro di gravità del corpo e stabilizzare l'arto in carico con il piede che funge da leva rigida. Significativa è inoltre l'azione concentrica del gastrocnemio, che permette l'eccentrica del soleo per il contatto del tallone e stimola fortemente i sistemi estensori, creando la base per la strategia di caviglia in dorsiflessione. La stabilità del CdM è mantenuta da una costante coattivazione di questi due muscoli, tuttavia, sembrano essere le loro stesse contrazioni la fonte principale di oscillazioni posturali⁹⁴. Il *terminal stance* inizia con il sollevamento del tallone omolaterale e termina con il contatto del piede controlaterale al suolo, grazie al trasferimento del peso corporeo oltre l'avampiede. Il tricipite produce la forza di propulsione verso l'alto, per la quale sono necessari l'allineamento e la stabilità dell'avampiede. Gli abduttori d'anca sono attivi in entrambe le due fasi per mantenere la stabilità sul piano frontale.

La fase di *stance* termina con la pre-oscillazione, che mira a preparare l'arto allo *swing*, iniziando con la flessione del ginocchio. A una cadenza normale le forze inerziali e quella gravitazionale sono bilanciate. Il ginocchio si flette in pre-oscillazione e in oscillazione iniziale, per poi estendersi di nuovo passivamente nell'oscillazione terminale, senza addizionale muscolare. Si ottiene una cadenza più veloce mediante la combinazione di un'intensa forza di flessione plantare a livello della caviglia e una maggiore forza di flessione a livello dell'anca.

La fase di appoggio in condizioni patologiche è spesso caratterizzata da una percezione inadeguata della gamba: ciò fa scattare un'iperestensione del ginocchio e determina un'incapacità a effettuare l'estensione selettiva dell'anca, per cui il paziente non è in grado di portare il carico in avanti sopra il piede plegico, limitando la progressione anteriore.

L'oscillazione iniziale comincia con il distacco delle dita dal suolo. L'obiettivo principale è di interporre una distanza adeguata tra piede e suolo, per cui sono richiesti fino a 60° di flessione del ginocchio. Il muscolo tibiale anteriore con una contrazione concentrica modifica l'atteggiamento di flessione plantare del piede. I flessori dell'anca sono in azione per accelerare l'arto oscillante.

Nell'oscillazione intermedia la distanza del piede dal terreno deve essere mantenuta: questo è un periodo di transizione durante il quale l'attività muscolare è minima. In corrispondenza della caviglia, il tibiale anteriore si contrae per portare il piede in flessione dorsale. Al termine di questa fase l'anca raggiunge la sua massima flessione di 35°, mentre quella del ginocchio è ridotta da 65° a 30° e il piede ritorna in posizione neutra.

Infine, si ha l'oscillazione terminale, i cui scopi principali sono la decelerazione della gamba e il corretto preposizionamento del piede per il contatto con il suolo. I prerequisiti essenziali in questa fase sono la completa estensione del ginocchio e la posizione neutra del piede per il contatto del tallone e l'inizio del ciclo successivo. I muscoli posteriori della coscia decelerano la gamba, contrastando un'eccessiva forza iperestensiva a livello del ginocchio: la loro attività è massima in questo stadio. Gli estensori dell'anca, il quadricipite e il tibiale anteriore si preparano a resistere alla forza di reazione piede-suolo al contatto del tallone. Sul piano sagittale ogni accelerazione che avviene nell'oscillazione iniziale deve essere controbilanciata da una corrispondente decelerazione nello *swing* terminale.

Tre sono i fattori principali che possono contribuire a un'anormale fase di oscillazione: l'ipertono estensorio, che spinge il paziente a elevare l'emibacino e portare la gamba estesa in avanti con una circonduzione per sollevarla da terra (cammino falciante), una perdita del

movimento selettivo, per cui viene sollevata la gamba plegica per fare un passo, e con essa l'emibacino, sfociando in uno schema globale di flessione, e infine l'incapacità di trasferire il carico sulla gamba sana.

CAPITOLO 4: MATERIALI E METODI

4.1 Obiettivi dello studio

Lo studio si propone di verificare se attraverso l'incremento del controllo posturale vi siano miglioramenti nelle attività e movimenti selettivi degli arti superiori e inferiori in persone con esiti di ictus. L'intervento riabilitativo prevede, come facilitazione per il raggiungimento dell'obiettivo, l'attivazione delle catene multicinetiche partendo dall'attività della *core stability*.

4.2 Popolazione dello studio

Per la selezione dei pazienti arruolati nello studio il protocollo di trattamento prevede i seguenti criteri.

Criteri di inclusione:

- paziente giovane adulto;
- paziente con esiti di ictus in fase acuta o post-acuta;
- paziente stabile clinicamente;
- paziente con compromissione funzionale all'arto superiore e inferiore.

Criteri di esclusione:

- età inferiore a 18 anni o maggiore di 65 anni;
- paziente instabile clinicamente;
- paziente con assenza di deficit sensitivi-motori dell'arto superiore e inferiore.

In questo elaborato vengono riportati i risultati relativi a un singolo *case report* al fine di illustrare il programma di trattamento svoltosi all'interno dell'UOMR dell'ospedale "Infermi" di Rimini nei mesi di luglio, agosto e settembre 2024.

4.3 Protocollo clinico

Il paziente è stato sottoposto a un protocollo costituito da dieci sessioni di trattamento della durata di circa un'ora ciascuna, con una frequenza settimanale di due giorni. Alla prima e all'ultima seduta è stata somministrata la scala Fugl-Meyer, che valuta la funzione sensomotoria degli arti inferiori e superiori. Inoltre, è stata effettuata un'osservazione descrittiva dei

movimenti funzionali di *reach to grasp* per l'arto superiore e dello *step* per l'arto inferiore tramite video ripresa.

Le sedute di trattamento si articolano in tre parti: inizialmente è prevista la valutazione e il monitoraggio del mantenimento delle competenze acquisite nelle sessioni di trattamento precedenti; successivamente la parte centrale è costituita da una terapia incentrata sull'attivazione della *core stability* e delle catene multicinetiche in *setting* differenti per la ricerca e l'incremento dei movimenti frazionati degli arti; infine si conclude con una rivalutazione finale tramite il *training* di un gesto funzionale.

4.4 Strumenti di valutazione

La valutazione quantitativa e qualitativa viene eseguita attraverso:

- a) scala di valutazione Fugl-Meyer Assessment (FMA): è una delle scale di valutazione della funzione sensomotoria nel paziente emiplegico più utilizzate e raccomandate. In particolare, si tratta di un indice di compromissione specifico progettato per valutare il funzionamento motorio, l'equilibrio, la sensibilità e l'articolazione in pazienti con esiti di ictus;
- b) valutazione qualitativa dell'arto superiore: realizzata tramite video-ripresa al fine di analizzare eventuali modifiche nell'attività di "raggiungimento e presa" e verificare un incremento della fluidità del movimento. Il *reach to grasp* è un compito cruciale per diverse attività della vita quotidiana, la cui espressione dipende tuttavia dalla presenza di una serie di prerequisiti, tra cui un buon controllo posturale, forza, lunghezza, coordinazione, allineamento e corretta sequenza di attivazione dei segmenti muscolari coinvolti dal prossimale (cingolo scapolare) fino al distale (mano);
- c) valutazione qualitativa dell'arto inferiore: effettuata attraverso video-ripresa al fine di analizzare un possibile cambiamento nel movimento di *step* e individuare un miglioramento nel controllo selettivo delle componenti motorie che lo costituiscono. Lo *step* è infatti un'attività complessa che richiede un efficiente controllo posturale, eccellenti stabilità ed equilibrio in SLS, ottimali coordinazione e allineamento dei diversi segmenti corporei e infine un corretto *timing* dell'attività muscolare per un movimento il più selettivo possibile, libero dall'innesco di *pattern* globali, rigidi e stereotipati.

4.5 Outcome clinici

Alla prima e all'ultima seduta il paziente è stato valutato tramite la somministrazione della scala Fugl-Meyer con l'obiettivo di analizzare l'espressione, la qualità e la funzionalità dei movimenti selettivi degli arti inferiori e superiori. È stata inoltre effettuata una valutazione descrittiva, tramite foto e video, della *performance* motoria durante l'esecuzione di uno *step* e di un movimento di raggiungimento e presa.

Scale cliniche

Fugl-Meyer *Assessment* (FMA): ideata da Axel Fugl-Meyer e collaboratori⁹⁵ come *test* di valutazione specifico standardizzato per misurare il recupero sensomotorio in pazienti con esiti di ictus. Sviluppata come primo strumento valutativo quantitativo nel campo sopracitato, la FMA risulta essere una scala caratterizzata da un'ampia ripetibilità e reattività. Sono state dimostrate un'eccellente affidabilità inter-esaminatore e intra-esaminatore, oltre a un'efficiente validità costruttiva e sensibilità ai cambiamenti. La FMA rappresenta un metodo di esame clinico ben progettato, praticabile ed efficiente, ampiamente testato nella popolazione colpita da ictus⁹⁶. Risulta infatti di facile somministrazione, poiché non richiede specifiche attrezzature: ciò la rende particolarmente adatta a diversi tipi di *setting* clinici. Sulla base delle evidenze disponibili, la scala motoria di Fugl-Meyer è altamente raccomandata e costituisce un *gold standard* per la valutazione dei cambiamenti nell'*impairment* motorio a seguito di un ictus. Essa viene applicata clinicamente e nella ricerca per determinare la gravità della malattia, descrivere e monitorare il recupero motorio, pianificare e valutare il trattamento.

La FMA è suddivisa in due sezioni principali: la FMA per l'Arto Superiore (FMA-UE) e la FMA per l'Arto Inferiore (FMA-LE). Entrambe le scale si basano sull'osservazione diretta delle prestazioni motorie, utilizzando una scala ordinale a 3 punti (0 = non può eseguire, 1 = esegue parzialmente, 2 = esegue completamente). La FMA-UE comprende quattro sottoscale motorie: A. Arto Superiore (0–36 punti), B. Polso (0–10 punti), C. Mano (0–14 punti) e D. Coordinazione/Velocità (0–6 punti), con un punteggio massimo totale di 66 punti. La FMA-LE, con un punteggio totale di 34 punti, include due sottoscale: E. Arto Inferiore (0–28 punti) e F. Coordinazione/Velocità (0–6 punti). Inoltre la FMA considera anche la funzione sensoriale, l'ampiezza di movimento passivo e il dolore durante il movimento passivo, utilizzando la stessa scala ordinale a 3 punti. I domini non motori della FMA comprendono: H. Sensazione (anestesia, ipoestesia/disestesia o normale, 0–12 punti), J. Movimento Passivo delle Articolazioni (solo pochi gradi, diminuito o normale, 0–24 punti per l'arto superiore e 0-20

punti per l'arto inferiore) e dolore (pronunciato, lieve o assente, 0–24 punti per l'arto superiore e 0-20 punti per l'arto inferiore). Questi aspetti vengono valutati sia negli arti superiori che in quelli inferiori, offrendo una visione completa delle capacità motorie e sensoriali del paziente⁹⁷.

**SCALA DI VALUTAZIONE FUGL-MEYER
DELL'ARTO SUPERIORE-FMA-UE
Valutazione della funzione sensomotoria**

ID (paziente):

Data:

Esaminatore:

Cecchi F, Carrabba C et al. Traduzione e validazione transculturale della scala di valutazione Fug-Meyer in lingua italiana. Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. A method of evaluation of physical performance. Scand J Rehabil Med 1975, 7:13-31. Original protocol available from Rehabilitation Medicine, University of Gothenburg: www.neurophys.gu.se/sektioner/klinisk-neurovetenskap/forskning/rehab_med/fugl-meyer

A. ARTO SUPERIORE, posizione seduta					
I. Attività riflessa			Assente	Può essere elicitata	
Flessori: bicipite e flessori delle dita (almeno uno)			0	2	
Estensori: tricipite			0	2	
Subtotale I (max 4)					
II. Movimento volontario in sinergia, senza facilitazione antigravitaria			Assente	Parz.	Completo
Sinergia flessoria: Mano dal ginocchio controlaterale a orecchio ipsilaterale. Dalla sinergia estensoria (adduzione/rotazione interna della spalla, estensione del gomito, pronazione dell'avambraccio) alla sinergia flessoria (abduzione/rotazione esterna della spalla, flessione del gomito, supinazione dell'avambraccio).	Spalla	Retrazione	0	1	2
		Elevazione	0	1	2
		Abduzione (90°)	0	1	2
	Gomito	Rotazione est.	0	1	2
		Flessione	0	1	2
Avamb.	Supinazione	0	1	2	
	Spalla	Add./rot. int.	0	1	2
		Gomito	Estensione	0	1
Avamb.	Pronazione	0	1	2	
	Subtotale II (max 18)				
III. Movimento volontario con sinergie miste, senza compensi			Assente	Parz.	Completo
Mano alla colonna lombare Mano in grembo	- Non può essere eseguito, oppure mano di fronte alla SIAS - Mano dietro la SIAS (senza compensi) - Mano alla colonna lombare (senza compensi)		0	1	2
	Spalla flessione 0°-90° Gomito a 0°, Pronazione-supinazione 0°	- Abduzione immediata o flessione del gomito - Abduzione o flessione del gomito durante il movimento - Flessione a 90°, senza abduzione della spalla o flessione del gomito		0	1
Pronazione-supinazione Gomito a 90° Spalla a 0°		- Assenza di pronazione/supinazione, impossibile la posizione di partenza - Pronazione/supinazione limitata, mantiene la posizione di partenza - Pronazione/supinazione completa, mantiene la posizione di partenza		0	1
	Subtotale III (max 6)				
IV. Movimento volontario con sinergia ridotta o assente			Assente	Parz.	Completo
Spalla abduzione 0 - 90° Gomito a 0°, Avambraccio in posizione neutrale	- Supinazione immediata o flessione del gomito - Supinazione o flessione del gomito durante movimento - Abduzione a 90°, mantiene estensione e pronazione		0	1	2
	Spalla flessione 90°- 180° Gomito a 0° Pronazione-supinazione 0°	- Abduzione immediata o flessione del gomito - Abduzione o flessione del gomito durante il movimento - Flessione a 180°, senza abduzione della spalla o flessione del gomito		0	1
Pronazione/supinazione Gomito a 0°, Spalla da 30° a 90° di flessione		- Assenza pronazione/supinazione, posizione iniziale impossibile - Pronazione/supinazione limitata, mantiene la posizione di partenza - Pronazione/supinazione completa, mantiene la posizione di partenza		0	1
	Subtotale IV (max 6)				
V. Attività riflessa normale valutata solo se il punteggio completo di 6 punti viene ottenuto nella parte IV, confrontare con il lato non affetto					
Bicipite brachiale, tricipite, flessori delle dita	- 0 punti nella parte IV o 2 di 3 riflessi marcatamente iperattivi - 1 riflesso marcatamente iperattivo o almeno 2 riflessi vivaci - Massimo 1 riflesso vivace, nessuno iperattivo		0	1	2
Subtotale V (max 2)					
Totale A (max 36)					

