



ALMA MATER STUDIORUM  
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

**DIPARTIMENTO DI SCIENZE BIOMEDICHE E NEUROMOTORIE**

**CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA**

**INTERCONNESSIONE FRA BIOMECCANICA E  
NEUROFISIOLOGIA PER MIGLIORARE IL  
PATTERN DELLA LOCOMOZIONE NEL PAZIENTE  
CON LESIONE DEL SISTEMA NERVOSO  
CENTRALE: CASE REPORT**

**Tesi di laurea in Metodiche Fisioterapiche**

**Relatore**  
**Chiar.ma Prof.ssa**  
Silvia Faenza

**Presentata da**  
  
Eleonora Valli

---

**Sessione I**  
**Anno Accademico 2023/2024**



## ABSTRACT

### Background

In letteratura si denota la necessaria presenza di una biomeccanica adeguata per un corretto recupero del cammino fisiologico. Alcuni tra i requisiti fondamentali sono infatti: una base di sostegno adeguata dal punto di vista qualitativo a livello del piede e le giuste dimensioni nell'ampiezza, la flessibilità della caviglia e l'arco di movimento completo, la capacità di flessione plantare e dorsale della tibio-tarsica, la sensibilità plantare. Contemporaneamente i differenti circuiti neurali coinvolti nel cammino devono interagire in modo coordinato per permettere correttamente il controllo neurofisiologico. Per quanto riguarda la deambulazione nello specifico, le aree cerebrali coinvolte sono: la corteccia cerebrale, il tronco encefalico, i gangli della base, il cervelletto e alcune aree del midollo spinale. Per un controllo ottimale è necessaria l'integrità di tutte le vie di questi *network* e la loro coordinazione secondo un ordine gerarchico.

### Obiettivi

L'obiettivo della tesi è valutare come l'interconnessione tra biomeccanica e controllo neurofisiologico del cammino possano determinare un miglioramento del *pattern* locomotorio con incremento di entrambe le componenti singolarmente, nel paziente con esiti di lesione del SNC.

### Materiali e metodi

Il caso clinico preso in analisi è un paziente di sesso maschile dell'età di 44 anni con esiti di lesione del sistema nervoso centrale in postumi di emorragia talamo-capsulare sinistra con inondamento ematico del sistema ventricolare in paziente con mutazione per CADASIL. Il protocollo riabilitativo che è stato eseguito è composto da 10 sedute di trattamento della durata di un'ora circa, eseguite con una frequenza settimanale di due volte. Il trattamento riabilitativo è focalizzato sull'utilizzo di facilitazioni sensori-motorie per ricercare l'allineamento biomeccanico, le lunghezze muscolari adeguate e l'integrazione sensitiva attraverso la stimolazione a livello dei recettori (articolari, cutanei, tendinei, muscolari, gli organi tendinei del golgi e i fusi neuromuscolari). Le sedute sono state svolte in *setting* riabilitativi differenti e specifici in relazione agli obiettivi presi in analisi in ogni sessione.

I dati sono stati raccolti attraverso la somministrazione di una scala di valutazione per l'equilibrio e il cammino: *Balance Evaluation System Test*. Inoltre è stata effettuata un'analisi

attraverso l'osservazione qualitativa della deambulazione effettuata tramite ripresa video e fotografie.

### Risultati

I dati ottenuti dalla valutazione iniziale e finale, eseguita all'inizio e alla fine del ciclo di trattamento, hanno dimostrato un miglioramento della stabilità a livello globale che funzionalmente si traduce in un miglioramento del cammino. La deambulazione è infatti migliorata in tutte le sue componenti, come dimostrato anche dai risultati ottenuti dalla scala di valutazione utilizzata: biomeccanica, limiti di stabilità, aggiustamenti posturali anticipatori, risposte posturali, orientamento sensitivo e stabilità del cammino. L'incremento di stabilità permette una miglior fluidità del cammino, un miglior ritmo e conseguentemente anche una riduzione del rischio caduta, evidente in particolare nei cambi di direzione e di velocità. Permette inoltre una miglior reazione alle perturbazioni con incremento della capacità di reazione sia a *feedforward*, per quanto riguarda gli aggiustamenti posturali anticipatori, sia a *feedback*, a livello delle reazioni posturali come strategia di caviglia, di anca e passi di protezione. Nello specifico il miglioramento del cammino si evidenzia con l'incremento del punteggio totale della scala di valutazione somministrata, BESTest, che è passato da un valore iniziale di 57/108 a un punteggio finale di 84/108.

### Conclusioni

Per il recupero del cammino fisiologico è necessaria la presenza di una biomeccanica corretta con l'allineamento e le lunghezze muscolari necessarie, e di un buon controllo neurofisiologico che vada ad integrare i differenti sistemi coinvolti. L'interazione di queste due componenti consente lo sviluppo e il mantenimento dell'equilibrio sia in stazione eretta statica che dinamica. Nello specifico l'equilibrio è composto da tre parti: controllo posturale, aggiustamenti posturali anticipatori e strategie protettive che durante il cammino si occupano di rispondere a perturbazioni attese o a variazioni dello schema motorio precedentemente creato. I risultati ottenuti da questo case report ci suggeriscono che l'integrazione fra le componenti neurofisiologiche e biomeccaniche sia necessaria per l'attivazione di un *pattern* del cammino frazionato uscendo da strategie massive e globali della deambulazione. Questa integrazione porterà a un incremento del *balance*, prerequisito fondamentale per una corretta, efficace e sicura deambulazione.

Parole chiave: biomeccanica, neurofisiologia, *network* locomotorio, *stroke*

## ABSTRACT

### Background

The scientific studies indicate the necessity of adequate biomechanics for a correct rehabilitation of the physiological locomotion. Some of the essential prerequisites are: a suitable base of support from a qualitative perspective and the right dimensions in terms of width, ankle flexibility and its complete range of motion, the ability to plantar and dorsal flexion of the ankle, plantar sensitivity. At the same time, the different neural circuits involved in walking must interact methodically in order to correctly allow neurophysiological control. Regarding locomotion specifically, the brain areas involved are: the cerebral cortex, the brain stem, the basal ganglia, the cerebellum and some areas of the spinal cord; it's needed the integrity of all the paths of all these networks and their cooperation according to a hierarchical organization for optimal control.

### Objective

The aim of the study is to evaluate how the interconnection between biomechanics and neurophysiological control of locomotion could implicate an improvement in the locomotor pattern with an increase in both components individually, in patient with SNC injury.

### Methods

The medical case analyzed is a male patient aged 44 with consequences of central nervous system injury in the aftermath of left thalamus-capsular hemorrhage with blood flooding of the ventricular system in a patient with CADASIL mutation. The rehabilitation procedure that was carried out consisted of 10 treatment sessions lasting about one hour, performed twice a week. The rehabilitation treatment was focused on the use of sensorimotor facilitations to research biomechanical alignment, the appropriate muscle lengths and sensory integration through stimulation on the receptors (articular, cutaneous, tendon, muscular, golgi tendon organs and neuromuscular spindles receptors). The sessions have been conducted in different and characteristics rehabilitation settings in relation to the aim analyzed for each session. The pieces of data were collected through the administration of a rating scale for balance and walking: Balance Evaluation Systems Test. Furthermore, an analysis was carried out through the qualitative observation of walking made through video recording and photographs.

## Results

The pieces of data obtained from the initial and final evaluation, performed at the beginning and at the end of the treatment cycle, demonstrated an improvement in stability at a global level which functionally translates into an improvement in walking. In fact, locomotion has improved in all its components, as demonstrated by the sections into which the evaluation scale used is divided: biomechanical constraints, stability limits, APA, postural responses, sensory orientation and stability in gait. The increase in stability permits a better fluidity in the walking rhythm and consequently also in reducing the risk of falling, evident in particular in changes of direction and speed. It also allows a better reaction to perturbations with an increased reaction capability both in forward, as regards the APA, and in feedback, at the level of postural reactions such as ankle and hip strategies and protective steps. Specifically, the improvement in walking is highlighted by the increase of the total score of the rating scale administered, BESTest, which changes from an initial value of 57/108 to a final score of 84/108.

## Conclusions

To recover the physiological gait, the presence of correct biomechanics with the necessary alignment and muscle lengths, and a good neurophysiological control that integrates the different systems involved is essential. The interaction of these two components allows the development and maintenance of balance both in static and dynamic standing. Specifically, balance is made up of three parts: postural control, anticipatory postural adjustments and protective strategies which, during walking, deal with responding to expected perturbations or variations in the previously created motor body scheme. The results obtained from this case report suggest that the interconnection between neurophysiology and biomechanical components is necessary for the activation of a fractional gait pattern keeping out massive and global walking strategies. This integration will lead to an increase in balance, a fundamental prerequisite for a correct, efficient and safe locomotion.

**Kew words:** biomechanics, neurophysiology, locomotor network, stroke

## INDICE

<b>CAPITOLO 1: COMPONENTI BIOMECCANICHE DEL CAMMINO.....</b>	<b>9</b>
1.1 Elementi di base del cammino fisiologico.....	9
1.2 Prerequisiti del cammino fisiologico.....	10
<b>CAPITOLO 2: NEUROFISIOLOGIA DEL CAMMINO .....</b>	<b>13</b>
2.1 Il controllo neurofisiologico della deambulazione.....	13
2.2 I pattern del cammino.....	15
2.3 Il controllo posturale come prerequisito della deambulazione .....	18
<b>CAPITOLO 3: INTER-CONNESSIONE TRA BIOMECCANICA E NEUROFISIOLOGIA NEL PATTERN DEL CAMMINO.....</b>	<b>22</b>
3.1 Il controllo del movimento: interconnessione fra biomeccanica e neurofisiologia.....	22
3.2 Il ruolo del balance.....	23
<b>CAPITOLO 4: MATERIALI E METODI .....</b>	<b>27</b>
4.1 Obiettivi dello studio .....	27
4.2 Popolazione dello studio.....	27
4.3 Protocollo clinico .....	27
4.4 Strumenti di valutazione.....	28
4.5 Outcome clinici .....	28
<u>Scala clinica</u> .....	29
<b>CAPITOLO 5: RISULTATI .....</b>	<b>36</b>
5.1 Case report.....	36

<u>Anamnesi familiare e socio- ambientale</u> .....	36
<u>Anamnesi patologica remota</u> .....	36
<u>Anamnesi patologica recente</u> .....	36
<u>Valutazione fisioterapica iniziale (06/08/2024)</u> .....	37
<b>5.2 Sessioni di trattamento</b> .....	38
<b>5.3 Risultati degli outcome clinici</b> .....	58
<u>Scala BESTest</u> .....	58
<u>Valutazione qualitativa del cammino</u> .....	60
<b>CAPITOLO 6: DISCUSSIONE</b> .....	63
<b>6.1 Analisi descrittiva e inferenziale dei dati degli outcome clinici</b> .....	63
<u>BESTest</u> .....	63
<b>6.2 Discussione</b> .....	67
<b>6.3 Limiti della tesi</b> .....	70
<b>CAPITOLO 7: CONCLUSIONI</b> .....	71
<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	74
<b>SITOGRAFIA</b> .....	79

# CAPITOLO 1: COMPONENTI BIOMECCANICHE DEL CAMMINO

## 1.1 Elementi di base del cammino fisiologico

La deambulazione si può definire come una sequenza ripetuta di passi che prosegue in automatico grazie all'alternanza tra i due emilati e ha come obiettivo il raggiungimento di un fine (1). Lo scopo primario del cammino è infatti l'avanzamento e costituisce il primo requisito fondamentale per una corretta efficacia della locomozione determinando la possibilità di propulsione grazie alla traslazione anteriore del corpo.

Nella locomozione fisiologica la cadenza del passo è di 112 *step* al minuto mentre la velocità che viene mantenuta normalmente è di circa 1.46 m/s, i movimenti pendolari a livello degli arti superiori sono presenti quando il cammino raggiunge una cadenza di almeno 70 passi al minuto (2). Un'altra componente di rilievo è l'efficienza energetica del cammino in quanto a velocità ideale il consumo energetico che si ha è normalmente basso grazie all'avvio dell'automatismo che ne permette il mantenimento poco dispendioso attraverso la ciclicità della locomozione.

Il ciclo del passo è composto per il 60% dalla fase di *stance*, con prevalenza dei muscoli estensori e dell'attività muscolare antigravitaria, mentre il restante 40% rappresenta la swing; queste due componenti possono essere divise a loro volta rispettivamente in 5 e 3 sottofasi.

La *stance* è composta da: contatto iniziale del tallone, risposta di contatto, *mid e terminal stance*, che rappresentano i momenti in *single-leg-stance*, e infine fase pre-oscillatoria. Per quanto riguarda la fase di *swing* la suddividiamo a partire dal momento di distacco del piede posteriore ed è formata da: oscillazione iniziale, intermedia e terminale che determina l'inizio della *stance* successiva sul controlaterale con l'appoggio del tallone.

Nella fase di *stance* sono di fondamentale importanza il momento di inizio del contatto e la conseguente accettazione del carico in quanto il loro scopo primario è quello di assorbire l'impatto; infatti, conseguentemente al contatto del tallone con il suolo, si crea tutta una risposta estensoria che permette l'attivazione della muscolatura antigravitaria stimolando una reazione in allungamento verso l'alto. Per permettere questo è di fondamentale importanza che il piede si trovi nel suo corretto allineamento e che siano presenti tutte le lunghezze necessarie a consentire un buon appoggio iniziale del tallone. Questo provoca conseguentemente l'avanzamento della tibia nelle successive fasi di *stance* iniziale e intermedia che, grazie alla modulazione in eccentrica dei muscoli pretibiali, regolano il graduale appoggio del piede al suolo. Durante la fase terminale della *stance*, in preparazione alla fase pre-oscillatoria, è necessario che si sviluppi una forza in accelerazione verso l'alto e in avanti che sarà fondamentale per la propulsione in modo da creare l'attivazione richiesta per l'avanzamento e

per ottenere la lunghezza sufficiente per il passo anteriore. Questo viene mediato per mezzo del tricipite surale che produce una forza di propulsione anteriore che viene sostenuta grazie alla presenza di un buon allineamento dell'avampiede e alla sua stabilità in modo da ottenere un buon sostegno del carico a livello del piede anteriormente.

Durante la fase di *swing* è invece richiesta un'ottimale attività di stabilizzazione sull'arto controlaterale in *stance* in modo da permettere il mantenimento dell'attività estensoria e la tenuta anche a livello del tronco durante tutto il momento di sostegno del carico in SLS; infatti la costruzione di una buona fase di *stance* permette il conseguente avanzamento dell'arto controlaterale effettuando un buon passo successivo efficace per la ciclicità della sequenza che si viene a creare.

## 1.2 Prerequisiti del cammino fisiologico

Per uno svolgimento ottimale della locomozione è necessario che siano presenti alcuni prerequisiti, in primo luogo si deve avere un buon allineamento del piede per permettere il corretto ingresso delle afferenze necessarie alla stimolazione dei circuiti neurali e a una corretta risposta efferente successiva al contatto del tallone che provoca l'adeguata risposta al carico. Secondariamente è indispensabile anche una buona mobilità di caviglia con un'escursione articolare adeguata a consentire l'esecuzione e lo sviluppo dei 4 *rocker* necessari alla deambulazione a livello della tibio-tarsica permettendone la massima espressione di movimento.

Nella fase di *stance* è infatti possibile individuare 4 *rocker* a livello dell'articolazione tibio-tarsica, questi quattro momenti dell'escursione articolare permettono il corretto processo per le varie sottofasi del passo in *stance*: il primo *rocker* si individua nel momento di contatto iniziale del tallone al suolo in cui sono necessari almeno 5-10° di dorsiflessione per un buon appoggio, il secondo si evidenzia con il graduale appoggio del piede nel momento di decelerazione in eccentrica dei muscoli pretibiali, il terzo è presente con il graduale avanzamento della tibia quando inizia lo spostamento del carico anteriormente sull'avampiede e il quarto è rappresentato durante la fase pre-oscillatoria quando l'attivazione del tricipite surale stimola le forze di propulsione e il piede raggiunge la plantiflessione in fase di massima estensione dell'arto a livello dell'anca.

Un altro dei prerequisiti fondamentali per un corretto *pattern* locomotorio è il raggiungimento della SLS grazie all'efficacia di un buon supporto monopodalico; per fare questo è importante la costruzione di una buona fase di *stance* con la corretta stimolazione di un'attività

antigravitaria estensoria consentendo stabilità in modo efficiente, deve esserci inoltre un buon controllo posturale a livello di tutto l'emilato in *stance* in modo da permettere la stabilità ottimale anche a livello del tronco consentendo l'avanzamento contemporaneo dell'arto controlaterale senza creare ulteriori destabilizzazioni. Durante la SLS è di primaria importanza la continua presenza di aggiustamenti posturali insieme alla partecipazione di strategie di caviglia che permettano il continuo mantenimento dell'equilibrio (3), questo rappresenta un compito molto difficile da raggiungere in quanto si tratta di un momento in cui il centro di massa deve essere mantenuto all'interno di una base di supporto molto piccola in quanto l'unico punto di contatto con il terreno è rappresentato dalla pianta del piede in *stance*.

Durante questa attività è molto importante considerare entrambi i lati dal momento che svolgono due richieste differenti richiamando però attività in modo bilaterale: sul lato in SLS si crea un'attività estensoria generale che parte dal piede e coinvolge tutto il tronco arrivando fino al collo e stimolando l'attività muscolare necessaria a sostenere l'allineamento biomeccanico in modo preciso, allo stesso modo si tratta di un'attività dinamica per la continua ricerca di equilibrio all'interno di una base di appoggio molto piccola; dal lato opposto è presente allo stesso modo un elevato controllo posturale in modo da richiamare maggior stabilità prossimale sulla pelvi e permettere il movimento di avanzamento della gamba. Con lo scopo di raggiungere un'attività bilaterale efficiente è molto importante anche l'integrità dell'innervazione reciproca a livello del quadricipite e degli *harmstring* per permettere la modulazione della muscolatura in modo ottimale per l'avanzamento dell'arto.

Un'altra componente che occorre per una buona SLS è rappresentata da un buon allineamento biomeccanico del piede e dalla presenza dei 4 *rocker* nella loro escursione completa, prima di tutto è importante che il retropiede sia stabile in modo da consentire un adeguato contatto del tallone e i movimenti di caviglia in modo selettivo (4). Il piede ha infatti una funzione fondamentale in quanto supporta il peso del corpo e permette il movimento in dinamica durante lo sviluppo del passo, per questo motivo oltre alla stabilità deve essere presente anche la mobilità adeguata del piede in tutte le componenti che lo costituiscono.

Di primaria importanza è anche la ricerca di simmetria e stabilità per far sviluppare una buona coordinazione bilaterale come viene richiesto per esempio durante la SLS, inoltre muscoli prossimali come i glutei influenzano, oltre all'attività estensoria del tronco e dell'arto ipsilaterale, anche l'attività controlaterale grazie alla loro azione stabilizzante a livello della pelvi (5).

Infine è importante considerare anche una buona attivazione muscolare a livello del *timing* e dell'efficacia di contrazione in modo da stimolare l'attività estensoria globalmente in tutto il

lato da attivare permettendo di opporsi alla forza di gravità e creando un controllo posturale ottimale (5).

Allo stesso modo deve essere presente la piena integrità delle vie afferenziali nel piede in quanto a questo livello vengono raccolti tutti gli *input* periferici che controllano e adattano i *pattern* di attivazione sostenendo le attività del piede e della gamba in base alle fasi in cui si trovano nel ciclo del passo, la presenza di una buona informazione sostiene allo stesso tempo un miglior allineamento del piede insieme al corretto *timing* di attivazione (4).

Il principale muscolo posturale del piede è rappresentato dall'abduktore del V dito che risponde in modo molto efficace alla stimolazione, costituisce una componente fondamentale anche per il controllo del movimento e fornisce un margine laterale nel momento di contatto con il suolo durante l'inizio della deambulazione in fase di *stance*; per questo motivo costituisce una componente critica per i movimenti di dorsiflessione ed eversione. Allo stesso tempo è necessaria una completa lunghezza posteriore a livello degli antagonisti in modo da poter permettere la massima espressione della dorsiflessione del piede in *stance*, contrariamente un accorciamento del soleo influenza in modo significativamente negativo la riduzione del movimento del piede; in questo modo si crea una catena di componenti che vanno a influenzarsi reciprocamente dal momento che è necessario che l'avampiede sia stabile per permettere l'efficacia del tricipite ma allo stesso tempo la stabilità del retropiede va ad influenzare l'attività dei dorsiflessori.