B. POLSO è possibile supportare il gomito per assumere o tenere la posizione di partenza, nessun supporto al polso, controllare il ROM passivo prima della prova		Assente	Parz.	Completo
Stabilità a 15° di dorsiflessione Gomito a 90°, avambraccio pronato, spalla a 0°	<ul style="list-style-type: none"> - Meno di 15° dorsiflessione attiva - Dorsiflessione di 15°, nessuna resistenza tollerata - Mantiene la dorsiflessione contro resistenza 	0	1	2
Dorsiflessione ripetuta/ flessione volare Gomito a 90°, avambraccio pronato, spalla a 0°, leggera flessione delle dita	<ul style="list-style-type: none"> - Non può eseguire volontariamente - ROM attivo limitato - ROM attivo completo e fluido 	0	1	2
Stabilità a 15° di dorsiflessione Gomito a 0°, avambraccio pronato, leggera flessione/abduzione della spalla	<ul style="list-style-type: none"> - Meno di 15° dorsiflessione attiva - Dorsiflessione di 15°, nessuna resistenza tollerata - Mantiene la dorsiflessione contro resistenza 	0	1	2
Dorsiflessione ripetuta/ flessione volare Gomito a 0°, avambraccio pronato, leggera flessione/abduzione della spalla	<ul style="list-style-type: none"> - Non può eseguire volontariamente - ROM attivo limitato - ROM attivo completo e fluido 	0	1	2
Circonduzione Gomito a 90°, avambraccio pronato, spalla a 0°	<ul style="list-style-type: none"> - Non può eseguire volontariamente - Movimento a scatto o incompleto - Circonduzione completa e fluida 	0	1	2
Totale B (max 10)				

C. MANO è possibile supportare il gomito per tenere la flessione di 90°, nessun supporto al polso, confrontare con la mano non affetta, gli oggetti sono posizionati su un piano in prossimità della mano del paziente - il foglio di carta può anche essere posto tra le dita del paziente-, presa attiva		Assente	Parz.	Completo
Flessione massiva Dalla completa estensione attiva o passiva		0	1	2
Estensione massiva Dalla completa flessione attiva o passiva		0	1	2
PRESA				
Presa ad uncino , Flessione in IFP e IFD (dita 2°-5°)estensione in MCF 2°-5°	<ul style="list-style-type: none"> - Non può essere eseguito - Può tenere la posizione debolmente - Mantiene la posizione contro resistenza 	0	1	2
Adduzione del pollice 1° CMC, MCF, IF at 0°, pezzo di carta tra il pollice e l'articolazione della 2° MCF	<ul style="list-style-type: none"> - Non può essere eseguito - Può tenere un foglio, ma non contro trazione - Può tenere il foglio anche contro trazione 	0	1	2
Presa a pinza, opposizione polpastrello del pollice contro il polpastrello del 2° dito,matita, trazione verso l'alto	<ul style="list-style-type: none"> - Non può essere eseguito - Può tenere la matita, ma non contro trazione - Può tenere la matita anche contro trazione 	0	1	2
Presa di un cilindro Oggetto cilindrico (piccola lattina) trazione verso l'alto, opposizione di pollice e dita	<ul style="list-style-type: none"> - Non può essere eseguito - Può tenere il cilindro, ma non contro trazione - Può tenere il cilindro anche contro trazione 	0	1	2
Presa sferica Dita in abduzione/flessione , pollice in opposizione, palla da tennis,trazione verso l'alto	<ul style="list-style-type: none"> - Non può essere eseguito - Può tenere la palla, ma non contro trazione - Può tenere la palla anche contro trazione 	0	1	2
Totale C (max 14)				

D. COORDINAZIONE/VELOCITA' posizione seduta,dopo una prova con entrambe le braccia, ad occhi chiusi, la punta dell'indice dal ginocchio al naso, 5 volte il più velocemente possibile		Marcato	Lieve	Assente
Tremore	Almeno un movimento completo	0	1	2
Dismetria	<ul style="list-style-type: none"> - Pronunciata o non sistematica - Lieve e sistematica - Dismetria assente 	0	1	2
		≥ 6s	2 - 5s	< 2s
Tempo Iniziare e terminare con la mano sul ginocchio	<ul style="list-style-type: none"> - 6 o più secondi più lento rispetto al lato non affetto - 2-5 secondi più lento rispetto al lato non affetto - Meno di 2 secondi di differenza 	0	1	2
Totale D (max 6)				

TOTALE A-D (max 66)				
----------------------------	--	--	--	--

H. SENSIBILITA' , arto superiore Ad occhi chiusi, confrontare con il lato non affetto		Anestesia	Ipoestesia o Disestesia	Normale
Tocco leggero	Braccio, avambraccio	0	1	2
	Superficie palmare della mano	0	1	2
		assente o meno di 3/4 corretta	3/4 corretta oppure differenza considerevole	corretta 100% oppure differenza lieve o assente
Posizione Piccole alterazioni nella posizione	Spalla	0	1	2
	Gomito	0	1	2
	Polso	0	1	2
	Pollice (articolazione IF)	0	1	2
Totale H (max12)				

J. MOVIMENTO ARTICOLARE PASSIVO , arto superiore, posizione seduta, confrontare con il lato non affetto				J. DOLORE ARTICOLARE durante il movimento passivo, arto superiore		
	Solo pochi gradi (meno di 10° alla spalla)	Diminuito	Normale	Dolore pronunciato durante il movimento o dolore molto marcato alla fine del movimento	Dolore lieve-moderato	Dolore assente
Spalla						
Flessione(0° - 180°)	0	1	2	0	1	2
Abduzione (0°-90°)	0	1	2	0	1	2
Rotazione esterna	0	1	2	0	1	2
Rotazione interna	0	1	2	0	1	2
Gomito						
Flessione	0	1	2	0	1	2
Estensione	0	1	2	0	1	2
Avambraccio						
Pronazione	0	1	2	0	1	2
Supinazione	0	1	2	0	1	2
Polso						
Flessione	0	1	2	0	1	2
Estensione	0	1	2	0	1	2
Dita						
Flessione	0	1	2	0	1	2
Estensione	0	1	2	0	1	2
Totale (max 24)				Totale (max 24)		

A. ARTO SUPERIORE	/36
B. POLSO	/10
C. MANO	/14
D. COORDINAZIONE / VELOCITA'	/ 6
TOTALE A-D (funzione motoria)	/66

H. SENSIBILITA'	/12
J. MOVIMENTO ARTICOLARE PASSIVO	/24
J. DOLORE ARTICOLARE	/24

**SCALA DI VALUTAZIONE FUGL-MEYER
DEGLI ARTI INFERIORI-FMA-LE
Valutazione della funzione sensomotoria**

ID (paziente):

Data:

Esaminatore:

Cecchi F, Carrabba C et al. Traduzione e validazione transculturale della scala di valutazione Fug-Meyer in lingua italiana. Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. A method of evaluation of physical performance. Scand J Rehabil Med 1975, 7:13-31. Original protocol available from Rehabilitation Medicine, University of Gothenburg; www.neurophys.gu.se/sektioner/klinisk-neurovetenskap/forskning/rehab_med/fugl-meyer

E. ARTO INFERIORE					
I. Attività riflessa, posizione supina		Assente	Può essere elicitata		
Flessori: flessori del ginocchio		0	2		
Estensori: rotuleo, achilleo (almeno uno)		0	2		
Subtotale I (max 4)					
II. Movimento volontario in sinergia, posizione supina		Assente	Parz.	Completo	
Sinergia flessoria: massima flessione dell'anca (abduzione / rotazione esterna), massima flessione dell'articolazione del ginocchio e della caviglia (palpare tendini distali per verificare una flessione attiva del ginocchio).	Anca	Flessione	0	1	2
	Ginocchio	Flessione	0	1	2
	Caviglia	Flessione dorsale	0	1	2
Sinergia estensoria: dalla sinergia flessoria all'estensione / adduzione dell'anca, all'estensione del ginocchio e alla flessione plantare della caviglia. Viene applicata una resistenza per verificare un movimento attivo, valutare sia il movimento che la forza (confrontare con il lato non affetto).	Anca	Estensione	0	1	2
		Adduzione	0	1	2
	Ginocchio	Estensione	0	1	2
	Caviglia	Flessione plantare	0	1	2
Subtotale II (max 14)					
III. Movimento volontario con sinergie miste, posizione seduta, ginocchio 10cm dal bordo della sedia/letto		Assente	Parz.	Completo	
Flessione del ginocchio Da ginocchio esteso in modo passivo o attivo	-Assenza di movimento attivo -Meno di 90° di flessione attiva, palpare i tendini dei muscoli del compartimento posteriore della coscia -Flessione del ginocchio oltre 90°	0	1	2	
Dorsiflessione della caviglia Confrontare con il lato non affetto	-Assenza di movimento attivo -Dorsiflessione limitata -Dorsiflessione completa	0	1	2	
Subtotale III (max 4)					
IV. Movimento volontario con sinergia ridotta o assente, posizione eretta, anca a 0°		Assente	Parz.	Completo	
Flessione del ginocchio a 90° Anca a 0°, supporto all'equilibrio consentito	-Assenza di movimento attivo o flessione dell'anca immediata e simultanea -Flessione del ginocchio minore di 90° o flessione dell'anca durante il movimento -Flessione del ginocchio di almeno 90° senza flessione simultanea dell'anca	0	1	2	
Dorsiflessione della caviglia Confrontare con il lato non affetto	-Assenza di movimento attivo -Dorsiflessione limitata -Dorsiflessione completa	0	1	2	
Subtotale IV (max 4)					
V. Attività riflessa normale posizione supina, valutata solo se il punteggio completo di 4 punti viene ottenuto nella parte IV, confrontare con il lato non affetto					
Attività riflessa Flessori del ginocchio, achilleo, rotuleo	-0 punti sulla parte IV o 2 di 3 riflessi marcatamente iperattivi -1 riflesso marcatamente iperattivo o almeno 2 riflessi vivaci -Massimo 1 riflesso vivace, nessuno iperattivo	0	1	2	
Subtotale V (max 2)					
Totale E (max 28)					

F. COORDINAZIONE /VELOCITA' , posizione supina, dopo una prova con entrambi gli arti inferiori, ad occhi chiusi, tallone al ginocchio controlaterale, 5 volte, il più velocemente possibile.		Marcato	Lieve	Assente
Tremore	Almeno un movimento completo	0	1	2
Dismetria	-Pronunciata o non sistematica -Lieve e sistematica -Dismetria assente	0	1	2
		≥ 6s	2 - 5s	< 2s
Tempo Iniziare e terminare con la mano sul ginocchio	- 6 o più secondi più lento rispetto al lato non affetto -2-5 secondi più lento rispetto al lato non affetto -Meno di 2 secondi di differenza	0	1	2
Totale F (max 6)				
TOTALE E-F (max 34)				

H. SENSIBILITA' , arto inferiore Ad occhi chiusi, confrontare con il lato non affetto		Anestesia	Ipoestesia o Disestesia	Normale
Tocco leggero	Gamba Pianta del piede	0 0	1 1	2 2
		assente o meno di 3/4 corretta	3/4 corretta oppure differenza considerevole	corretta 100% oppure differenza lieve o assente
Posizione Piccole alterazioni nella pozione	Anca Ginocchio Caviglia Alluce (articolazione-IF)	0 0 0 0	1 1 1 1	2 2 2 2
Totale H (max12)				

J. MOVIMENTO ARTICOLARE PASSIVO , arto inferiore, posizione supina, confrontare con il lato non affetto				J. DOLORE ARTICOLARE durante movimento passivo, arto inferiore		
	Solo pochi gradi (meno di 10° all'anca)	Diminuito	Normale	Dolore pronunciato durante il movimento o dolore molto marcato alla fine del movimento	Dolore lieve-moderato	Dolore assente
Anca						
Flessione	0	1	2	0	1	2
Abduzione	0	1	2	0	1	2
Rotazione est.	0	1	2	0	1	2
Rotazione int.	0	1	2	0	1	2
Ginocchio						
Flessione	0	1	2	0	1	2
Estensione	0	1	2	0	1	2
Caviglia						
Flessione dorsale	0	1	2	0	1	2
Flessione plantare	0	1	2	0	1	2
Piede						
Pronazione	0	1	2	0	1	2
Supinazione	0	1	2	0	1	2
Totale (max 20)				Totale (max 20)		

E. ARTO INFERIORE	/28
F. COORDINAZIONE/VELOCITA'	/6
TOTALE E-F (funzione motoria)	/34
H. SENSIBILITA'	/12
J. MOVIMENTO ARTICOLARE PASSIVO	/20
J. DOLORE ARTICOLARE	/20

CAPITOLO 5: RISULTATI

5.1 Case report

C.C. 62 anni

Anamnesi familiare e socio-ambientale

Il paziente vive con la moglie in un appartamento di un palazzo accessibile, dotato di ascensore. Attualmente lavora come metalmeccanico presso un'azienda e fa il DJ poiché appassionato di musica.

Anamnesi patologica remota

Il paziente ha sofferto in passato di ipertensione e gonalgia sinistra in distorsione di ginocchio, per la quale è stata effettuata un'artroscopia.