## CAPITOLO 2: NEUROFISIOLOGIA DEL CAMMINO

### 2.1 Il controllo neurofisiologico della deambulazione

Il controllo neurofisiologico della deambulazione rappresenta una parte fondamentale e complessa in quanto permette di connettere le varie componenti che controllano il cammino attraverso l'interazione tra i differenti sistemi di controllo posturale e motorio su diversi livelli (6).

Questo permette l'unicità della locomozione umana che si è trasformata portando l'uomo alla verticalizzazione grazie all'evoluzione di meccanismi neuronali specifici integrati a sottosistemi neuronali di controllo (6); infatti sono di fondamentale importanza per la deambulazione il controllo del tronco e la verticalità insieme al mantenimento del COM.

Per un buon controllo da parte di tutti i sistemi in modo coordinato devono essere presenti dei requisiti essenziali a livello di progressione, di stabilità e di adattamento (2); è infatti necessaria l'abilità di inizio del cammino e il suo mantenimento grazie alla presenza di *pattern* locomotori che permettano l'automatismo. Allo stesso modo, grazie al controllo posturale, il corpo deve sempre essere mantenuto in attività per contrastare la gravità e le perturbazioni continue; infine è necessario un buon adattamento dello schema motorio in ogni momento per adeguarsi a tutte le variazioni che vengono incontrate, alle richieste ambientali e agli obiettivi ricercati nel corso della progressione (7).

La locomozione viene definita come un'azione orientata ad uno scopo e per questo motivo viene avviata da processi volitivi o emozionali, l'ideazione avviene infatti a livello corticale dove viene prodotto l'impulso per lo *start* e conseguentemente anche l'ideazione dei primi passi che risultano più strutturati a causa della loro progettazione da parte della corteccia motoria.

Il processo viene continuato attraverso l'avviamento di un automatismo e accompagnato da continui aggiustamenti posturali, contemporaneamente si sviluppano anche altri processi automatici a livello del movimento ritmico degli arti superiori che iniziano a partecipare con il pendolarismo alternato (8).

Per svolgere un controllo adeguato, considerandone la complicatezza, è quindi indispensabile la partecipazione di tutti i vari sistemi in modo coordinato per permettere un controllo che consideri tutte le componenti necessarie che devono quindi essere controllate nella loro sequenza di partecipazione su più livelli.

L'avviamento del processo avviene a livello corticale e viene attivato dalla volontà di raggiungere un obiettivo, l'ideazione dell'inizio della locomozione va ad attivare

conseguentemente i gangli della base che, in condizioni di riposo, inibiscono la via che li mette in collegamento con il tronco dell'encefalo il quale si occupa del controllo dei sistemi posturali. Per avviare la locomozione è infatti necessario un incremento dell'attività posturale in modo da permettere la stabilità necessaria al cammino, per questo motivo dall'ideazione corticale si va a stimolare la via dopaminergica a livello dei gangli della base in modo da interrompere l'inibizione di base presente in condizioni normali a livello del tronco encefalico e permettendone l'attivazione della via che li collega andando ad incrementare il controllo posturale necessario per l'avvio del cammino. Allo stesso modo avviene l'attivazione per mezzo di stimoli mediati dalle emozioni, questo processo è però più rapido in quanto il sistema limbico va ad agire direttamente sul tronco dell'encefalo attivandolo per incrementare i sistemi posturali.

Insieme all'incremento dell'attività posturale vengono attivati dei nuclei di *relais*, quali il nucleo gigantocellulare, che vanno a sostenere l'automatismo tramite l'attivazione dei centri generatori del cammino che si trovano a livello spinale e si occupano della continua alternanza di flessione ed estensione negli AAIII permettendo la conseguente alternanza delle due fasi del passo.

Un'ultima componente fondamentale per la modulazione della deambulazione è il cervelletto, ad esso giungono informazioni provenienti dalla periferia attraverso le afferenze raccolte dagli OTG e dai fusi neuromuscolari che vanno a comunicare il continuo stato di contrazione dei vari muscoli coinvolti; queste informazioni giungono difatti al cervelletto comunicandogli lo stato in cui si trovano gli arti a livello dello schema motorio e permettono di elaborare eventuali variazioni necessarie, contemporaneamente il cervelletto riceve anche informazioni a *feedforward* provenienti dal tratto olivocerebellare. Il cervelletto può infatti reagire andando a modificare l'attività posturale attraverso aggiustamenti posturali in risposta a perturbazioni oppure può inviare informazioni alla corteccia sulle variazioni che avvengono a livello periferico in modo da modificare il progetto motorio e rispondere adeguatamente alle modifiche che sono avvenute.

Questa organizzazione può essere schematizzata in un controllo tripartito che semplifica i vari sistemi coinvolti: la componente sovraspinale si occupa dell'avvio alla deambulazione, i CPG che si trovano nel tratto midollare vanno a stimolare l'automatismo e il *feedback* sensitivo di rimando dalla periferia degli arti in movimento consente la modulazione e il continuo aggiornamento dello schema motorio da parte del cervelletto che riceve le informazioni; il *feedback* sensoriale che viene continuamente integrato con lo schema motorio permette il conseguente adattamento dell'automatismo da parte dei CPG (9).

I CPG a livello midollare sono generatori centrali del *pattern* locomotorio, la loro esistenza nell'uomo è definita indirettamente da esperimenti su animali, possono essere definiti come un *pool* neuronale localizzato in grado di generare i *pattern* che compongono il cammino andando a stimolare l'automatismo dell'attivazione muscolare; i CPG sono in grado di stabilire il ritmo della locomozione grazie a un modello sensibile che risponde alla variazione delle richieste ambientali e ai continui cambiamenti (10). Si tratta di *network* innati che controllano tutti i movimenti ritmici del corpo oltre al cammino, ma si adattano alle esperienze e vengono ridefiniti nel corso dell'apprendimento motorio (11), ogni arto è controllato da un *pattern* dedicato che determina l'attivazione muscolare ritmica e alternata permettendo la coordinazione tra le due gambe e l'alternanza tra motoneuroni flessori ed estensori (12) (13).

## 2.2 I *pattern* del cammino

Per la creazione del cammino in tutte le fasi che lo compongono sono presenti *pattern* differenti di attivazione. Questi permettono una coordinazione tra i vari muscoli riducendone i gradi di libertà e conseguentemente la complessità permettendo la ciclicità necessaria all'automatismo; l'attivazione muscolare viene guidata dalle afferenze in ingresso che permettono di creare segnali a *feedback* e a *feedforward* necessari alla continua informazione sullo stato degli arti (14).

Sono individuabili 4 *pattern* principali: il primo coinvolge gli estensori di caviglia e di ginocchio e permette l'inizio della *stance* grazie a una buona accettazione del carico successivamente all'adeguato contatto del tallone, il secondo attiva i flessori plantari della caviglia contribuendo alla propulsione del corpo per supportarne l'avanzamento, al terzo *pattern* corrispondono invece i dorsiflessori della caviglia e i flessori di anca che contribuiscono all'inizio della fase di *swing*, infine il quarto coinvolge tutti i flessori di ginocchio e si occupa della decelerazione della gamba durante la fase finale dello *swing* in preparazione al successivo contatto del tallone. Le fasi prevalentemente estensorie e flessorie rappresentano i *pattern* innati e sono individuabili anche nel bambino attraverso la marcia automatica (15), per quanto riguarda invece il primo e il terzo *pattern* richiedono uno sviluppo più elevato per il maggior coinvolgimento del controllo posturale con una richiesta maggiore di stabilità.

La generazione del ritmo di base avviene grazie all'alternanza dei *pattern* di attivazione in flessione ed estensione, è importante che questo *network* sia costante per il mantenimento del ritmo necessario al cammino ma allo stesso tempo deve essere presente la possibilità di adattarlo alle condizioni in cui ci si trova. La formazione di questo ritmo di base è permessa dalla

presenza di due interneuroni, uno va ad attivare la muscolatura flessoria mentre l'altro si occupa degli estensori generando una sequenza alternata dato che è impossibile la loro coesistenza a causa dell'impossibilità di attivazione degli stessi in modo contemporaneo. Il *timing* di attivazione viene invece stabilito grazie alle informazioni di rimando dalla periferia che generano un *feedback* in grado di modulare il ritmo in base alle condizioni degli arti (16).

Nei CPG si denota una prevalenza della parte estensoria su quella flessoria in quanto anche a livello biomeccanico la fase di *stance* costituisce la maggioranza del ciclo del passo, si tratta infatti di una fase maggiormente posturale che è dominante per la sua rappresentazione e conseguentemente acquisisce la sua maggior importanza anche a livello funzionale.

L'attivazione dei CPG inizia a livello soprasspinale da cui vengono inviati segnali discendenti ai *network* spinali a livello midollare lombare che vanno a sostenere la generazione del ritmo e l'alternanza dei pattern di attivazione estensoria e flessoria; l'inizio della *stance* viene stimolato dai propriocettori dell'anca che rappresentano uno *starter* per il cammino andando ad attivare il corrispettivo *pattern* estensorio a partire dal momento di iniziale contatto del tallone con il suolo (17). Grazie al sostegno dell'interneurone estensorio che modula la contrazione di tutti i muscoli necessari alla fase di *stance* viene sostenuta l'attività di tutta la gamba fino al momento in cui le afferenze periferiche mandano il segnale per il *timing* di attivazione del *pattern* flessorio necessario alla *swing* in modo da sostenere l'alternanza delle due componenti che sono alla base dell'automatismo.

La *swing* viene infatti stimolata quando la gamba si trova nella fase anticipatoria nel momento in cui viene sviluppata tutta la forza di propulsione necessaria al cambiamento, quando la gamba si trova in preparazione alla propulsione *pre-swing* i fusi a livello dell'anca raggiungono il loro massimo stiramento e contemporaneamente gli OTG captano la massima espressione del tricipite surale che crea l'accelerazione per la propulsione, tutto questo determina l'attivazione del *network* flessorio necessario alla fase di *swing* inibendo invece quello estensorio che era giunto al suo termine. Per quanto riguarda invece l'interruzione del passo, essa viene ugualmente mediata dai propriocettori dell'anca che ricevono la volontà di fermarsi e non ricevendo più stimoli estensori vanno ad inibire conseguentemente anche la *stance* interrompendo il ciclo del passo e quindi anche la locomozione (8).

Grazie a tutto ciò si può notare quanto siano di fondamentale importanza le afferenze sensoriali provenienti dal piede e dall'anca, grazie ad esse infatti viene sostenuta l'attività dei CPG e si ricevono continue informazioni di rimando dalla periferia riguardanti il posizionamento degli arti in modo da permettere il corretto *timing* di attivazione dei due *pattern* generatori del ritmo di base per un cammino in modo alternato.

Per fare questo è ulteriormente di fondamentale importanza anche il cervelletto, presenta infatti un ruolo centrale nel controllo della locomozione permettendone il continuo adattamento alle condizioni ambientali e rappresenta il collegamento tra le informazioni provenienti dalla periferia e le strutture centrali; permette inoltre la comparazione tra i due arti per mezzo della comunicazione intramidollare che avviene a livello degli interneuroni commissurali (18). Al cervelletto giungono informazioni provenienti dalla periferia attraverso la via spinocerebellare dorsale e dagli interneuroni dei CPG attraverso la via spinocerebellare ventrale, il ruolo del cervelletto è quello di confrontare le informazioni provenienti dalle due vie e correggere eventuali errori o apportare le modifiche necessarie trasmettendole al tronco dell'encefalo che, in comunicazione con la corteccia motoria, andrà a cambiare il programma motorio ideato precedentemente in relazione alle nuove necessità.

Grazie all'elaborazione e al confronto di tutte queste afferenze il cervelletto ricopre numerosi compiti fondamentali: si occupa di aggiustare continuamente il ritmo del *pattern* e ne controlla la velocità (19), coordina il *timing* tra gli arti controllando anche il pendolarismo delle braccia (20), modifica il segnale di *output* adattandolo alle nuove esigenze di ogni ciclo del passo e aggiusta il *pattern* in presenza di ostacoli o eventi inaspettati che deviano il cammino discostandolo dal suo disegno motorio iniziale (21).

Un'altra componente coinvolta nel cammino e che si sviluppa grazie alla presenza dei CPG è rappresentata dall'oscillazione degli AASS, si tratta anche in questo caso di un movimento automatico alternato tra i due lati che si sviluppa in modo contrapposto a quello delle gambe permettendo di ridurre il consumo energetico durante la deambulazione e allo stesso tempo aumentando la stabilità laterale grazie al recupero del *balance* dopo perturbazioni (22). L'oscillazione delle braccia permetterebbe infatti di ridurre il lavoro degli AAI contrastando la forza di gravità e stimolando maggiormente l'attività antigravitaria attraverso il sistema estensorio grazie alla formazione di un'attività del tronco in rotazione e controrotazione che supporta l'attività posturale.

Si tratta prevalentemente di una componente oscillatoria passiva che in associazione a un'attività muscolare durante il cammino ne aumenta l'ampiezza influenzando anche le fasi del passo, è necessario arrivare a ottenere la componente passiva per stimolare conseguentemente l'automatismo degli arti inferiori in quanto altrimenti le braccia possono essere richiamate per una risposta antigravitaria andando a creare una reazione associata (23).

In questo modo si può individuare un accoppiamento tra arti inferiori e superiori, si denota infatti una connessione tra i CPG a livello lombare e quelli cervicali; questa connessione è individuabile attraverso la stimolazione del piede e della mano, in particolar modo se questa

avviene contemporaneamente si ottiene un'efficacia maggiore ricavando conseguentemente anche l'efficacia del *light touch* a livello delle mani come strumento guida per incrementare l'orientamento posturale (24).

### **2.3 Il controllo posturale come prerequisito della deambulazione**

Una componente fondamentale per il controllo posturale è formata dall'attività del tronco encefalico che controlla le vie discendenti dirette ai vari sistemi posturali coinvolti negli aggiustamenti posturali; il tronco encefalico si occupa infatti di coordinare l'attività a livello del sistema vestibolare, corticoreticolospinale e tettospinale che agiscono insieme su più livelli attraverso la stimolazione antigravitaria degli estensori. Il sistema vestibolare è coinvolto nella stabilizzazione della testa nello spazio permettendo il mantenimento della stazione eretta mentre il sistema tettospinale agisce a livello prossimale sul collo e gli arti superiori ricevendo segnali di *input* e permettendo l'elaborazione necessaria ai movimenti di *reaching* (25) (26). Per quanto riguarda invece il sistema corticoreticolospinale è presente un'organizzazione più complessa a causa del suo coinvolgimento in attività bilaterali, per questo motivo il suo scopo è quello di sostenere l'attività vestibolare andando a rinforzare la muscolatura estensoria a livello assiale; allo stesso tempo si occupa anche di avviare il cammino attraverso la stimolazione dei CPG (26). La via reticolospinale si attiva per mezzo di due sistemi regolatori a livello del tono e dell'attività dei CPG: la via pontina svolge un'attività eccitatoria sugli alfa-motoneuroni stimolando l'estensione tonica a basso livello per un tempo prolungato e si occupa anche della generazione del ritmo, la via bulbare invece agisce a livello modulatorio controllando gli alfa-motoneuroni a livello eccitatorio per incrementare maggiormente l'attività posturale oppure anche a livello inibitorio. È necessario un bilanciamento ottimale fra questi due sistemi per produrre un equilibrio adeguato tra l'attività tonica posturale e la corretta attivazione dei CPG (8).

Perché venga generato un corretto *pattern* di attivazione per una locomozione funzionale è necessario che siano presenti alcune componenti fondamentali: un piede mobile e sensibile che permetta l'ingresso delle afferenze corrette e un posizionamento adeguato per l'efficienza del suo funzionamento, arti inferiori lunghi e forti in grado di sostenere le reazioni in estensione grazie anche alla presenza delle corrette lunghezze, strategie di caviglia per i continui adattamenti del *pattern*, velocità e ritmo adeguato (4). Inoltre è importante considerare la valutazione del *sit to stand*, infatti questo test è un importante fattore prognostico per un buon cammino e stabilisce la possibile attivazione dell'automatismo.

L'organizzazione del primo passo e la necessità dell'avviamento corticale attraverso i processi volitivi ne determina una maggior difficoltà rispetto al proseguimento degli altri passi grazie all'automatismo. Il primo passo richiede infatti un importante incremento del controllo posturale andando a stimolare i sistemi estensori della gamba che inizia la *stance* e deve mantenere il carico monopodalico per prima; questo è ancora più difficile perché è necessario superare l'inerzia della stazione eretta in statica e per questo è richiesta un'importante forza muscolare. Inoltre, insieme allo *starter* a livello corticale, è necessaria anche la preparazione di tutti i sistemi posturali e l'attivazione di tutto il sistema di controllo anticipatorio in risposta alle perturbazioni attese dall'inizio della locomozione; questo permette infatti di spostare il centro di posizione in avanti anticipatamente rispetto al distacco effettivo del tallone che avviene in seguito preparando la gamba alla fase di *swing* (28).

Per svolgere tutto questo nella sua complessità di insieme è quindi necessaria l'integrazione di numerose informazioni sensoriali provenienti dalla periferia, dal sistema vestibolare, dal sistema visivo e integrarle insieme alla coordinazione dello schema motorio da proporre. Il primo passo viene quindi iniziato grazie all'azione dell'attività antigravitaria con necessaria attivazione simmetrica per una stabilizzazione bilaterale ottimale, si tratta di un periodo molto complesso in quanto transizione dalla statica alla stazione eretta dinamica e viene influenzato ulteriormente dalla preferenza di uso di uno dei due arti da far partire. Questa componente del cammino viene spesso considerata in quanto permette di identificare eventuali deficit sensoriali, in quanto fondamentali per le informazioni afferenti sulla condizione degli arti (29).

L'inizio del cammino può essere diviso in una fase posturale di aggiustamenti posturali anticipatori e una fase di esecuzione; la fase posturale è caratterizzata dallo spostamento anteriore del centro di massa sul piede in carico insieme allo spostamento posteriore del centro di posizione a livello del piede in avanzamento, questo viene sostenuto anche da un sistema che accompagna l'attivazione del tibiale anteriore per permettere l'iniziale contatto del tallone. La fase di esecuzione è invece focalizzata sulla propulsione del corpo che viene causata dallo spostamento del centro di massa sul piede in carico, a livello dell'avampiede, in modo da sostenere la direzione dello spostamento e aumentare gradualmente la velocità per far partire l'automatismo.

Per quanto riguarda l'attivazione dei sistemi posturali sono di fondamentale importanza gli APA in quanto attraverso l'attivazione delle catene muscolari permettono di superare l'inerzia della stazione eretta statica grazie allo spostamento del centro di massa in avanti permettendo l'avanzamento dell'arto; questo consente i trasferimenti di carico sostenendo una stabilità necessaria a minimizzare la tendenza del corpo alla caduta laterale nel momento di *swing* a

partire dal distacco del piede (30). La possibilità di modulazione degli APA è fortemente influenzata dalla qualità dell'*input* sensoriale in ingresso che conseguentemente va ad influenzare le efferenze, si può notare come la propulsione della gamba risulta ritardata quando gli aggiustamenti posturali sono limitati a livello meccanico; conseguentemente i deficit a livello posturale influiscono negativamente sulla qualità del primo passo.

Il controllo del primo passo viene mediato attraverso diversi sistemi, per prima cosa è necessaria la costruzione dell'estensione fondamentale per la *stance* sul controlaterale in modo da riuscire a stimolare conseguentemente la flessione dell'arto in avanzamento; questo viene permesso attraverso il nucleo reticolare pontino che si occupa dell'attivazione degli estensori ipsilaterali permettendo un aumento dell'eccitazione degli estensori in risposta allo spostamento iniziale e fornendo l'informazione di avvio per l'attività dei CPG. Successivamente l'attività estensoria viene sostenuta dal sistema vestibolare in modo da implementare maggiormente la componente di *balance* in preparazione al carico monopodalico, contemporaneamente avviene la preparazione della *swing* con l'inibizione ricorrente dei motoneuroni in modo da stimolare l'attività estensoria a livello controlaterale e per fornire la stabilità necessaria all'avanzamento dell'arto in preparazione e inibendoli successivamente per permettere una flessione selettiva. Il movimento della gamba viene invece guidato attraverso il tratto corticospinale che si occupa anche del corretto posizionamento del piede a fine *swing* in modo da stimolare nuovamente la risposta estensoria in modo ottimale.