Anamnesi patologica recente

In data 24/07/21 C.C. ha esitato un ictus ischemico da occlusione dell'arteria carotide destra, sottoposta poi a trombectomia meccanica e *stenting* carotideo. Negli accertamenti si è inoltre riscontrato un blocco atrioventricolare di primo grado e una frattura a carico della branca ileo-pubica sinistra. Il paziente ha residuo un'emiparesi sinistra, deficit cognitivi di percezione corporea ed eminegligenza personale e peripersonale sinistra. È stato ricoverato presso l'Unità Operativa di Neurologia di Cesena dal 24/07/21 al 06/08/21, per poi essere trasferito dal 06/08/21 al 04/10/21 presso la struttura O.P.A. Sol et Salus Rimini. Attualmente, continua il percorso riabilitativo in regime ambulatoriale presso U.O.M.R. di Rimini. Inoltre effettua cicli di terapia robotica con Arneo presso l'U.O.M.R. di Cesenatico.

Valutazione fisioterapica iniziale (24/07/2024)

Il paziente si presenta vigile, orientato e collaborante. All'osservazione iniziale si nota deficit di controllo posturale con asimmetria del tronco e caduta dell'emibacino a sinistra sia in condizioni statiche che dinamiche. È presente quadro di rigidità a livello posturale del capo e del tronco.

Per quanto riguarda l'arto superiore sinistro, sono presenti quote motorie attive contro gravità in flessione di spalla e gomito, in supinazione dell'avambraccio ed estensione di polso; la motricità selettiva delle dita è prevalentemente in chiusura. Inoltre, si rileva rigidità articolare al fulcro prossimale dell'AS sinistro, con dolore ai gradi estremi durante la mobilizzazione passiva della spalla in flessione e rotazione esterna. Mantiene la stazione eretta in autonomia

con asimmetria di carico, possibile anche a base ristretta. La posizione monopodalica può essere mantenuta ma solo per pochi secondi e con marcata instabilità.

La deambulazione è autonoma con discreta simmetria dello schema del passo, base allargata, atteggiamento in extrarotazione degli arti inferiori e deficit del II e III *rocker* di caviglia sinistra. La traiettoria non risulta costantemente lineare e si osservano oscillazioni del tronco nei cambi di direzione. Durante il cammino permane inoltre una lieve reazione associata dell'arto superiore in abduzione, intrarotazione di spalla e flessione di gomito e polso.

5.2 Sessioni di trattamento

Sono state eseguite 10 sessioni di trattamento tramite l'attivazione della *core stability* e delle catene muscolo-scheletriche di AAIL e AASS in *setting* differenti, che verranno riportate di seguito.

PRIMA SESSIONE: *setting* in posizione supina



Figura 1: ricerca dell'attivazione dei CPG (Central Pattern Generator) con utilizzo della facilitazione trunk constraint.



Figura 2: ricerca dell'attività della core stability e della muscolatura glutea in catena cinetica chiusa. Utilizzo della facilitazione trunk constraint.



Figura 3: ricerca dell'attività simultanea degli AAIL e AASS con tenuta della core. Utilizzo della facilitazione trunk constraint.



Figura 4: lavoro sull'attivazione/rinforzo delle catene muscolo-scheletriche degli AAIL e AASS. Utilizzo della facilitazione trunk constraint.



Figura 5: ricerca dell'attivazione delle catene muscolo scheletriche degli AAIL. Utilizzo della facilitazione trunk constraint.



Figura 6: ricerca dell'attivazione delle catene muscolo scheletriche degli AASS e ricerca della core stability. Utilizzo della facilitazione trunk constraint.

SECONDA SESSIONE: *setting* in decubito laterale e posizione seduta



Figura 7: raggiungimento attivo della posizione in decubito laterale tramite reclutamento della core.



Figura 8: ricerca dell'attività di AASS e AAIL con tenuta della core e attivazione delle catene muscolo-scheletriche degli AASS e AAIL.



Figura 9: ricerca dell'attività di AASS e AAI in catena cinetica chiusa con stabilità della scapola.



Figura 10: raggiungimento attivo della posizione seduta attraverso l'utilizzo degli AASS e tenuta della core.



Figura 11: ricerca dell'attività della componente estensoria dell'AI sx e lavoro in eccentrica del quadricipite.



Figura 12: ricerca dell'attività della componente estensoria degli AAI, lavoro in eccentrica del quadricipite e tenuta della core, esplorando i limiti della stabilità senza l'appoggio degli AASS.

TERZA SESSIONE: setting in posizione prona



Figura 13: preparazione al raggiungimento attivo della posizione prona con attivazione della core e delle catene muscolo-scheletriche degli AASS e AAIL.

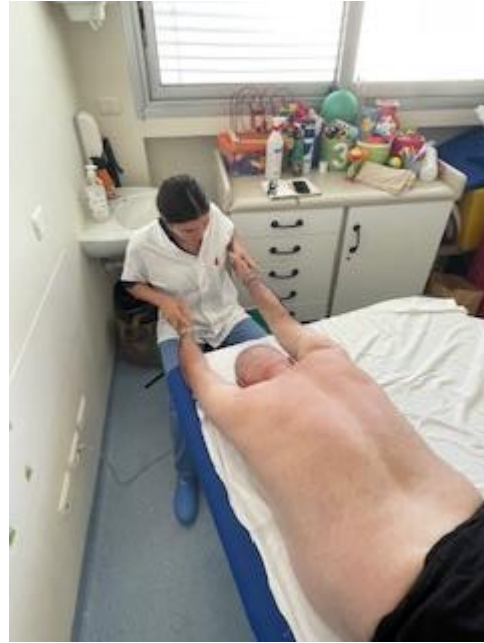


Figura 14: ricerca dell'attività di reciprocità degli AASS.



Figura 15: reclutamento delle catene muscolo scheletriche degli arti superiori e della core tramite attività di semirotolamento.



Figura 16: ricerca dell'attività alternata degli AAIL.

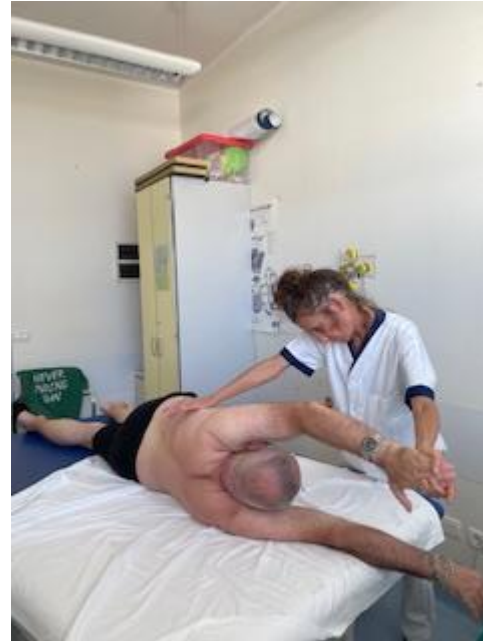
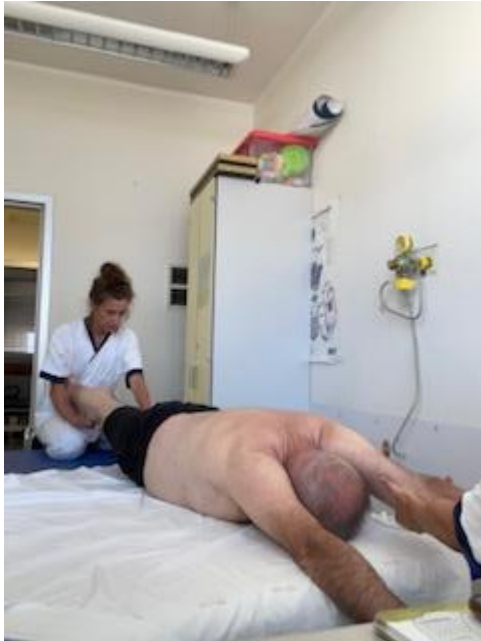


Figura 17: ricerca dell'attività alternata e Figura 18: ritorno attivo in posizione supina. simultanea degli AASS e AAI.

QUARTA SESSIONE: setting in posizione seduta



Figura 19: ricerca del corretto setting e allineamento scapolare. Figura 20: ricerca delle lunghezze e riallineamento delle componenti muscolari del bicipite, tricipite e pronatori.



Figura 21: stimolazione dei muscoli intrinseci della mano.



Figura 22: ricerca dell'attività dell'AS sx a gomito flesso con AS dx in risposta di orientamento della mano contrattuale (CHOR).



Figura 23: incremento dell'attività APA del tronco per la ricerca del movimento frazionato dell'AS controlaterale.



Figura 24: attività di reaching simmetrica degli AASS attraverso il movimento frazionato.



Figura 25: lavoro analitico attraverso l'attività di reach to grasp.



Figura 26: training della presa e rilascio di un oggetto.

QUINTA SESSIONE: *setting in recline sitting*



Figura 27: ricerca della tenuta della core stability per raggiungere attivamente la posizione in recline sitting.



Figura 28: ricerca dell'attivazione della core. Utilizzo della facilitazione del trunk constraint.



Figura 29: lavoro sull'attivazione/rinforzo delle catene muscolo-scheletriche degli AAI e tenuta dei muscoli del core. Utilizzo della facilitazione del trunk constraint.



Figura 30: ricerca dell'attività simultanea e alternata degli arti inferiori con tronco stabile e tenuta dei muscoli della core. Utilizzo della facilitazione del trunk constraint.

SESTA SESSIONE: setting in prono standing



Figura 31: raggiungimento attivo della posizione in prono standing.



Figura 32: recupero della mobilità prossimale degli AASS.



Figura 33: reclutamento e rinforzo della muscolatura stabilizzatrice del bacino in pronostanding.



Figura 34: ricerca dell'attività della componente estensoria degli AAT e lavoro in eccentrica del quadricipite.



Figura 35: rinforzo AAT tramite l'attivazione delle catene multicinetiche. Lavoro in catena cinetica chiusa con l'utilizzo della palla.



Figura 36: training del passo anteriore e posteriore tramite reclutamento attivo della componente estensoria degli AAI e ricerca del corretto appoggio al suolo del piede.



Figura 37: ritorno attivo tramite reclutamento della core e utilizzo della facilitazione del trunk constraint.

SETTIMA SESSIONE: setting in stazione eretta con appoggio anteriore



Figura 38: raggiungimento attivo della posizione in SE con appoggio anteriore.



Figura 39: ricerca dell'attività di flessione ed estensione di gomito con il braccio destro in risposta di orientamento della mano (CHOR).



*Figura 40: ricerca del ROM articolare in
extrarotazione dell'arto superiore.*



*Figura 41: facilitazione di movimenti
pluriarticolari.*



Figura 42: allenamento degli AASS orientati verso un compito.

OTTAVA SESSIONE: *setting* in stazione eretta



Figura 43: recupero della mobilità prossimale, delle lunghezze degli AASS e reclutamento attivo delle catene cinetiche degli AASS in preparazione alla SE.



Figura 44: recupero della mobilità prossimale, delle lunghezze degli AAIL e reclutamento attivo delle catene cinetiche degli AAIL in preparazione alla SE.



Figura 45: lavoro in monopodalica di percezione del carico dell'AI in appoggio. Utilizzo della facilitazione del trunk constraint.



Figura 46: ricerca dell'attività di tilt laterale del bacino in appoggio monopodalico. Utilizzo della facilitazione del trunk constraint.



Figura 47: reclutamento delle quote motorie degli AASS in appoggio bipodalico. Utilizzo della facilitazione del trunk constraint.

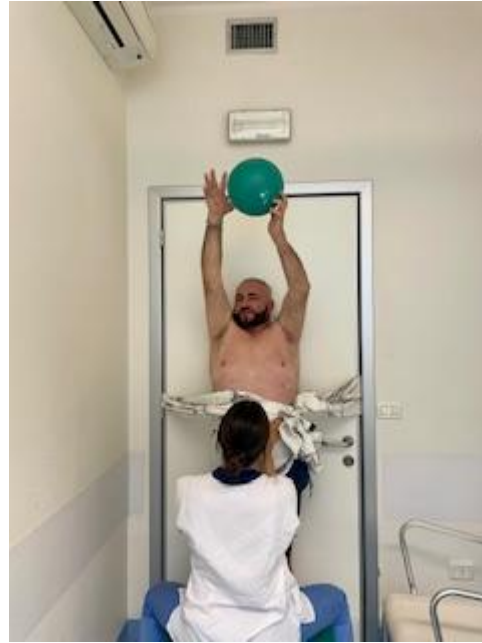


Figura 48: allenamento degli AASS orientati verso un compito.

NONA SESSIONE: *setting* in stazione eretta con appoggio posteriore della spalliera e utilizzo della facilitazione del *trunk constraint*.



Figura 49: recupero della mobilità prossimale degli AASS, reclutamento attivo delle catene cinetiche degli AASS e tenuta della core.



Figura 50: reclutamento attivo delle catene cinetiche degli AASS in attività alternata.



Figura 51: ricerca dell'attività simultanea degli AASS e tenuta dei muscoli della core con l'utilizzo della facilitazione del trunk constraint.



Figura 52: ricerca dell'attività di tilt laterale del bacino in appoggio monopodalico e tenuta dei muscoli della core. Utilizzo della facilitazione del trunk constraint.

DECIMA SESSIONE: *setting* da posizione seduta/prono *standing* alla stazione eretta.



Figura 53: ricerca dell'attivazione della core e dell'accelerazione lineare del tronco in preparazione alla SE.



Figura 54: ricerca delle lunghezze e dell'articolari  dell'AS sx.



Figura 55: ricerca dell'attività simultanea delle catene muscolo-scheletriche degli AASS.



Figura 56: ricerca del tilt laterale e degli stabilizzatori di bacino.



Figura 57: raggiungimento attivo della SE tramite l'attivazione delle catene muscolo-scheletriche degli AASS.



Figura 58: training di un compito orientato ad un obiettivo funzionale.

5.3 Risultati degli *outcome* clinici

In questo paragrafo vengono inseriti i risultati ottenuti dalla somministrazione delle scale di valutazione e la descrizione qualitativa delle attività di *step* e di *reach to grasp*.

Scala di valutazione Fugl-Meyer arto superiore

Tabella I

A. ARTO SUPERIORE			Iniziale	Finale
			24/07/2024	09/09/2024
I. Attività riflessa				
Flessori			0	0
Estensori			0	0
Subtotale I (n/4)			0	0
II. Movimento volontario in sinergia				
Sinergia flessoria	Spalla	Retrazione	2	2
		Elevazione	1	2
		Abduzione (90°)	1	2
		Rotazione est.	1	1
	Gomito	Flessione	2	2
	Avambraccio	Supinazione	1	1
Sinergia estensoria	Spalla	Add./rot. Int.	2	2
	Gomito	Estensione	1	2
	Avambraccio	Pronazione	2	2
Subtotale II (n/18)			13	16
III. Movimento volontario con sinergie miste				
Mano alla colonna lombare			1	1
Spalla flessione 0°-90°			1	2
Pronazione-supinazione			0	1
Subtotale III (n/6)			2	4
IV. Movimento volontario con sinergia ridotta o assente				
Spalla abduzione 0°-90°			0	1
Spalla flessione 90°-180°			0	1
Pronazione/supinazione			1	1
Subtotale IV (n/6)			1	3
V. Attività riflessa normale				
Bicipite, tricipite, FD			N.V.	N.V.
Subtotale V (n/2)			0	0
Totale A (n/36)			16	23

B. POLSO			Iniziale 24/07/2024	Finale 09/09/2024
Stabilità a 15° di dorsifles. (gomito a 90°)			0	1
Dorsifles. ripetuta (gomito a 90°)			0	1
Stabilità a 15° di dorsifles. (gomito a 0°)			0	1
Dorsiflessione ripetuta (gomito a 0°)			0	0
Circonduzione			0	0
Totale B (n/10)			0	3
C. MANO				
Flessione massiva			1	2
Estensione massiva			1	2
Presca ad uncino			1	1
Adduzione del pollice			1	2
Presca a pinza (opposizione)			1	1
Presca di un cilindro			1	2
Presca sferica			1	2
Totale C (n/14)			7	12
D. COORDINAZIONE E VELOCITÀ				
Tremore			2	2
Dismetria			1	2
Tempo			0 (11,80 s)	1 (8,58 s)
Totale D (n/6)			3	5
Totale A-D funzione motoria (n/66)			26	43

Tabella II

H. SENSIBILITÀ				
Tocco leggero	Braccio		2	2
	Palmo mano		2	2
Posizione	Spalla		2	2
	Gomito		2	2
	Polso		2	2
	Pollice		2	2
Totale H (n/12)			12	12

Tabella III

J. MOVIMENTO ARTICOLARE	Iniziale 24/07/2024	Finale 09/09/2024	J. DOLORE ARTICOLARE	Iniziale 24/07/2024	Finale 09/09/2024
Spalla					
Flessione 0°-180°	1	2		1	2
Abduzione 0°-90°	1	2		1	1
Rotazione esterna	1	1		1	2
Rotazione interna	1	2		2	2
Gomito					
Flessione	2	2		2	2
Estensione	1	2		2	2
Avambraccio					
Pronazione	2	2		2	2
Supinazione	1	1		2	2
Polso					
Flessione	2	2		2	2
Estensione	1	2		2	2
Dita					
Flessione	2	2		2	2
Estensione	2	2		2	2
Totale J (n/24)	17	22		21	23

Scala di valutazione Fugl-Meyer arto inferiore

Tabella IV

E. ARTO INFERIORE			Iniziale 24/07/2024	Finale 09/09/2024
I. Attività riflessa				
Flessori			0	0
Estensori			0	0
Subtotale I (n/4)			0	0
II. Movimento volontario in sinergia				
Sinergia flessoria	Anca	Flessione	1	2
	Ginocchio	Flessione	1	2
	Caviglia	Flessione dors.	1	1
Sinergia estensoria	Anca	Estensione	2	2
		Adduzione	2	2
	Ginocchio	Estensione	2	2
	Caviglia	Flessione plant.	2	2
Subtotale II (n/14)			11	13

III. Movimento volontario con sinergie miste				
Flessione del ginocchio			2	2
Dorsiflessione della caviglia			1	1
Subtotale III (n/4)			3	3
IV. Movimento volontario con sinergia ridotta o assente				
Flessione del ginocchio 90°			2	2
Dorsiflessione della caviglia			1	1
Subtotale IV (n/4)			3	3
V. Attività riflessa normale				
Flessori, achilleo, rotuleo			N.V.	N.V.
Subtotale V (n/2)			0	0
Totale E (n/28)			17	19
F. COORDINAZIONE E VELOCITÀ				
Tremore			2	2
Dismetria			1	1
Tempo			1 (12,20 s)	2 (10,33 s)
Totale F (n/6)			4	5
Totale E-F funzione motoria (n/34)			21	24

Tabella V

H. SENSIBILITÀ				
Tocco leggero	Gamba		2	2
	Pianta piede		2	2
Posizione	Anca		2	2
	Ginocchio		2	2
	Caviglia		2	2
	Alluce		2	2
Totale H (n/12)			12	12

Tabella VI

J. MOVIMENTO ARTICOLARE	Iniziale 24/07/2024	Finale 09/09/2024	J. DOLORE ARTICOLARE	Iniziale 24/07/2024	Finale 09/09/2024
Anca					
Flessione	1	1		1	1
Abduzione	2	2		2	2
Rotazione esterna	2	2		2	2
Rotazione interna	1	2		1	1
Ginocchio					
Flessione	2	2		2	2
Estensione	2	2		2	2
Caviglia					
Flessione dors.	1	1		2	2
Estensione plant.	1	2		2	2
Piede					
Pronazione	1	1		2	2
Supinazione	2	2		2	2
Totale J (n/20)	15	17		18	18

Si riporta di seguito l'analisi descrittiva delle tabelle.

Tabella I

- **Riflessi:** riportano un punteggio totale pari a 0 prima e in seguito all'esecuzione del protocollo di trattamento.
- **Movimento volontario in sinergia:** vede un punteggio totale aumentato di 3 unità dalla valutazione iniziale (13) alla valutazione finale (16).
 - Nella sinergia flessoria gli *item* di retrazione di spalla e flessione di gomito hanno punteggio massimo (2) prima e dopo il protocollo di trattamento, insieme a essi rimangono invariati ma con *score* uguale a 1 la rotazione esterna di spalla e la supinazione dell'avambraccio. Si modificano invece gli *item* di elevazione e abduzione (90°) di spalla, i quali passano da punteggio 1 a 2 in valutazione finale.
 - Nella sinergia estensoria rimangono costanti i punteggi pari a 2 dei movimenti di adduzione/rotazione interna di spalla e pronazione di avambraccio. Subisce un cambiamento lo *score* dell'estensione di gomito che da 1 diventa 2.
- **Movimento volontario con sinergie miste:** l'*item* di flessione di spalla passa da un punteggio di 1 a 2, quello di pronazione-supinazione (gomito a 90°) da 0 a 1. Il movimento della mano alla colonna lombare con *score* pari a 1 non ha previsto

variazioni. Risulta quindi un totale di 2 punti nella valutazione iniziale che passa a 4 in quella finale.

- **Movimento volontario con sinergia ridotta o assente:** crescono i punteggi da 0 a 1 per l'abduzione (0°-90°) e la flessione (90°-180°) di spalla. Il movimento di prono supinazione mantiene un punteggio costante pari a 1. Il totale recita *score* 1 alla prima valutazione, per poi passare a 3 alla fine del ciclo di trattamento.
- **Attività riflessa normale:** non è stata valutata poiché era necessario un punteggio massimo di 6 punti nella sezione precedente.
- **Polso:** si modificano i punteggi da 0 a 1 per gli *item* di stabilità a 15° di dorsiflessione (gomito a 90°), dorsiflessione ripetuta (gomito a 90°) e stabilità a 15° di dorsiflessione (gomito a 0°). Rimangono invariati con *score* pari a 0 i movimenti di dorsiflessione ripetuta (gomito a 0°) e circonduzione. Il punteggio complessivo muta quindi da 0 a 3.
- **Mano:** sia l'estensione che la flessione massiva della mano passa da 1 a 2, come nelle prese l'adduzione del pollice, la presa di un cilindro e la presa sferica. Permane un punteggio uguale a 1 negli *item* della presa a uncino e nella presa a pinza. La differenza di *score* tra valutazione iniziale (7) e valutazione finale (12) è di 5 unità.
- **Coordinazione e velocità:** il tremore mostra punteggio massimo (2) dall'inizio fino alla fine del protocollo di trattamento. Aumentano i punteggi da 1 a 2 nella dismetria e da 0 a 1 nel tempo. Lo *score* totale recita quindi 3 alla prima valutazione che diventa 5 in quella finale.

La funzione motoria dell'arto superiore presenta come punteggio alla valutazione iniziale 29 e alla valutazione finale 43.

Tabella II

La sensibilità mostra un punteggio completo (2) in tutti gli *item* in entrambe le valutazioni con conseguente *score* totale che rimane immutato (12).

Tabella III

Nel movimento articolare passivo crescono da 1 a 2 i punteggi della flessione 0°-180°, dell'abduzione 0°-90°, della rotazione interna di spalla e dell'estensione di gomito e di polso. Restano invece invariati a 1 quello della rotazione esterna di spalla e di supinazione dell'avambraccio, così come immutati rimangono con punteggio completo (2) la flessione di gomito, la pronazione di avambraccio, la flessione di polso e la flesso-estensione delle dita. Lo *score* complessivo di questa area si modifica da 17 a 22.

Il dolore articolare prevede nella valutazione iniziale massimo punteggio (2) in tutti gli *item* che si mantiene costante, fatta eccezione nella flessione 0°-180° e nella rotazione esterna di spalla i cui *score* passano da 1 a 2. Ne consegue uno *score* totale di 21 punti nella valutazione iniziale e 23 in quella finale.

Tabella IV

- **Riflessi:** riportano un punteggio totale pari a 0 prima e in seguito all'esecuzione del protocollo di trattamento.
- **Movimento volontario in sinergia:** vede un punteggio totale aumentato di 2 unità dalla valutazione iniziale (11) alla valutazione finale (13).
 - Nella sinergia flessoria gli *item* di estensione e adduzione d'anca, hanno punteggio massimo (2) prima e dopo il ciclo di trattamento. Insieme a essi rimane invariata ma con *score* uguale a 1 la dorsiflessione di caviglia. Si modificano invece gli *item* di flessione d'anca e ginocchio passando da un punteggio 1 a 2 in valutazione finale.
 - Nella sinergia estensoria rimangono costanti tutti i punteggi pari a 2 dei movimenti di flessione plantare di caviglia ed estensione di ginocchio.
- **Movimento volontario con sinergie miste:** non si verificano variazioni in nessuno dei punteggi della flessione di ginocchio (2) e dorsiflessione di caviglia (1). Ne consegue quindi uno *score* totale di 3 punti sia in valutazione iniziale che finale.
- **Movimento volontario con sinergia ridotta o assente:** anche in quest'area non vi sono cambiamenti in nessuno dei punteggi con flessione di ginocchio che rimane uguale a 2 e dorsiflessione di caviglia pari a 1. Risulta quindi uno *score* complessivo di 3 punti sia in valutazione iniziale che finale.
- **L'attività riflessa normale** non è stata valutata poiché era necessario un punteggio massimo di 6 punti nella sezione precedente.
- **Coordinazione e velocità:** il tremore mostra punteggio massimo (2) dall'inizio fino alla fine del protocollo di trattamento. Aumentano i punteggi da 1 a 2 nella dismetria e da 0 a 1 nel tempo. Lo *score* totale recita quindi 3 alla prima valutazione che diventa 5 in quella finale.

La funzione motoria dell'arto inferiore presenta come punteggio alla valutazione iniziale 20 e alla valutazione finale 24.

Tabella V

La sensibilità mostra un punteggio completo (2) in tutti gli *item* in entrambe le valutazioni con conseguente *score* totale che rimane immutato (12).

Tabella VI

Nel movimento articolare passivo crescono da 1 a 2 i punteggi della rotazione interna di spalla ed estensione plantare di caviglia. Restano invece invariati, con *score* uguale a 1 gli *item* di flessione d'anca, flessione dorsale di caviglia e pronazione del piede, così come immutati rimangono con punteggio completo (2) l'abduzione e la rotazione esterna d'anca, la flessione e l'estensione di ginocchio e la supinazione del piede. Lo *score* complessivo di quest'area passa quindi da 15 a 17.

Nel dolore articolare tutti gli *item* hanno mantenuto il medesimo punteggio pari a 2. Fanno eccezione la flessione e la rotazione interna d'anca i cui *score* rimangono invariati ma uguali a 1. Ne consegue uno *score* totale di 18 punti sia in valutazione iniziale che finale.

Valutazione qualitativa del gesto funzionale di *reach to grasp*

L'obiettivo di questa valutazione è osservare e descrivere gli aspetti del gesto funzionale di raggiungimento e presa in un *setting* in stazione eretta. Nella prima valutazione, effettuata alla prima sessione di trattamento, il movimento dell'arto superiore parte da un *displacement* del tronco caratterizzato da un atteggiamento in rotazione e flessione per poter raggiungere l'oggetto. La spalla risulta in elevazione con intrarotazione del braccio, avambraccio pronato e gomito in *pattern* flessorio, limitando l'attività estensoria di *reaching*. Nell'attività di *grasping* si osserva invece una non completa apertura della mano, che determina un impaccio motorio nell'afferrare correttamente l'oggetto. Nel sollevare l'oggetto l'elevazione presenta un'attività compensatoria di spalla e di tronco. Il rilascio avviene in maniera difficoltosa in seguito a 2 tentativi.



Figura 59: valutazione qualitativa iniziale del reach to grasp

Alla valutazione nella decima sessione l'attività funzionale viene eseguita con un *timing* corretto di attivazione del *reaching*, che parte dall'orientamento della mano, ma con ancora presente l'intrarotazione del braccio. Risulta diminuito il *displacement* del tronco in rotazione e incrementata l'estensione del gomito per il raggiungimento dell'oggetto, così come nell'attività di apertura e chiusura della mano. Il rilascio avviene al primo tentativo con un movimento più fluido.