Il primo passo rappresenta uno dei problemi principali nel paziente neurologico, in primo luogo a causa dell'assenza di allineamento che va ad influire negativamente sul reclutamento distale andando a perdere la possibilità di frazionamento del movimento; in secondo luogo, è molto importante considerare anche tutti i problemi nel controllo posturale. Risulta infatti difficile il mantenimento della stazione eretta statica contro gravità e conseguentemente la perdita di stabilità non supporta il sostegno della gamba che oscilla, a sua volta quest'ultima avanza attraverso l'attivazione eccessiva dei flessori di anca impossibilitando la costruzione dell'estensione prevalente nel ciclo del passo. Infine è molto difficile il superamento dell'inerzia anche a causa della difficoltà del mantenimento del carico su un singolo arto, questo problema viene riscontrato bilateralmente anche sulla gamba non paretica (31).

Tra i problemi che si riscontrano nel paziente con *stroke* si evidenziano primariamente la difficoltà nel reclutamento della muscolatura antigravitaria e il conseguente utilizzo dell'arto superiore come stabilizzatore per compensare la mancanza di attività posturale (2) (32), a livello del cammino viene perso l'automatismo locomotorio che dipende maggiormente da un controllo corticale e viene utilizzata la guida visiva per controllare il movimento in quanto

anche i canali propriocettivi presentano deficit e la percezione risulta alterata (33). L'attività posturale è limitata anche a causa dell'eccessiva attivazione dei flessori di anca che vanno ad inibire gli addominali profondi e conseguentemente gli estensori d'anca.

Il *pattern* locomotorio dei pazienti risulta quindi composto da tre elementi comuni: è presente una ridotta attivazione a livello dei muscoli plantiflessori e dorsiflessori di caviglia e negli ischiocrurali; tutto questo provoca asimmetria nel passo contribuendo primariamente anche alla riduzione di velocità, portando conseguentemente a incrementare la flessione di anca e l'iperestensione di ginocchio (34). L'assenza di dorsiflessori causa la caduta del piede con necessità di circonduzione dell'anca andando a produrre la falciata tipica del paziente con ictus. L'attività dei plantiflessori è fondamentale in quanto si può notare che un incremento del loro reclutamento migliora la flessione di ginocchio durante la *swing* andando ad incrementare anche la velocità grazie alla regolazione del numero di passi al minuto (35).

L'obiettivo finale da raggiungere è la possibilità di compiere il *dual task*, questo determina la capacità di svolgere un secondo compito durante la locomozione e rappresenta il risultato ideale in quanto determina l'utilizzo dei circuiti corretti e l'attivazione dell'automatismo senza la necessità di presenza di pensiero corticale. Il tratto corticospinale è molto coinvolto in questa organizzazione in quanto oltre a permettere lo svolgimento di compiti duali è anche determinante per l'inizio e lo stop del cammino, inoltre si occupa di adattare lo schema motorio alle esigenze ambientali in continua variazione permettendo anche il corretto posizionamento del piede.

## **CAPITOLO 3: INTER-CONNESSIONE TRA BIOMECCANICA E NEUROFISIOLOGIA NEL PATTERN DEL CAMMINO**

### **3.1 Il controllo del movimento: interconnessione fra biomeccanica e neurofisiologia**

La corretta esecuzione del *pattern* locomotorio dipende da numerose componenti che possono influenzarlo, ma anche dall'equilibrio che risulta fondamentale in qualsiasi fase del passo e in presenza di diverse condizioni ambientali.

Per svolgere un compito motorio in maniera adeguata risultano essenziali:

- Allineamento biomeccanico, indispensabile per la corretta sequenza di reclutamento e per l'attivazione selettiva dei vari muscoli
- Arco di movimento completo per permettere la massima escursione necessaria in tutte le articolazioni coinvolte
- Sviluppo di coppie di forze e contrazione secondo l'innervazione reciproca tra agonista e antagonista (31).

Una componente fondamentale risulta essere l'equilibrio in quanto per svolgere qualsiasi attività della nostra quotidianità è necessario il controllo posturale e allo stesso tempo anche il controllo nel movimento. Per il mantenimento dell'equilibrio il corpo è sottoposto a coppie di forze: da un lato i movimenti volontari generano perturbazioni nell'equilibrio della persona e producono la forza necessaria al movimento dei segmenti coinvolti, dall'altro sono presenti forze stabilizzanti a livello dei segmenti posturali in modo da permettere il mantenimento dell'equilibrio (36).

L'equilibrio può essere definito come insieme di: controllo posturale, aggiustamenti posturali anticipatori e strategie protettive. Viene stabilito attraverso il rapporto con la forza di gravità e in relazione all'ambiente in base alla distribuzione della verticale del centro di massa sulla base di sostegno. Per determinare l'equilibrio in tutte le azioni che comportano movimento è necessario che sia presente un buon rapporto fra i segmenti corporei in modo da creare la stabilizzazione di alcuni per permettere il movimento degli altri e allo stesso tempo deve anche essere garantita una buona coordinazione di tutte le componenti coinvolte secondo il reclutamento in modelli di movimento (31).

È inoltre indispensabile l'interazione sensitivo-motoria e percettiva permettendo l'attività rispetto alla forza di gravità e alla BOS; viene richiesta un'attività neuromuscolare graduata e coordinata a livello integrale di tutto il corpo. Infatti l'equilibrio può essere descritto come la capacità di mantenere, raggiungere o ripristinare il centro di massa entro i limiti di stabilità (37).

Nei pazienti con patologie neurologiche la capacità di mantenimento dell'equilibrio è ridotta, soprattutto per quanto riguarda il suo adattamento in base al contesto, e questo provoca un maggior rischio di caduta; i disturbi dell'equilibrio in questi casi sono spesso associati a compromissioni degli aspetti motori, sensoriali o integrativi del controllo del movimento (38). Il controllo dell'equilibrio viene stabilito per mezzo dell'organizzazione in “gradi di libertà” per coordinare i vari elementi durante il movimento (39). Questa strategia di controllo del SNC permette di semplificare il controllo dei diversi gradi di libertà raggruppando le variabili differenti in relazione agli stimoli efferenti e consentendo flessibilità nell'esecuzione del compito. Questo consente di semplificare il controllo motorio grazie all'attivazione in sinergie muscolari che rappresentano un meccanismo nervoso per coordinare il movimento pluriarticolare in modo ripetibile (40) (41). Le sinergie vengono definite come “una serie di muscoli reclutati da un unico segnale di comando neurale” (42).

### 3.2 Il ruolo del balance

Dal punto di vista del controllo posturale l'equilibrio viene stabilito grazie alla stabilizzazione del corpo nei movimenti automatici e anche come reazione alle perturbazioni dall'esterno consentendo di coordinare la postura in relazione con il movimento (43). Il sistema di controllo posturale comprende le componenti muscolo-scheletriche e quelle sensitivo-motorie che, per determinare il mantenimento dell'equilibrio in modo ottimale, devono essere integre nella loro completezza d'insieme; è quindi necessaria un'interazione efficiente tra il sistema sensoriale, percettivo, cognitivo e motorio. Perché il movimento volontario sia efficiente è necessario avere un sistema di controllo posturale ottimale in quanto la postura rappresenta la base per far sviluppare in maniera adeguata il movimento (44). I movimenti funzionali all'esecuzione di un compito con il raggiungimento di un obiettivo sono infatti fortemente dipendenti dai sistemi di controllo posturale, quest'ultimo deve infatti generare un'efficiente contro-perturbazione per il mantenimento del sistema in equilibrio in risposta alla perturbazione generata dall'avviamento del movimento volontario (45). La presenza di una “capacità posturo-cinetica” che sviluppa una contro-perturbazione in risposta ai movimenti volontari evidenzia la necessità, da parte dei sistemi di controllo posturale, di sviluppare aggiustamenti posturali in risposta alle perturbazioni interne ed esterne attese. Con questo scopo sono presenti sistemi anticipatori a *feedforward* e sistemi retroattivi a *feedback* che sviluppano le correzioni da effettuare in risposta alle perturbazioni.

Perché la capacità posturo-cinetica sia efficace è importante che sia presente una mobilità articolare posturale ottimale; infatti tutti i fattori che possono vincolare la mobilità modificano conseguentemente anche la possibilità di eseguire il movimento volontario (31).

Per quanto riguarda il sistema posturale di controllo a *feedforward* sono presenti gli APA, aggiustamenti posturali anticipatori, che sono attivi già da prima dell'inizio del movimento e provocano l'attivazione dei muscoli coinvolti nel mantenimento del controllo posturale. Gli APA rappresentano una pre-coordinazione tra il sistema sensitivo e motorio in previsione di richieste posturali basate sull'esperienza e sull'apprendimento (2). Questo sistema di controllo permette il mantenimento dell'equilibrio quando la stabilità è prevedibile e in questi casi il SNC è in grado di programmare un allineamento posturale in modo anticipato; il SNC è in grado di apprendere questi programmi motori attraverso l'esperienza e da questa riesce a prevedere l'effetto di perturbazioni attese (46). Gli aggiustamenti posturali anticipatori possono essere suddivisi a loro volta in pAPA, preparatori, che precedono il movimento e aAPA, accompagnatori, che invece si verificano durante l'esecuzione del movimento (47); entrambi sono ugualmente considerati meccanismi a *feedforward* in quanto generati prima che la trasmissione di uno stimolo a *feedback* possa influenzarli (48). I pAPA e gli aAPA non devono essere considerati come un'unica risposta organizzata con una tempistica variabile, ma sono due aspetti distinti della risposta posturale (49); lo scopo dei primi è quello di garantire le condizioni meccaniche ottimali per un'azione pianificata mentre i secondi producono una risposta posturale in accompagnamento al movimento generando forze in opposizione alle perturbazioni associate.