Figura 60: valutazione qualitativa finale del reach to grasp

Valutazione qualitativa del movimento funzionale di *step*

L'obiettivo di questa valutazione è osservare e descrivere gli aspetti del movimento funzionale dello *step* in stazione eretta, dopo aver chiesto al paziente di portare il piede sul gradino posto

di fronte a lui, per poi tornare alla posizione neutra iniziale. Nella prima valutazione, effettuata alla prima sessione di trattamento, il paziente inizia il movimento con incertezza ed esitazione. L'appoggio del piede non risulta corretto sia per il *deficit* di controllo posturale sia per la debolezza muscolare dell'arto inferiore; è assente l'attivazione dei *rocker*. Si nota un atteggiamento in extrarotazione degli AAI e di flessione a livello del ginocchio più accentuato a sinistra. Sono presenti oscillazioni a livello del tronco con conseguenti deviazioni della traiettoria del movimento.



Figura 61: valutazione qualitativa iniziale dello step

All'ultima valutazione, si apprezza una maggiore stabilità e fluidità nel movimento. È presente un maggior controllo motorio e un corretto *timing* di attivazione muscolare nella fase di appoggio del piede. Permane un lieve atteggiamento in extrarotazione dell'AI sinistro e risulta ridotta la flessione di ginocchio sinistro. È evidente la riduzione delle oscillazioni del tronco. Infine, la traiettoria appare lineare.



Figura 62: valutazione qualitativa finale dello step

CAPITOLO 6: DISCUSSIONE

Di seguito vengono riportati e analizzati i risultati ottenuti dalla valutazione effettuata all'inizio e alla fine del ciclo di trattamento.

6.1 Analisi descrittiva e inferenziale degli *outcome* clinici

Fugl-Meyer Assessment

Analizzando gli *item* valutati, si nota un miglioramento della *performance* globale visibile dal punteggio totale della scala che varia da 142/212 a 171/212. Ciò permette di ipotizzare un incremento della funzione sensomotoria generale che favorisce l'autonomia del paziente.

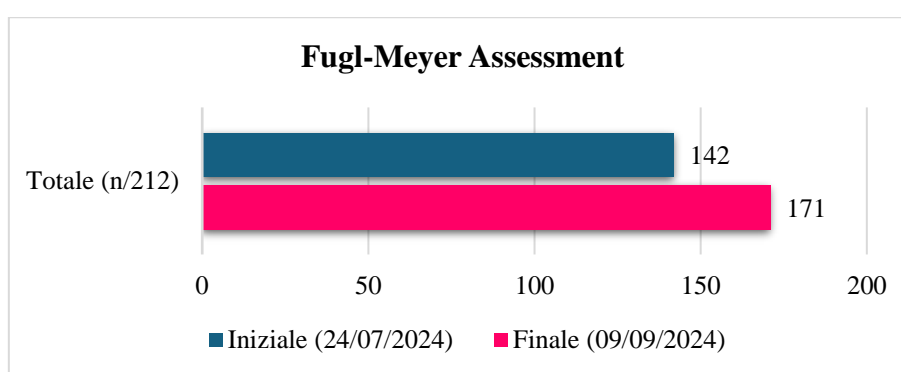


Grafico I: FMA punteggio totale valutazione iniziale e finale

Per quanto concerne la *performance* dell'arto superiore, si verifica un incremento del punteggio da 76/126 a 100/126. Questi cambiamenti si traducono nella pratica clinica in un miglioramento dell'attività di *reaching*, di orientamento della mano, di presa e rilascio dell'oggetto con movimenti più coordinati, precisi e veloci.

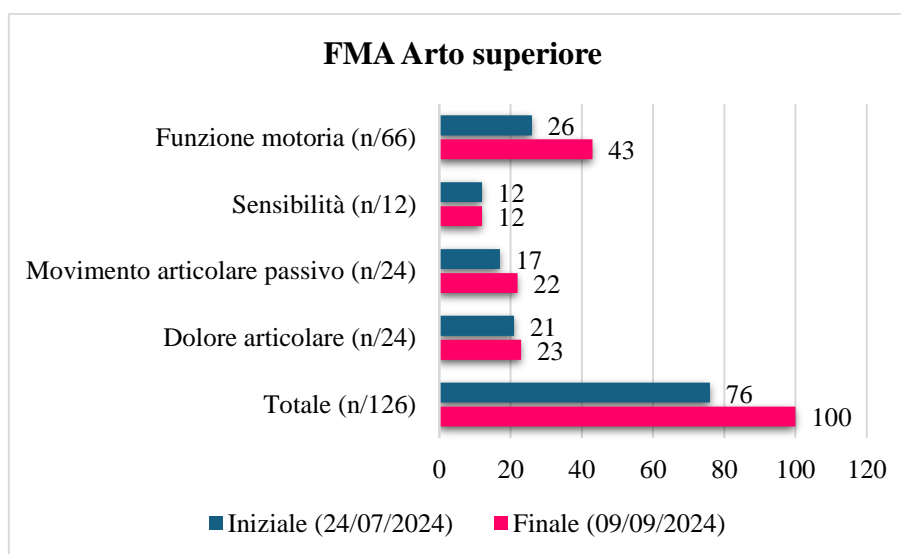


Grafico II: FMA arto superiore valutazione iniziale e finale

Per quanto riguarda nello specifico il dominio della funzione motoria, si nota un incremento del movimento volontario nelle sinergie motorie, nelle sinergie miste e in sinergia ridotta o assente. Si evince un miglioramento nell'attività del polso, nei movimenti di apertura e chiusura della mano e nella presa. Rimane invariata l'attività riflessa. Infine, si evidenzia un miglioramento della coordinazione e della velocità. Il punteggio totale subisce quindi un incremento da 26/66 a 43/66.

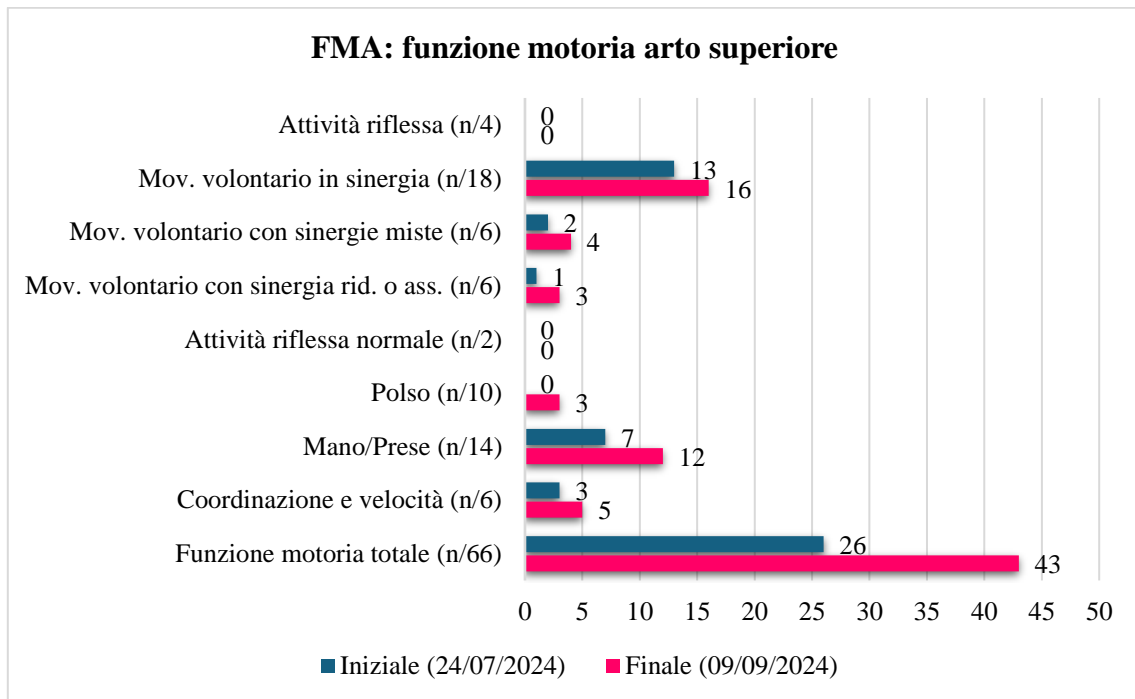


Grafico III: FMA sottosezione funzione motoria arto superiore valutazione iniziale e finale

Per quanto riguarda il dominio della sensibilità non si verificano cambiamenti. Gli *score* di tutti gli *item* rimangono invariati con punteggio massimo. Il punteggio totale resta dunque 12/12.

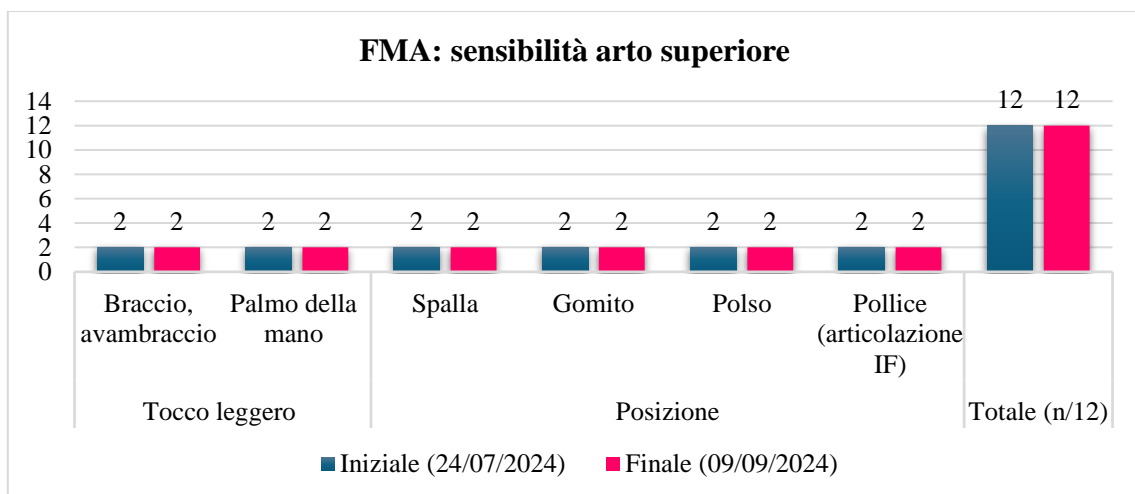


Grafico IV: FMA sottosezione sensibilità arto superiore valutazione iniziale e finale

Per quanto riguarda il dominio della mobilità passiva, si verifica un miglioramento negli *item* di flessione (0° - 180°), abduzione (0° - 90°), rotazione interna di spalla ed estensione di gomito e di polso. Il punteggio totale subisce quindi un incremento da 17/24 a 22/24. Questo è indice di una maggiore libertà a livello delle strutture articolari e di recupero delle lunghezze per una corretta attività di *reaching*.

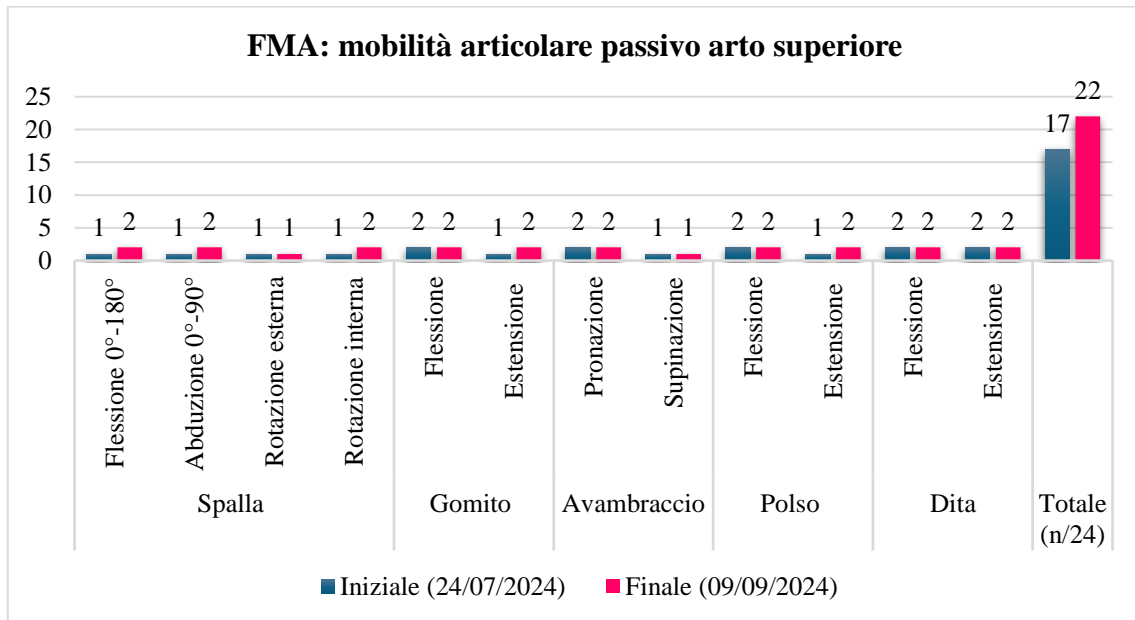


Grafico V: FMA sottosezione mobilità passiva arto superiore valutazione iniziale e finale

Per quanto riguarda il dominio del dolore articolare, si verifica un miglioramento negli *item* di flessione (0° - 180°) e rotazione esterna di spalla. Il punteggio totale aumenta da 21/24 a 23/24.

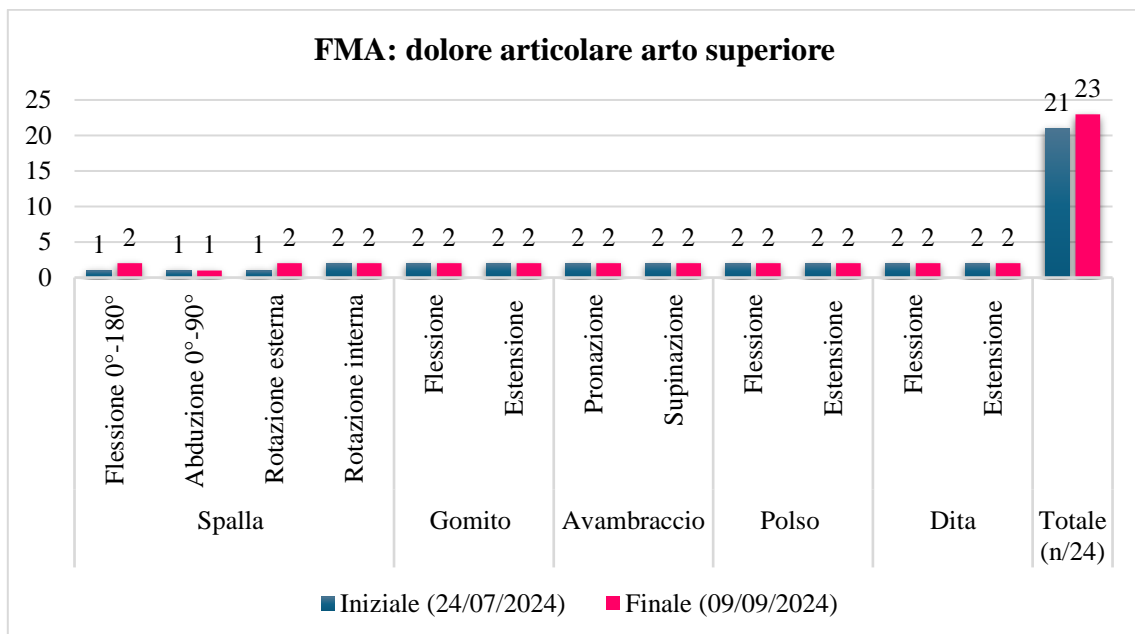


Grafico VI: FMA sottosezione dolore articolare arto superiore valutazione iniziale e finale

Per quanto concerne invece la prestazione dell'arto inferiore, il punteggio totale subisce un incremento passando da 66/86 a 71/86. Questo cambiamento si concretizza nella pratica clinica in un miglioramento dell'attività di *step*, caratterizzata nella valutazione finale da una maggiore stabilità della *single leg stance* (SLS) sull'arto in carico e un movimento più fluido e controllato del controlaterale.

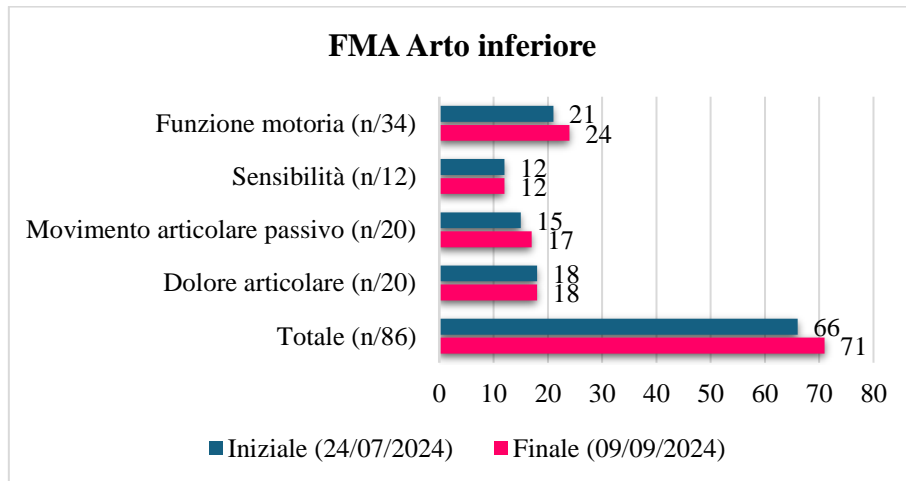


Grafico VII: FMA arto inferiore valutazione iniziale e finale

Per quanto riguarda il dominio della funzione motoria, si è verificato un miglioramento nel movimento volontario nelle sinergie motorie. Rimangono invariati gli *item* del movimento volontario con sinergie miste e sinergia ridotta o assente come anche l'attività riflessa. Infine, si riscontra un incremento della coordinazione e della velocità. Il punteggio totale subisce quindi un aumento da 21/34 a 24/34.

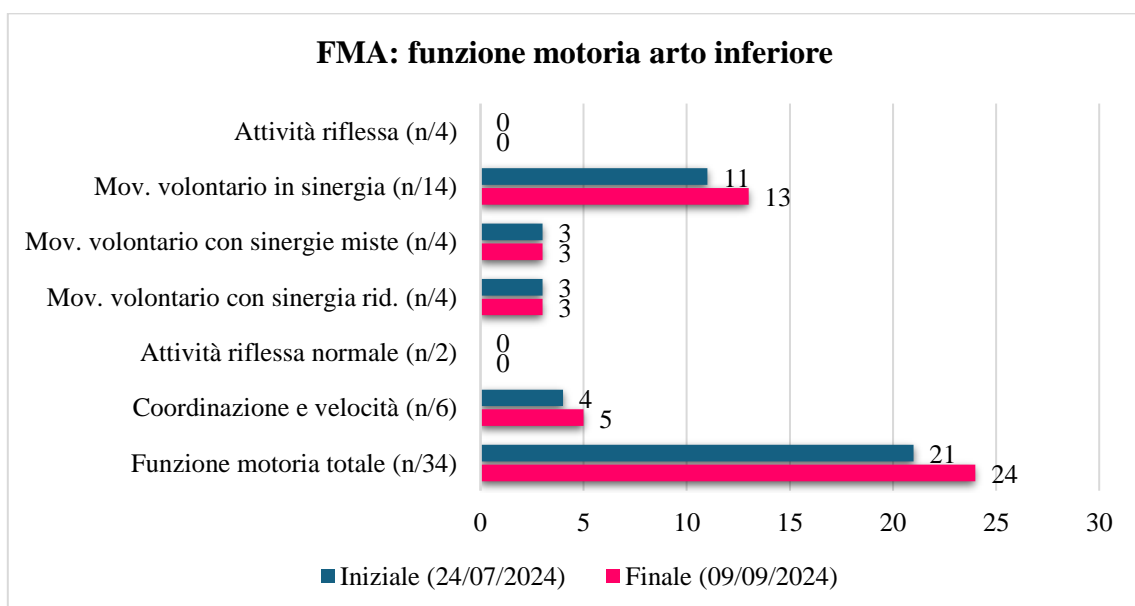


Grafico VIII: FMA sottosezione funzione motoria arto inferiore valutazione iniziale e finale

Per quanto riguarda il dominio della sensibilità non si verificano cambiamenti. Gli *score* di tutti gli *item* rimangono invariati con punteggio massimo. Il punteggio totale resta dunque 12/12.

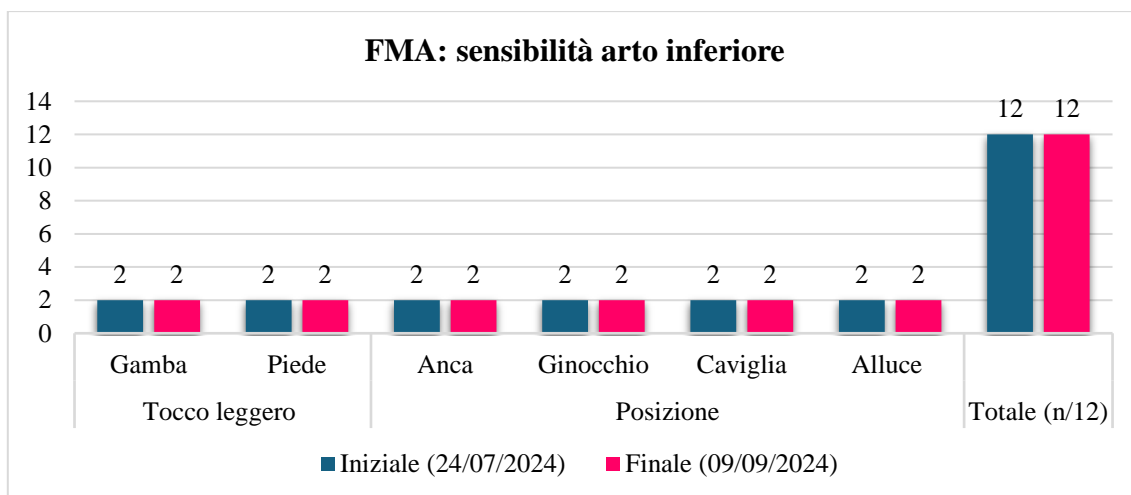


Grafico IV: FMA sottosezione sensibilità arto inferiore valutazione iniziale e finale

Per quanto riguarda il dominio della mobilità passiva si verifica un miglioramento negli *item* di rotazione interna di spalla ed estensione plantare di caviglia. Il punteggio totale subisce quindi un incremento passando da 15/20 a 17/20.

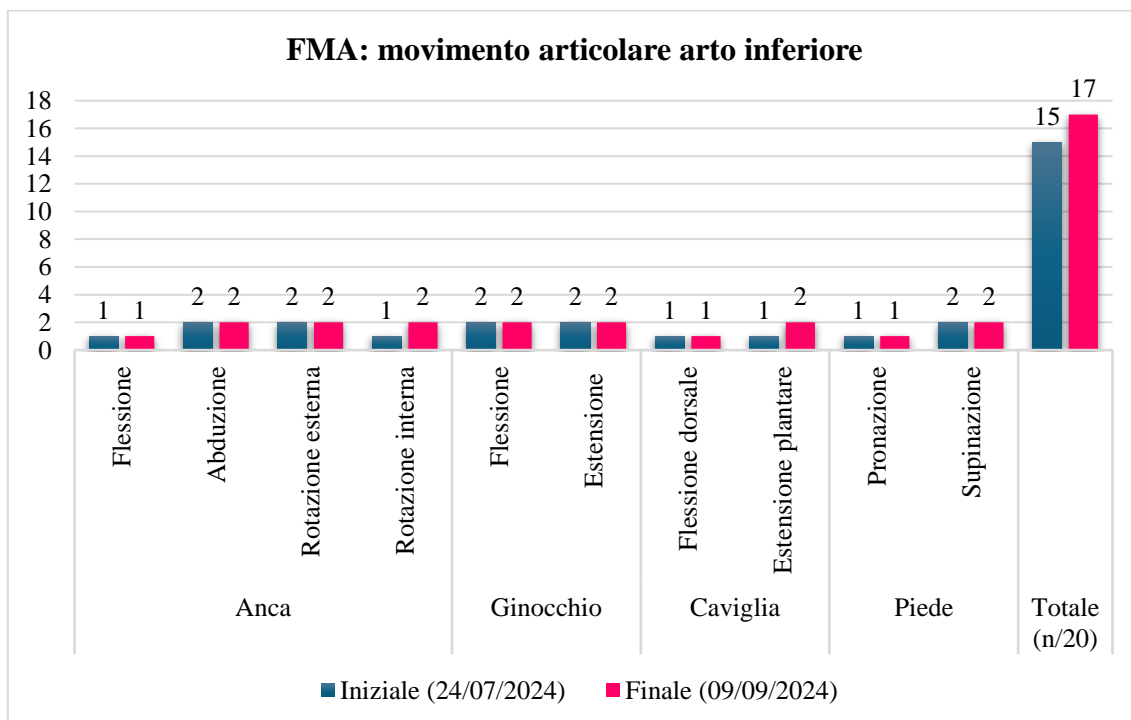


Grafico X: FMA sottosezione mobilità passiva arto inferiore valutazione iniziale e finale

Nel dominio del dolore articolare non si riscontra alcun cambiamento per cui il punteggio finale pari a 18/20 risulta invariato rispetto a quello iniziale.

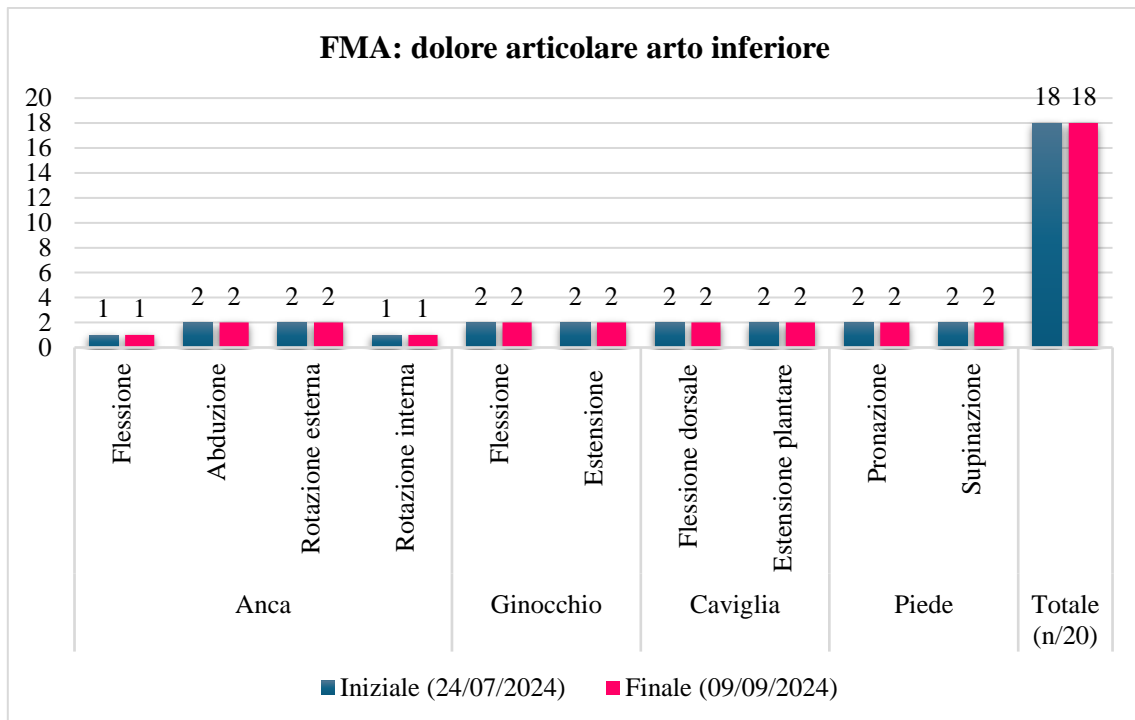


Grafico XI: FMA sottosezione dolore articolare arto inferiore valutazione iniziale e finale

6.2 Discussione

L'obiettivo di tale studio è verificare se attraverso un protocollo riabilitativo volto a migliorare il controllo posturale, tramite l'attivazione delle catene multicinetiche, si possa ottenere un incremento del movimento selettivo degli arti.