Gli adattamenti posturali retroattivi sono invece strategie protettive che si sviluppano in risposta ad effettive perturbazioni. Sono provocate dall'attivazione coordinata dei muscoli stabilizzatori attraverso le sinergie muscolari, queste determinano delle effettive strategie non paragonabili ai riflessi a *feedback* nonostante siano avviate da un sistema di ritorno sensoriale (50). La scelta di ogni strategia protettiva da parte del SNC determina conseguentemente l'attivazione di differenti schemi motori in modo da fornire stabilità posturale nella direzione più appropriata in relazione con la perturbazione ricevuta. Le varie tipologie di reazioni possono essere suddivise in tre categorie: strategie di caviglia, strategie di anca o passi di protezione; la strategia di caviglia si oppone ad oscillazioni in stazione eretta ed è caratterizzata da un'attivazione disto-proximale, le strategie d'anca invece attivano inizialmente la muscolatura più in prossimità del tronco seguendo una sequenza di reclutamento prossimo-distale (51). Per quanto riguarda i passi di protezione invece possono essere associati anche al movimento degli AASS, si tratta di movimenti molto più rapidi rispetto a quelli derivanti dalla contrazione

volontaria e per questo efficaci nella decelerazione del movimento del COM che viene indotto da perturbazioni improvvise. Il posizionamento del piede è influenzato anch'esso dall'esperienza e viene effettuato nel senso di direzione in cui è più probabile recuperare l'equilibrio. La scelta della strategia più appropriata al contesto dipende da un'ottimale integrazione di processi sensitivo-motori complessi e allo stesso tempo è necessaria un'accurata conoscenza dello schema corporeo, cioè la configurazione del proprio corpo nella sua interezza in relazione allo spazio in cui è collocato (52).

Alla coordinazione tra equilibrio e movimento contribuiscono numerose reti neurali del SNC: la corteccia cerebrale, i gangli della base, il cervelletto, il tronco encefalico e alcune aree del midollo spinale (53). Dal punto di vista della corteccia è presente un'influenza sulle risposte posturali sia direttamente che tramite la comunicazione con i circuiti diretti al tronco encefalico; fornisce informazioni su velocità e flessibilità della risposta in base alla specificità del compito in cui è coinvolto. La corteccia viene considerata fondamentale per gli APA in quanto l'area motoria supplementare viene ritenuta responsabile nella loro generazione; inoltre si può notare come la riduzione di funzioni esecutive quali l'attenzione, l'orientamento e la memoria vadano ad interferire con l'equilibrio (54). I gangli della base rappresentano invece una via di comunicazione tra la corteccia e il tronco encefalico, permettono di rendere automatica la scelta e implementano le risposte posturali in modo contesto-dipendente consentendo di adattare le strategie in relazione con le necessità effettive del compito (55). Il cervelletto risulta invece coinvolto dal punto di vista dell'adattamento contribuendo alla regolazione anticipatoria a *feedforward* (56). Per un buon controllo posturale è necessario riuscire ad eseguire un'attivazione posturale dipendente dal contesto e adattata alla situazione; per fare questo in modo ottimale si deve in primo luogo avere un buon riferimento del corpo rispetto al suo ambiente. Allo scopo di avere un numero maggiore di informazioni possibili vengono captati numerosi riferimenti sensoriali: la forza di gravità attraverso il sistema vestibolare, il contatto con l'ambiente attraverso il sistema somato-sensoriale, i segnali propriocettivi riguardanti la posizione del corpo, il rapporto tra il corpo e gli oggetti presenti nell'ambiente grazie al sistema visivo (57). È molto importante che si verifichi la corretta integrazione di tutti i sistemi che contribuiscono in quanto l'insieme delle informazioni sensoriali andranno a creare una risposta motoria adeguata contribuendo al mantenimento dell'equilibrio (58). Per fare questo è necessario un processo di riponderazione degli stimoli multisensoriali permettendo un migliore adattamento: consiste nella capacità del SNC di sopprimere le informazioni scorrette o deboli consentendo una maggior sensibilità verso le altre tipologie di informazioni disponibili (59). In presenza di patologie neurologiche si denotano spesso deficit sensoriali come conseguenza

della lesione, in molti pazienti colpiti da ictus si può infatti notare un eccessivo affidamento al sistema visivo per controllare la postura (60). Questo provoca una ridotta integrazione multisensoriale con eccessivo affidamento in modo prevalente sul controllo visivo provocando una riduzione del controllo dell'equilibrio; per il recupero del controllo dell'equilibrio in condizioni patologiche è infatti fondamentale la capacità di riponderazione sensoriale (61). La riduzione delle modalità di informazione sensoriale porta a una notevole compromissione dello schema corporeo che rappresenta la modalità per produrre una risposta adeguata nelle sue condizioni ottimali (62). Nello specifico dal punto di vista locomotorio il sistema visivo risulta fondamentale per la pianificazione anticipatoria riuscendo ad individuare le condizioni dell'ambiente circostante prevedendo la direzione di cammino e nell'evitamento degli ostacoli. Per quanto riguarda il corretto posizionamento del piede però vengono considerati maggiormente i canali percettivi e sensitivi in condizioni normali, in questo caso la visione viene maggiormente coinvolta quando ci si trova su terreni irregolari.

Alla base del controllo posturale troviamo alcune condizioni biomeccaniche che forniscono la base per il mantenimento dell'equilibrio: le dimensioni e la qualità della base di sostegno rappresentano infatti un importante vincolo. In stazione eretta, inoltre, il piede contribuisce a fornire le informazioni in modo univoco in quanto unica componente a diretto contatto con il suolo; alterazioni della sua conformazione, della sua funzione e la presenza di dolore compromettono fortemente il suo ruolo nel controllo dell'equilibrio (43). Il piede è infatti una struttura flessibile e sensibile alle perturbazioni, questo gli consente di reagire prontamente in modo attivo per contribuire a mantenere l'equilibrio (63). Le componenti principali che contribuiscono al controllo dell'equilibrio in SE sono: flessibilità della caviglia e arco di movimento completo, forza di flessione plantare a livello delle dita, sensibilità plantare, ruolo degli archi plantari; si tratta di tutti fattori fortemente significativi e predittivi in modo indipendente l'uno dall'altro (63). Il controllo posturale dipende anche dall'efficienza dei muscoli del tronco e dei muscoli antigravitari delle gambe, infatti una riduzione della forza può influenzare negativamente i meccanismi di controllo spostando le vie di reazione posturale lontano dall'area di debolezza in modo da non coinvolgerla più così tanto. Un esempio di questo può essere esplicito attraverso il meccanismo di avanzamento con circonduzione della gamba: la presenza di andatura falcicante è infatti una conseguenza della debolezza muscolare della caviglia che va a provocare una compensazione attraverso un'attivazione muscolare più prossimale, lontana dall'articolazione coinvolta.

## **CAPITOLO 4: MATERIALI E METODI**

### **4.1 Obiettivi dello studio**

Lo studio si propone di valutare come l'interconnessione tra biomeccanica e meccanismi neurofisiologici del cammino possano migliorare il *pattern* locomotorio nel paziente con esiti di lesione del SNC. L'intervento riabilitativo prevede l'utilizzo di facilitazioni sensori-motorie per ottenere il corretto allineamento biomeccanico dei distretti corporei, lunghezze muscolari appropriate, integrazione sensitiva attraverso la stimolazione a livello dei recettori articolari, cutanei, tendinei, muscolari, degli organi tendinei del golgi e dei fusi neuromuscolari.

### **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 con esiti di lesione del Sistema Nervoso Centrale
- Paziente in fase post-acuta
- Paziente stabile clinicamente
- Possibile utilizzo di ausilio per la locomozione, di qualsiasi tipologia

Criteri di esclusione:

- Paziente con età inferiore a 18 anni
- Paziente in fase acuta
- Paziente instabile clinicamente
- Paziente non in grado di mantenere l'ortostatismo

In questo elaborato vengono riportati i risultati relativi ad un singolo case report al fine di illustrare il programma di trattamento svolto all'interno dell'U.O.M.R. dell'Ospedale Infermi di Rimini nei mesi di agosto e settembre 2024.

### **4.3 Protocollo clinico**

Il paziente è stato sottoposto a un protocollo composto di dieci sessioni di trattamento della durata di 60 minuti ciascuna, con frequenza settimanale di due giorni. Durante la prima seduta di trattamento all'inizio e dopo l'ultima seduta è stata somministrata la scala di valutazione per il cammino (*Balance Evaluation Systems Test*). Inoltre è stata effettuata anche un'osservazione descrittivo-qualitativa della deambulazione attraverso filmato video e fotografie.

Ogni seduta di trattamento era composta da una prima parte di valutazione iniziale per apprendere le problematiche ed effettuare la scelta del *setting* più adeguato, inoltre veniva eseguito un monitoraggio del mantenimento delle competenze acquisite nelle sedute precedenti. La parte centrale del trattamento comprendeva l'utilizzo di facilitazioni sensori-motorie per stimolare il corretto allineamento e l'attivazione degli adeguati *pattern* motori per quanto riguarda: biomeccanica corretta, attivazione del controllo posturale, stimolazione quote motorie attive agli arti, integrazione di afferenze multisensoriali. L'ultima parte del trattamento integrava le componenti selettive all'interno dell'attività funzionale del cammino attraverso il *training* del passo, anche attraverso l'utilizzo del *treadmill*.

#### 4.4 Strumenti di valutazione

È stata eseguita una valutazione quantitativa e qualitativa attraverso i seguenti strumenti:

- a) scala di valutazione: è stata somministrata la *Balance Evaluation Systems Test* (BESTest). È stata scelta la BESTest in quanto scala di valutazione che va ad indagare la locomozione considerando aspetti qualitativi e funzionali. La scala viene suddivisa in sezioni con punteggi specifici per i diversi *item* che compongono il cammino: vincoli biomeccanici, limiti di stabilità, aggiustamenti posturali anticipatori, risposte posturali automatiche, orientamento sensoriale, andatura.
- b) valutazione qualitativa della deambulazione: è stata effettuata questa tipologia di valutazione attraverso riprese video e fotografie che permettono di analizzare le specifiche componenti del cammino sia dal punto di vista biomeccanico sia del *pattern* neurofisiologico, ponendo l'attenzione su tutte le componenti necessarie per il cammino: allineamento e controllo posturale, movimenti pendolari degli AASS.

#### 4.5 Outcome clinici

Durante la prima e l'ultima seduta di trattamento il paziente è stato valutato attraverso la scala di valutazione *Balance Evaluation Systems Test*. È stata effettuata anche una valutazione descrittiva attraverso l'utilizzo di foto e video.

## Scala clinica

Il *Balance Evaluation Systems Test* (BESTest) rappresenta la scala di valutazione che prende in considerazione l'equilibrio attraverso le attività funzionali. Identifica i differenti sistemi di controllo posturale coinvolti nel controllo dell'equilibrio permettendo una valutazione accurata e conseguentemente la scelta di un trattamento maggiormente specifico, orientato principalmente sulle componenti che risultano più deficitarie nella valutazione (65).