Le evidenze suggeriscono che, in seguito a una lesione del sistema nervoso centrale, l'incapacità di eseguire movimenti volontari frazionati degli arti, come *deficit* predominante, sia strettamente correlata a una compromissione del controllo posturale. L'accuratezza dell'esecuzione di compiti motori che richiedono variazioni posturali, mantenendo un'adeguata stabilità, dipende dalla capacità del paziente di attuare efficaci aggiustamenti posturali anticipatori (APA). Questi adattamenti precedono e accompagnano i movimenti degli arti, garantendo la stabilità prossimale necessaria per la mobilità distale. Nel paziente con esiti di ictus, la contro stabilizzazione offerta dagli APA risulta insufficiente a contrastare le perturbazioni esterne e interne, poiché la capacità di elaborare adeguatamente le informazioni predittive relative al contesto e allo schema corporeo risulta ampiamente compromessa. Il

ricorso a un'attività compensatoria del tronco per garantire la selettività di un arto introduce una fonte secondaria di instabilità, contribuendo ad aggravare la disabilità funzionale del paziente.

Sul piano neurofisiologico, il principio di reclutamento è un importante elemento dell'innervazione reciproca. Essa rappresenta il fondamento per la stabilità, la selettività e la coordinazione nel movimento normale. Mentre le unità motorie coinvolte in un'attività sono reclutate in maniera sequenziale e modificate attraverso un'inibizione presinaptica.

Allo stesso modo anche la presenza di condizioni biomeccaniche adeguate rimane un fattore imprescindibile per un corretto recupero. L'allineamento dei diversi segmenti corporei che costituiscono la base di sostegno influenza lo sforzo richiesto per sorreggere il corpo contro la forza di gravità e determina il tipo di strategie motorie che risultano efficaci nel controllare la postura. Alterati rapporti di lunghezza-tensione tra muscoli che lavorano congiuntamente possono inficiare il fisiologico funzionamento delle sinergie muscolari, così come la debolezza di determinati distretti può sfociare nell'insorgenza di ampi movimenti compensatori in altre regioni corporee.

Si è visto come, attraverso un trattamento incentrato sul potenziamento della stabilità centrale come base per il movimento volontario degli arti, sia stato possibile rilevare un incremento nella coordinazione e interazione tra i gruppi muscolari, determinando maggior fluidità e riduzione dei tempi nell'esecuzione di differenti compiti motori.

Dal punto di vista clinico la somministrazione della scala Fugl-Meyer agli arti superiori ha evidenziato un incremento del movimento volontario nelle sinergie motorie. In particolare, nelle sinergie miste e ridotta/assente l'aumento dei punteggi è dovuto alla rottura dei patologici schemi compensatori come la flessione di gomito e l'abduzione di spalla, che si innescavano precocemente alla prima valutazione allo *start* del movimento. Inoltre, è stato rilevato un incremento degli *score* negli *item* di attività selettiva di polso, mano e presa. Si può quindi supporre che un maggior sostegno posturale, combinato con l'allenamento della destrezza, finalizzato a un compito specifico, abbia permesso un'ottimizzazione della riorganizzazione corticale attività-dipendente e del movimento fine. Si registra un cospicuo miglioramento anche nella coordinazione e nella velocità dei movimenti dell'arto superiore con una riduzione dei tremori e delle dismetrie. Questi aspetti consentono di ipotizzare come il rinforzo della *core stability* possa garantire un aumento della stabilità centrale e, di conseguenza, l'esecuzione più fluida e meno incerta, con un *timing* di attivazione perfezionato del compito motorio. Infine, si

rileva una crescita dello *score* nella mobilità passiva soprattutto nei movimenti di spalla e nell'estensione di gomito e polso, con una diminuzione del dolore articolare. Ciò sottolinea ancora l'importanza della libertà e dell'allineamento delle strutture biomeccaniche nel costituire una base di sostegno adeguata per i movimenti finalizzati a uno specifico obiettivo.

I progressi sopra descritti, nella pratica del gesto funzionale di *reach to grasp*, si sono concretizzati in una diminuzione del *displacement* del tronco. Tale meccanismo compensatorio è stato gradualmente ridotto grazie alla riconquista delle lunghezze necessarie del braccio, permettendo un corretto movimento di raggiungimento, avviato dall'orientamento della mano. L'incremento dell'accelerazione lineare del tronco, il rinforzo della stabilità centrale e la libertà delle strutture prossimali e distali coinvolte a livello del cingolo, del gomito e del polso hanno limitato le ipermetrie e le deviazioni del movimento, visibili alla valutazione iniziale. Per quanto concerne invece l'attività di presa, una maggior apertura della mano e successivamente chiusura delle dita, in una sequenza di attivazione muscolare appropriata, hanno permesso l'espressione di un movimento più fluido e controllato, con un rilascio dell'oggetto sin dal primo tentativo.

Per quanto concerne la somministrazione della scala Fugl-Meyer all'arto inferiore, i cambiamenti più significativi nei movimenti volontari in sinergia flessoria ed estensoria dimostrano maggior controllo nella distribuzione temporale e spaziale della contrazione muscolare. La riduzione del tempo di esecuzione del compito motorio nel dominio riguardante la coordinazione e la velocità permette di ipotizzare che una maggiore stabilità a livello centrale garantisca maggiore sicurezza e capacità di reazione.

La valutazione qualitativa dello *step* evidenzia una maggiore focalizzazione dell'attività motoria con un miglioramento del controllo eccentrico dell'arto nella fase di contatto del piede con il gradino. A dimostrazione di un incremento del controllo del posturale in stazione eretta, alla valutazione finale, il paziente non manifesta esitazione nell'avvio del compito e le oscillazioni posturali, che determinavano deviazioni nella traiettoria del movimento, risultano ridotte.

Al termine delle dieci sedute di trattamento, si è registrato un miglioramento significativo nella qualità del movimento selettivo. Il rinforzo della *core stability* ha contribuito a creare maggiore stabilità centrale, favorendo un controllo posturale più efficace in risposta a perturbazioni esterne e interne. Ciò ha portato a sua volta a un allineamento ottimale di capo, tronco, arti superiori e arti inferiori, garantendo una corretta sinergia tra le diverse componenti muscolari e

articolari. Questi miglioramenti si traducono in un maggior frazionamento del movimento più libero dall'inesco di *pattern* globali e in una maggior efficacia nell'esecuzione di gesti funzionali in posizioni antigravitarie, come quella seduta e la stazione eretta.

6.3 Limiti della tesi

Una criticità dello studio condotto riguarda la dimensione del campione, poiché per il raggiungimento dell'obiettivo è stato arruolato un unico soggetto. Un ulteriore limite è legato agli strumenti di valutazione impiegati: l'integrazione di dispositivi tecnologici potrebbe fornire dati più oggettivi e sensibili alle variazioni. Inoltre, rimane da verificare per quanto tempo la persona sarà in grado di mantenere i benefici guadagnati con il trattamento. Ulteriori *follow-up* potrebbero risultare rilevanti per verificare quanto i miglioramenti ottenuti dal ciclo di trattamento si protraggano nel tempo.

CAPITOLO 7: CONCLUSIONE

Ogni forma di comportamento motorio finalizzata all'interazione con l'ambiente è governata dalle elaborazioni integrate di diversi sistemi motori cerebrali, che includono la corteccia motoria, il midollo spinale, il cervelletto e i gangli della base. Per la regolazione delle attività motorie, il sistema nervoso centrale si avvale di una gerarchia di trasformazioni sensori-motorie che traducono le informazioni sensoriali ricevute in segnali motori, permettendo così di rispondere adeguatamente agli stimoli. Questo processo di trasformazione e controllo sottintende un equilibrio tra tempestività e complessità, passando da risposte rapide e automatiche, come i riflessi, a forme più complesse e lente di controllo motorio volontario. Inoltre, per la correzione di eventuali errori o necessità di modifiche del compito, i sistemi sopracitati sono in grado di generare dei comandi mediante circuiti di *feedback* e *feedforward*.

È importante sottolineare che i circuiti motori non sono statici, ma subiscono continue ricalibrature e modifiche lungo tutto l'arco della vita. L'apprendimento è essenziale per affinare il controllo motorio in situazioni nuove o impreviste. Quest'ultimo è inoltre strettamente correlato allo schema corporeo, ossia una rappresentazione interna della propria configurazione corporea, dove informazioni di modalità sensoriali differenti (vestibolari, somatosensoriali, visive, uditive, propriocettive) vengono integrate per pianificare e mettere in atto i vari comportamenti motori. Nel tempo questo modello interno deve adattarsi e aggiornarsi tramite variazioni associate all'esperienza.

Il controllo della postura si avvale di sinergie muscolari, organizzate a livello del sistema nervoso centrale, che facilitano la gestione dei muscoli riducendo il numero di comandi necessari e garantendo al contempo flessibilità e versatilità. Le modalità afferenti e i gruppi muscolari impiegati per il controllo posturale variano in funzione delle specifiche esigenze del compito da svolgere. Una lesione del sistema nervoso determina una capacità di adattamento a compiti, obiettivi e ambienti nuovi compromessa, poiché non è più in grado di modulare il contributo delle diverse fonti sensoriali e di reclutare *pattern* adeguati a garantire un controllo ottimale della postura e, dunque, dei movimenti volontari.

Il controllo posturale si associa a qualsiasi attività sia dinamica che statica in cui è fondamentale il mantenimento dell'equilibrio. Così come la capacità di mantenere una posizione richiede un continuo aggiustamento dell'attività neuromuscolare, analogamente ogni gesto determinato dalla presa di decisione interna di agire inizia e si conclude con un adattamento posturale. Da ciò si evince che l'efficacia, quindi la selettività del movimento, è intrinsecamente legata alla

qualità del controllo posturale, il quale funge da fondamento per l'esecuzione del compito stesso. La capacità di stabilizzare il corpo per assistere il movimento volontario è stata denominata in letteratura “capacità posturo-cinetica”, una competenza che implica la messa in atto degli aggiustamenti posturali necessari ad assicurare un efficiente controllo posturale per perturbazioni impreviste o autoindotte.

L'obiettivo dello studio era verificare se tramite l'incremento del controllo posturale, dunque della stabilità, ricercato mediante il reclutamento della *core stability* e l'attivazione delle catene articolari multicinetiche di AASS e AAIL, si può ottenere un miglioramento dei movimenti funzionali e selettivi degli arti. Questi ultimi sono stati valutati attraverso misure di valutazione quantitative e qualitative riproducibili nella pratica clinica.

L'attivazione delle catene multicinetiche favorisce il mantenimento in equilibrio del corpo e assicura movimenti armonici e coordinati degli arti sia in condizioni statiche che dinamiche. Tale richiesta implica il reclutamento della muscolatura della *core stability*. Infine, il paziente, tramite la sperimentazione di diversi *setting*, è stato facilitato a sperimentare ed esplorare variazioni nel controllo eccentrico e a graduare il movimento in differenti direzioni. L'attività muscolare eccentrica sembra migliorare la forza e la generalizzazione (*carry-over* o trasferimento) a un lavoro muscolare più eterogeneo e ad attività funzionali più variate.

Dallo studio è emerso un miglioramento del controllo posturale che ha determinato un incremento del movimento frazionato degli arti. I risultati ottenuti suggeriscono che un incremento dell'attività della *core stability* può essere una strategia riabilitativa per garantire un aumento della stabilità centrale e, di conseguenza, un miglioramento dell'attività selettiva degli arti. Tale ipotesi si concretizza con la riduzione dei movimenti compensatori del tronco nei movimenti di *reaching* per l'arto superiore e di *step* per l'arto inferiore. Dunque, a fronte di richieste di gesti funzionali, finalizzati a uno specifico obiettivo, è possibile osservare una maggiore fluidità e coordinazione del movimento con un corretto *timing* di attivazione dei gruppi muscolari coinvolti.

I risultati ottenuti dallo studio devono essere considerati parziali per l'individualità del campione arruolato e per l'analisi dei dati. Sarebbe opportuno approfondire, tramite ulteriori studi, le basi neurofisiologiche che sottostanno al ragionamento clinico nel trattamento del paziente neurologico con deficit di attività selettiva nell'arto superiore e inferiore.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Bassøe Gjelsvik BE, Syre L. Il concetto Bobath nella neurologia dell'adulto, 2nd ed. Roma: Verduci editore; 2016
- ² Mulder T, Nienhuis B, Pauwels J. The assessment of motor recovery: a new look at an old problem. *J Electromyogr Kinesiol.* 1996 Jun;6(2):137-45.
- ³ Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM, Siegelbaum SA, Hudspeth AJ, eds. Principles of neural science. 5th ed. New York, NY: McGraw-Hill Professional; 2013
- ⁴ Brodal P. The central nervous system: structure and function. 4th ed. New York, NY: Oxford University Press; 2010
- ⁵ Takakusaki K. Functional neuroanatomy for posture and gait control. *J Mov Disord.* 2017 Jan;10(1):1-17.
- ⁶ Takakusaki K, Chiba R, Nozu T, Okumura T. Brainstem control of locomotion and muscle tone with special reference to the role of the mesopontine tegmentum and medullary reticulospinal systems. *J Neural Transm (Vienna).* 2016 Jul;123(7):695-729.
- ⁷ Ruhland JL, van Kan PLE. Medial pontine hemorrhagic stroke. *Phys Ther.* 2003 Jun;83(6):552–66.
- ⁸ Lemon RN. Descending pathways in motor control. *Annu Rev Neurosci.* 2008;31:195-218.
- ⁹ Rothwell J, Lennon S. Control of human voluntary movement. 2nd ed. London: Chapman and Hall; 1994
- ¹⁰ Knikou M. Plasticity of corticospinal neural control after locomotor training in human spinal cord injury. *Neural Plast.* 2012;2012:254948.
- ¹¹ D'Amico JM, Condliffe EG, Martins KJ, Bennett DJ, Gorassini MA. Recovery of neuronal and network excitability after spinal cord injury and implications for spasticity. *Front Integr Neurosci.* 2014 May 12;8:36.
- ¹² Cornall, C. Self-propelling wheelchairs: the effects on spasticity in hemiplegic patients. *Physiother Theory and Pract.* 1991;7(1),13–21.
- ¹³ de Vignemont F. Body schema and body image--pros and cons. *Neuropsychologia.* 2010 Feb;48(3):669-680.

- ¹⁴ Kammers MP, Kootker JA, Hogendoorn H, Dijkerman HC. How many motoric body representations can we grasp? *Exp Brain Res*. 2010 Apr;202(1):203-12.
- ¹⁵ Maravita A, Spence C, Driver J. Multisensory integration and the body schema: close to hand and within reach. *Curr Biol*. 2003 Jul 1;13(13):R531-539.
- ¹⁶ Gallagher, S. *How the body shapes the mind*. New York, NY: Oxford University Press; 2005.
- ¹⁷ Berlucchi G, Aglioti SM. The body in the brain revisited. *Exp Brain Res*. 2010 Jan;200(1):25-35.
- ¹⁸ Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*. 2006 Sep;35 Suppl 2:ii7–11.
- ¹⁹ Dietz V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiol Rev*. 1992 Jan;72(1):33–69.
- ²⁰ Cram JF, Criswell E. *Introduction to surface electromyography*. 2nd ed. Sudbury, MA: Jones and Bartlett; 2011.
- ²¹ Yiou E, Caderby T, Hussein T. Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World J Orthop*. 2012 Jun 18;3(6):75–86.
- ²² Bouisset S, Le Bozec, S. Posturo-kinetic capacity and postural function in voluntary movements. In Latash, ML, ed: *Progress in Motor Control, vol II: Structure Function Relations in Voluntary Movements*. Human Kinetics. 2002 Chapter 3: 25-52.
- ²³ Yiou E, Hamaoui A, Le Bozec S. Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. *Neurosci Lett*. 2007 Aug 9;423(1):29-34.
- ²⁴ Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Control: translating research into clinical practice*. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
- ²⁵ Massion J, Alexandrov A, Frolov A. Why and how are posture and movement coordinated? *Prog Brain Res*. 2004;143:13–27.
- ²⁶ Dickstein R, Shefi S, Marcovitz E, Villa Y. Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in post stroke hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004 Feb;85(2):261–7.
- ²⁷ Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol*. 1992;38(1):35-56.

- ²⁸ Schepens B, Drew T. Independent and convergent signals from the pontomedullary reticular formation contribute to the control of posture and movement during reaching in the cat. *J Neurophysiol.* 2004 Oct;92(4):2217–38.
- ²⁹ Leonard JA, Brown RH, Stapley PJ. Reaching to multiple Targets When Standing: The Spatial Organization of Feedforward Postural Adjustments. *Journal of Neurophysiology.* 2009 Apr;101(4):2120–33.
- ³⁰ Bouisset S, Do MC. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol Clin.* 2008 Dec;38(6):345–62.
- ³¹ Krishnan V, Kanekar N, Aruin AS. Anticipatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis. *Neuroscience Lett.* 2012 Jan 11;506(2):256–60.
- ³² Berg W, Strang A. The role of electromyography (EMG) in the Study of Anticipatory Postural Adjustments. *Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine.* InTech; 2012.
- ³³ Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res.* 1995;103:323–32.
- ³⁴ Santos MJ, Aruin AS. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. *Exp Brain Res.* 2008 Feb;184(4):547–59.
- ³⁵ Nardone A, Schieppati M. Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. *Exp Brain Res.* 1988;69(3):469–80.
- ³⁶ Nouillot P, Bouisset S, Do MC. Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neurosci Lett.* 1992 Nov 23;147(1):1–4.
- ³⁷ Santos MJ, Aruin AS. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009 Jun;19(3):532–41.
- ³⁸ Aruin AS, Forrest WR, Latash ML. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1998 Aug;109(4):350–9.
- ³⁹ 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.* 2000 Nov 1;135(1):81–93.

- ⁴⁰ Ting LH, van Antwerp KW, Scrivens JE, McKay JL, Welch TDJ, Bingham JT, et al. Neuromechanical tuning of nonlinear postural control dynamics. *Chaos*. 2009 Jun;19(2):026111.
- ⁴¹ Alexandrov AV, Frolov AA, Horak FB, Carlson-Kuhta P, Park S. Feedback equilibrium control during human standing. *Biol Cybern*. 2005 Nov;93(5):309–22.
- ⁴² Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther*. 1997 May;77(5):517–33.
- ⁴³ Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol*. 1986 Jun;55(6):1369–81.
- ⁴⁴ Maki BE, McIlroy WE. The role of limb movements in maintaining upright stance: the “change-in-support” strategy. *Phys Ther*. 1997 May 1;77(5):488–507.
- ⁴⁵ Marigold DS, Misiaszek JE. Whole-body responses: neural control and implications for rehabilitation and fall prevention. *Neuroscientist*. 2009 Feb 1;15(1):36–46.
- ⁴⁶ McIlroy WE, Maki BE. Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1996 Nov;51(6):M289-96.
- ⁴⁷ Bouisset S, Zattara M. A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neuroscience Letters*. 1981 Mar;22(3):263–70.
- ⁴⁸ Ting LH. Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture. *Prog Brain Res*. 2007;165:299–321.
- ⁴⁹ Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med*. 1988 Dec 29;319(26):1701–7.
- ⁵⁰ Popovic D, Sinkjær T. Central nervous system lesions leading to disability. *J Autom Control*. 2008;18(2):11–23.
- ⁵¹ Sahrman SA. *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes*. St. Louis, MO: Mosby; 2002.
- ⁵² Aruin AS. The effect of asymmetry of posture on anticipatory postural adjustments. *Neurosci Lett*. 2006 Jun 19;401(1–2):150–3.
- ⁵³ Barbieri G, Gissot AS, Fouque F, Casillas JM, Pozzo T, Pérennou D. Does proprioception contribute to the sense of verticality? *Exp Brain Res*. 2008 Mar;185(4):545–52.

- ⁵⁴ Mittelstaedt H. Somatic versus vestibular gravity reception in man. *Ann N Y Acad Sci.* 1992 May 22;656:124–39.
- ⁵⁵ Karnath HO, Dieterich M. Spatial neglect--a vestibular disorder? *Brain.* 2006 Feb;129(Pt 2):293–305.
- ⁵⁶ Lalonde R, Strazielle C. Brain regions and genes affecting postural control. *Prog Neurobiol.* 2007 Jan;81(1):45–60.
- ⁵⁷ Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture.* 1995 Dec 1;3(4):193–214.
- ⁵⁸ Begliomini C, Wall MB, Smith AT, Castiello U. Differential cortical activity for precision and whole-hand visually guided grasping in humans. *Eur J Neurosci.* 2007 Feb;25(4):1245–52.
- ⁵⁹ Lundy-Ekman L. *Neuroscience: Fundamentals Rehabilitation.* 3rd ed. St. Louis: Saunders, 2007
- ⁶⁰ Begliomini C, De Sanctis T, Marangon M, Tarantino V, Sartori L, Miotto D, et al. An investigation of the neural circuits underlying reaching and reach-to-grasp movements: from planning to execution. *Front Hum Neurosci.* 2014 Sep;2;8:676.
- ⁶¹ Begliomini C, Nelini C, Caria A, Grodd W, Castiello U. Cortical activations in humans grasp-related areas depend on hand used and handedness. *PLoS One.* 2008 Oct 10;3(10):e3388.
- ⁶² Filimon F. Human cortical control of hand movements: parietofrontal networks for reaching, grasping, and pointing. *Neuroscientist.* 2010 Aug;16(4):388–407.
- ⁶³ Culham JC, Valyear KF. Human parietal cortex in action. *Curr Opin in Neurobiology.* 2006 Apr 1;16(2):205–12.
- ⁶⁴ Verhagen L, Dijkerman HC, Medendorp WP, Toni I. Hierarchical organization of parietofrontal circuits during goal-directed action. *J Neurosci.* 2013 Apr 10;33(15):6492–503.
- ⁶⁵ Grol MJ, Majdandžić J, Stephan KE, Verhagen L, Dijkerman HC, Bekkering H, et al. Parieto-frontal connectivity during visually guided grasping. *J Neurosci.* 2007 Oct 31;27(44):11877–87.
- ⁶⁶ Leonard JA, Gritsenko V, Ouckama R, Stapley PJ. Postural adjustments for online corrections of arm movements in standing humans. *J Neurophysiol.* 2011 May;105(5):2375–88.

- ⁶⁷ Finley MA, Lee RY. Effect of sitting posture on 3-dimensional scapular kinematics measured by skin-mounted electromagnetic tracking sensors. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003 Apr 1;84(4):563–8.
- ⁶⁸ Borstad JD, Ludewig PM. The effect of long versus short pectoralis minor resting length on scapular kinematics in healthy individuals, *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005 Apr;35(4)227–38.
- ⁶⁹ Kibler WB, Ludewig PM, McClure PW, Michener LA, Bak K, Sciascia AD. Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the ‘Scapular Summit’. *Br J Sports Med.* 2013 Sep;47(14):877–85.
- ⁷⁰ Raine S, Meadows L, Lynch-Ellerington M. *Bobath Concept Theory and Clinical in Neurological Rehabilitation.* Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell; 2009
- ⁷¹ Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation.* St. Louis: Mosby; 2002.
- ⁷² Alt Murphy M, Sunnerhagen KS, Johnels B, Willén C. Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study. *J Neuroeng Rehabil.* 2006 Aug 16;3:18.
- ⁷³ Jeannerod M. The timing of natural prehension movements. *J Mot Behav.* 1984 Sep;16(3):235–54.
- ⁷⁴ Smeets JB, Brenner E. A new view on grasping. *Motor Control.* 1999 Jul;3(3):237–71.
- ⁷⁵ Jahn K, Deutschländer A, Stephan T, Kalla R, Hüfner K, Wagner J, et al. Supraspinal locomotor control in quadrupeds and humans. *Prog Brain Res.* 2008;171:353–62.
- ⁷⁶ Rossignol S, Dubuc R, Gossard JP. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiol Rev.* 2006 Jan;86(1):89–154.
- ⁷⁷ Zehr EP, Duysens J. Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *Neuroscientist.* 2004 Aug;10(4):347–61.
- ⁷⁸ Grillner S. Biological pattern generation: the cellular and computational logic of networks in motion. *Neuron.* 2006 Dec 7;52(5):751–66.
- ⁷⁹ Molinari M. Plasticity properties of CPG circuits in humans: impact on gait recovery. *Brain Res Bull.* 2009 Jan 15;78(1):22–5.

- ⁸⁰ Lacquaniti F, Ivanenko YP, Zago M. Development of human locomotion. *Curr Opin Neurobiol*. 2012 Oct 1;22(5):822–8.
- ⁸¹ Balter JE, Zehr EP. Neural coupling between the arms and legs during rhythmic locomotor-like cycling movement. *J Neurophysiol*. 2007 Feb;97(2):1809–18.
- ⁸² MacLellan MJ, Ivanenko YP, Catavittello G, La Scaleia V, Lacquaniti F. Coupling of upper and lower limb pattern generators during human crawling at different arm/leg speed combinations. *Exp Brain Res*. 2013 Mar 1;225(2):217–25.
- ⁸³ Maguire CC, Sieben JM, de Bie RA. The influence of walking-aids on the plasticity of spinal interneuronal networks, central-pattern-generators and the recovery of gait post-stroke. A literature review and scholarly discussion. *J Bodyw Mov Ther*. 2017 Apr 1;21(2):422–34.
- ⁸⁴ Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech*. 2008 Aug 7;41(11):2575–80.
- ⁸⁵ Frigon A, Rossignol S. Experiments and models of sensorimotor interactions during locomotion. *Biol Cybern*. 2006 Dec;95(6):607–27.
- ⁸⁶ Takakusaki K. Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Mov Disord*. 2013 Sep 15;28(11):1483–91.
- ⁸⁷ Shumway-Cook A, Woollacott M. *Motor Control: translating research into clinical Practice*. Osteoporos Int. 2006.
- ⁸⁸ Karlsson A, Persson T. The ankle strategy for postural control a comparison between a model-based and a marker-based method. *Comput Methods Programs Biomed*. 1997 Mar;52(3):165–73.
- ⁸⁹ Clifford AM, Holder-Powell H. Postural control in healthy individuals. *Clin Biomech*. 2010 Jul 1;25(6):546–51.
- ⁹⁰ Riemann BL, Schmitz R. The relationship between various modes of single leg postural control assessment. *Int J Sports Phys Ther*. 2012 Jun;7(3):257–66.
- ⁹¹ Peterson CL, Cheng J, Kautz SA, Neptune RR. Leg extension is an important predictor of paretic leg propulsion in hemiparetic walking. *Gait Posture*. 2010 Oct;32(4):451–6.
- ⁹² McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med*. 2015 Mar;49(5):290.

- ⁹³ Sheffler LR, Chae J. Hemiparetic Gait. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2015 Nov;26(4):611–23.
- ⁹⁴ Loram ID, Maganaris CN, Lakie M. Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *J Physiol*. 2005 Apr 1;564(Pt 1):295–311.
- ⁹⁵ Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med*. 1975;7(1):13–31.
- ⁹⁶ Gladstone DJ, Danells CJ, Black SE. The fugl-meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. *Neurorehabil Neural Repair*. 2002 Sep;16(3):232–40.
- ⁹⁷ Cecchi F, Carrabba C, Bertolucci F, Castagnoli C, Falsini C, Gnetti B, et al. Transcultural translation and validation of Fugl-Meyer assessment to Italian. *Disabil Rehabil*. 2021 Dec;43(25):3717–22.