È composta da 36 items, con un punteggio da 0 a 3, che vengono raggruppati in 6 sottogruppi riguardanti il controllo posturale: vincoli biomeccanici, limiti di stabilità, aggiustamenti posturali anticipatori, risposte posturali automatiche, orientamento sensoriale e andatura. Il punteggio massimo totale è di 108 punti che viene rappresentato in punteggio percentuale così come accade anche per la rappresentazione dei punteggi delle singole sezioni. L'affidabilità inter-operatore è significativa soprattutto per quanto riguarda le sezioni basate su *item* misurati in modo oggettivo, come per esempio attraverso l'utilizzo del metro e del cronometro. Studi che analizzano la scala riscontrano un punteggio medio maggiore nelle sezioni di orientamento sensoriale, APA e risposte posturali automatiche (64).

Questo sistema di valutazione dimostra la complessità del recupero di un controllo neurofisiologico adeguato, infatti il controllo posturale e dell'equilibrio vengono caratterizzati dal coinvolgimento di numerosi sistemi differenti secondo il concetto di Bernstein della derivazione del controllo da un insieme di sistemi in interazione tra di loro (66).

All'interno della scala di valutazione vengono prese in analisi le differenti componenti che possono andare a condizionare un adeguato equilibrio e conseguentemente il *pattern* locomotorio derivante da un corretto controllo posturale. L'insieme di tutti questi *item* che compongono il controllo posturale viene suddiviso secondo le seguenti categorie:

- Vincoli biomeccanici: qualità della base d'appoggio e supporto del piede, allineamento posturale, forza funzionale a livello di caviglia e anca in SE, capacità di mettersi a sedere per terra dalla SE e risalire in piedi
- Limiti di stabilità: capacità di spostamento laterale da seduto a occhi chiusi, ritorno alla verticalità (rappresentazione della forza di gravità in relazione alla linea mediana), *reaching* anteriore e laterale in SE
- Aggiustamenti posturali anticipatori: "*sit to stand*", risalita sulle punte, SLS e mantenimento, spostamento di peso alternato per andare a toccare lo scalino con i piedi ripetutamente, sollevamento delle braccia con un peso

- Risposte posturali automatiche: sul posto con direzione anteriore e posteriore, passi di protezione in tutte le tre direzioni (anteriore, posteriore, laterale)
- Orientamento sensoriale: integrazione sensoriale per l'equilibrio su superfici differenti, in piano e su piano morbido rialzato da terra, a occhi aperti e chiusi (CTISB modificata), SE su piano inclinato ad occhi chiusi
- Andatura: camminata su una superficie piana di 6m, cambiamenti di velocità nell'andatura, rotazioni orizzontali del capo durante la locomozione, camminata con giro sul posto, ostacoli, *timed "get up and go"* ed eseguito anche con *dual task* (64).

Il *timed "get up and go"* è un test che è inserito all'interno di questa scala di valutazione, viene utilizzato generalmente per valutare la funzionalità della mobilità nei pz anziani: consiste nel cronometrare il pz mentre si alza da una sedia, cammina per un percorso di 3 metri, poi torna indietro e si siede nuovamente (66).

L'aspetto fondamentale di questa scala di valutazione è la possibilità di poter individuare le sezioni con punteggio minore e conseguentemente le funzioni maggiormente deficitarie in modo da poter impostare il trattamento sugli aspetti che si mostrano più carenti.

La valutazione con questa scala di valutazione permette anche l'utilizzo di ausili per l'esecuzione dei vari *item*, in questo caso il punteggio ottenuto deve essere diminuito di un punto.

**BESTest**  
**Balance Evaluation – Systems Test**  
 Fay Horak PhD Copyright 2008

TEST NUMBER/SUBJECT CODE \_\_\_\_\_ DATE \_\_\_\_\_

EXAMINER NAME \_\_\_\_\_

**EXAMINER Instructions for BESTest**

1. Subjects should be tested with flat heeled shoes or with shoes and socks off.
2. If subject must use an assistive device for an item, score that item one category lower

**Tools Required**

- Stop watch
- Measuring tape mounted on wall for Functional Reach test
- Approximately 60 cm x 60 cm (2 X 2 ft) block of 4-inch, medium-density, Tempur® foam
- 10 degree incline ramp (at least 2 x 2 ft) to stand on
- Stair step, 15 cm (6 inches) in height for alternate stair tap
- 2 stacked shoe boxes for obstacle during gait
- 2.5 Kg (5-lb) free weight for rapid arm raise
- Firm chair with arms with 3 meters in front marked with tape for Get Up and Go test
- Masking tape to mark 3 m and 6 m lengths on the floor for Get Up and Go

**SUMMARY OF PERFORMANCE: CALCULATE PERCENT SCORE**

Section I:	_____ /15 x 100 = _____	Biomechanical Constraints
Section II:	_____ /21 x 100 = _____	Stability Limits/Verticality
Section III:	_____ /18 x 100 = _____	Transitions/Anticipatory
Section IV	_____ /18 x 100 = _____	Reactive
Section V:	_____ /15 x 100 = _____	Sensory Orientation
Section VI:	_____ /21 x 100 = _____	Stability in Gait
TOTAL:	_____ /108 points = _____	Percent Total Score

**BESTest- Inter-rater Reliability  
Balance Evaluation – Systems Test**

Subjects should be tested with flat heeled shoes or shoes and socks off. If subject must use an assistive device for an item, score that item one category lower. If subject requires physical assistance to perform an item score the lowest category (0) for that item.

**I. BIOMECHANICAL CONSTRAINTS** **SECTION I: \_\_\_\_\_ /15 POINTS**

1. BASE OF SUPPORT
  - (3) Normal: Both feet have normal base of support with no deformities or pain
  - (2) One foot has deformities and/or pain
  - (1) Both feet has deformities OR pain
  - (0) Both feet have deformities AND pain
  
2. COM ALIGNMENT
  - (3) Normal AP and ML CoM alignment and normal segmental postural alignment
  - (2) Abnormal AP OR ML CoM alignment OR abnormal segmental postural alignment
  - (1) Abnormal AP OR ML CoM alignment AND abnormal segmental postural alignment
  - (0) Abnormal AP AND ML CoM alignment
  
3. ANKLE STRENGTH & RANGE
  - (3) Normal: Able to stand on toes with maximal height and to stand on heels with front of feet up
  - (2) Impairment in either foot of either ankle flexors or extensors (i.e. less than maximum height)
  - (1) Impairment in two ankle groups (eg; bilateral flexors or both ankle flexors and extensors in 1 foot)
  - (0) Both flexors and extensors in both left and right ankles impaired (i.e. less than maximum height)
  
4. HIP/TRUNK LATERAL STRENGTH
  - (3) Normal: Abducts both hips to lift the foot off the floor for 10 s while keeping trunk vertical
  - (2) Mild: Abducts both hips to lift the foot off the floor for 10 s but without keeping trunk vertical
  - (1) Moderate: Abducts only one hip off the floor for 10 s with vertical trunk
  - (0) Severe: Cannot abduct either hip to lift a foot off the floor for 10 s with trunk vertical or without vertical
  
5. SIT ON FLOOR AND STANDUP *Time* \_\_\_\_\_ *secs*
  - (3) Normal: Independently sits on the floor and stands up
  - (2) Mild: Uses a chair to sit on floor OR to stand up
  - (1) Moderate: Uses a chair to sit on floor AND to stand up
  - (0) Severe: Cannot sit on floor or stand up, even with a chair, or refuses

**II. STABILITY LIMITS** **SECTION II: \_\_\_\_\_ /21 POINTS**

6. SITTING VERTICALITY AND LATERAL LEAN					
		<u>Lean</u>			<u>Verticality</u>
<u>Left</u>	<u>Right</u>		<u>Left</u>	<u>Right</u>	
(3)	(3)	Maximum lean, subject moves upper shoulders beyond body midline, very stable	(3)	(3)	Realigns to vertical with very SMALL or no OVERSHOOT
(2)	(2)	Moderate lean, subject's upper shoulder approaches body midline or some instability	(2)	(2)	Significantly Over- or under-shoots but eventually realigns to vertical
(1)	(1)	Very little lean, or significant instability	(1)	(1)	Failure to realign to vertical
(0)	(0)	No lean or falls (exceeds limits)	(0)	(0)	Falls with the eyes closed

7. FUNCTIONAL REACH FORWARD Distance reached: \_\_\_\_\_ cm OR \_\_\_\_\_ inches

- (3) Maximum to limits: >32 cm (12.5 in)
- (2) Moderate: 16.5 cm - 32 cm (6.5 – 12.5 in)
- (1) Poor: < 16.5 cm (6.5 in)
- (0) No measurable lean – or must be caught

8. FUNCTIONAL REACH LATERAL Distance reached: Left \_\_\_\_\_ cm (\_\_\_\_\_ in) Right \_\_\_\_\_ cm (\_\_\_\_\_ in)

Left      Right

- (3) (3) Maximum to limit: > 25.5 cm (10 in)
- (2) (2) Moderate: 10-25.5 cm (4-10 in)
- (1) (1) Poor: < 10 cm (4 in)
- (0) (0) No measurable lean, or must be caught

**III. TRANSITIONS- ANTICIPATORY POSTURAL ADJUSTMENT      SECTION III. \_\_\_\_\_ /18 POINTS**

9. SIT TO STAND

- (3) Normal: Comes to stand without the use of hands and stabilizes independently
- (2) Comes to stand on the first attempt with the use of hands
- (1) Comes to stand after several attempts or requires minimal assist to stand or stabilize or requires touch of back of leg or chair
- (0) Requires moderate or maximal assist to stand

10. RISE TO TOES

- (3) Normal: Stable for 3 sec with good height
- (2) Heels up, but not full range (smaller than when holding hands so no balance requirement)  
-OR- slight instability & holds for 3 sec
- (1) Holds for less than 3 sec
- (0) Unable

11. STAND ON ONE LEG

Left      Time in Sec: \_\_\_\_\_      Right      Time in Sec: \_\_\_\_\_

- (3) Normal: Stable for > 20 s      (3) Normal: Stable for > 20s
- (2) Trunk motion, OR 10-20 s      (2) Trunk motion, OR 10-20 s
- (1) Stands 2-10 s      (1) Stands 2-10s
- (0) Unable      (0) Unable

12. ALTERNATE STAIR TOUCHING # of successful steps: \_\_\_\_\_ Time in seconds: \_\_\_\_\_

- (3) Normal: Stands independently and safely and completes 8 steps in < 10 seconds
- (2) Completes 8 steps (10-20 seconds) AND/OR show instability such as inconsistent foot placement, excessive trunk motion, hesitation or arrhythmical
- (1) Completes < 8 steps – without minimal assistance (i.e. assistive device) OR > 20 sec for 8 steps
- (0) Completes < 8 steps, even with assistive device

13. STANDING ARM RAISE

- (3) Normal: Remains stable
- (2) Visible sway
- (1) Steps to regain equilibrium/unable to move quickly w/o losing balance
- (0) Unable, or needs assistance for stability

**IV. REACTIVE POSTURAL RESPONSE**

**SECTION IV: \_\_\_\_\_ /18 POINTS**

14. IN PLACE RESPONSE- FORWARD

- (3) Recovers stability with ankles, no added arms or hips motion
- (2) Recovers stability with arm or hip motion
- (1) Takes a step to recover stability
- (0) Would fall if not caught OR requires assist OR will not attempt

15. IN PLACE RESPONSE- BACKWARD

- (3) Recovers stability at ankles, no added arm / hip motion
- (2) Recovers stability with some arm or hip motion
- (1) Takes a step to recover stability
- (0) Would fall if not caught -OR- requires assistance -OR- will not attempt

16. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- FORWARD

- (3) Recovers independently a single, large step (second realignment step is allowed)
- (2) More than one step used to recover equilibrium, but recovers stability independently OR 1 step with imbalance
- (1) Takes multiple steps to recover equilibrium, or needs minimum assistance to prevent a fall
- (0) No step, OR would fall if not caught, OR falls spontaneously

17. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- BACKWARD

- (3) Recovers independently a single, large step
- (2) More than one step used, but stable and recovers independently OR 1 step with imbalance
- (1) Takes several steps to recover equilibrium, or needs minimum assistance
- (0) No step, OR would fall if not caught, OR falls spontaneously

18. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- LATERAL

Left

- (3) Recovers independently with 1 step of normal length/width (crossover or lateral OK)
- (2) Several steps used, but recovers independently
- (1) Steps, but needs to be assisted to prevent a fall
- (0) Falls, or cannot step

Right

- (3) Recovers independently with 1 step of normal length/width (crossover or lateral OK)
- (2) Several steps used, but recovers independently
- (1) Steps, but needs to be assisted to prevent a fall
- (0) Falls, or cannot step

**V. SENSORY ORIENTATION**

**SECTION V: \_\_\_\_\_ /15 POINTS**

19. SENSORY INTEGRATION FOR BALANCE (MODIFIED CTSIB)

**A -EYES OPEN, FIRM SURFACE**

Trial 1 \_\_\_\_\_sec  
Trial 2 \_\_\_\_\_sec

- (3) 30s stable
- (2) 30s unstable
- (1) < 30s
- (0) Unable

**B -EYES CLOSED, FIRM SURFACE**

Trial 1 \_\_\_\_\_sec  
Trial 2 \_\_\_\_\_sec

- (3) 30s stable
- (2) 30s unstable
- (1) < 30s
- (0) Unable

**C -EYES OPEN, FOAM SURFACE**

Trial 1 \_\_\_\_\_sec  
Trial 2 \_\_\_\_\_sec

- (3) 30s stable
- (2) 30s unstable
- (1) < 30s
- (0) Unable

**D -EYES CLOSED, FOAM SURFACE**

Trial 1 \_\_\_\_\_sec  
Trial 2 \_\_\_\_\_sec

- (3) 30s stable
- (2) 30s unstable
- (1) < 30s
- (0) Unable

20. INCLINE- EYES CLOSED

Toes Up

- (3) Stands independently, steady without excessive sway, holds 30 sec, and aligns with gravity
- (2) Stands independently 30 SEC with greater sway than in item 19B -OR- aligns with surface
- (1) Requires touch assist -OR- stands without assist for 10-20 sec
- (0) Unable to stand >10 sec -OR- will not attempt independent stance

**VI. STABILITY IN GAIT****SECTION V: \_\_\_\_\_/21 POINTS**

21. GAIT – LEVEL SURFACE *Time \_\_\_\_\_secs.*
- (3) Normal: walks 20 ft., good speed ( $\leq 5.5$  sec), no evidence of imbalance.
  - (2) Mild: 20 ft., slower speed ( $>5.5$  sec), no evidence of imbalance.
  - (1) Moderate: walks 20 ft., evidence of imbalance (wide-base, lateral trunk motion, inconsistent step path) – at any preferred speed.
  - (0) Severe: cannot walk 20 ft. without assistance, or severe gait deviations OR severe imbalance
22. CHANGE IN GAIT SPEED
- (3) Normal: Significantly changes walking speed without imbalance
  - (2) Mild: Unable to change walking speed without imbalance
  - (1) Moderate: Changes walking speed but with signs of imbalance,
  - (0) Severe: Unable to achieve significant change in speed AND signs of imbalance
23. WALK WITH HEAD TURNS – HORIZONTAL
- (3) Normal: performs head turns with no change in gait speed and good balance
  - (2) Mild: performs head turns smoothly with reduction in gait speed.
  - (1) Moderate: performs head turns with imbalance
  - (0) Severe: performs head turns with reduced speed AND imbalance AND/OR will not move head within available range while walking.
24. WALK WITH PIVOT TURNS
- (3) Normal: Turns with feet close, FAST ( $\leq 3$  steps) with good balance.
  - (2) Mild: Turns with feet close SLOW ( $\geq 4$  steps) with good balance
  - (1) Moderate: Turns with feet close at any speed with mild signs of imbalance
  - (0) Severe: Cannot turn with feet close at any speed and significant imbalance.
25. STEP OVER OBSTACLES *Time \_\_\_\_\_sec*
- (3) Normal: able to step over 2 stacked shoe boxes without changing speed and with good balance
  - (2) Mild: steps over 2 stacked shoe boxes but slows down, with good balance
  - (1) Moderate: steps over shoe boxes with imbalance or touches box.
  - (0) Severe: cannot step over shoe boxes AND slows down with imbalance or cannot perform with assistance.
26. TIMED “GET UP & GO” *Get Up & Go: Time \_\_\_\_\_sec*
- (3) Normal: Fast ( $<11$  sec) with good balance
  - (2) Mild: Slow ( $>11$  sec with good balance)
  - (1) Moderate: Fast ( $<11$  sec) with imbalance.
  - (0) Severe: Slow ( $>11$  sec) AND imbalance.
27. Timed “Get Up & Go” With Dual Task *Dual Task: Time \_\_\_\_\_sec*
- (3) Normal: No noticeable change between sitting and standing in the rate or accuracy of backwards counting and no change in gait speed.
  - (2) Mild: Noticeable slowing, hesitation or errors in counting backwards OR slow walking (10%) in dual task
  - (1) Moderate: Affects on BOTH the cognitive task AND slow walking ( $>10\%$ ) in dual task.
  - (0) Severe: Can't count backward while walking or stops walking while talking

## CAPITOLO 5: RISULTATI

### 5.1 Case report

A. B. 44 anni

#### Anamnesi familiare e socio-ambientale

Il paziente vive con la moglie e tre figlie, 2 gemelle di 9 anni e una bambina di 1 anno e mezzo. Abitano in una casa su due piani con presenza di barriere interne.

Il paziente lavora come imprenditore, è laureato in giurisprudenza.

#### Anamnesi patologica remota

Il paziente presenta documentata mutazione patogenetica del gene NOTCH3 per CADASIL, malattia genetica a trasmissione autosomica dominante con mutazione sul cromosoma 19. Questa mutazione provoca microangiopatia cerebrale sottocorticale con leucoencefalopatia con coinvolgimento primario delle arterie encefaliche.

Nel dicembre del 2019 il paziente ha avuto un pregresso evento emorragico occipitale sn con riscontro di encefalopatia vascolare sottocorticale con multipli esiti gliotici e depositi emosiderinici.

Quadro di ipertensione arteriosa diastolica e ipotiroidismo subclinico.

#### Anamnesi patologica recente

In data 17/05/2023 il pz giunge in PS per l'insorgenza di emiplegia all'emilato dx e viene sottoposto ad accertamento seguendo il protocollo *stroke*. È stata eseguita TC encefalo che evidenziava lesione emorragica intra-assiale a carico dei nuclei della base a sinistra e associato inondamento ematico del ventricolo laterale sinistro e del III ventricolo. La lesione determinava anche lieve impronta sulle strutture della linea mediana con dislocazione verso destra di pochi millimetri, non era presente indicazione di neurochirurgia. Alla TC encefalo di controllo la lesione nota si riscontrava sovrapponibile all'emorragia talamo-capsulare sinistra con inondamento ematico del sistema ventricolare.

Il paziente è stato conseguentemente ricoverato presso l'U.O. di Medicina Riabilitativa presso l'Ospedale di Sol et Salus a Torre Pedrera e dimesso il 21/07/2023. Prosegue successivamente la terapia con indicazione di trattamento riabilitativo e attualmente sta continuando il suo percorso riabilitativo in regime ambulatoriale presso l'U.O.M.R. dell'Ospedale Infermi di Rimini.

A giugno 2024 viene ricoverato nuovamente in seguito a caduta accidentale a domicilio con trauma all'anca dx, il paziente nega trauma cranico. In seguito ad accertamento all'Rx si riscontra frattura composta pertrocanterica dx, il paziente viene sottoposto il 01/07 a intervento di riduzione con chiodo e vite a bloccaggio distale. In seguito alla dimissione ha effettuato il trattamento riabilitativo in regime ambulatoriale che ha terminato dopo 10 sedute riprendendo conseguentemente il suo trattamento riabilitativo primario.

#### Valutazione fisioterapica iniziale (06/08/2024)

Il paziente si presenta vigile, orientato nel tempo e nello spazio, collaborante. È presente quadro di emiplegia dx riscontrabile sia all'AS che all'AI.

All'AS dx l'articolari della spalla è completa sia in flessione sia in abduzione passiva, a livello del gomito è presente un atteggiamento in flessione che si accentua durante le richieste motorie come reazione associata data dalla flessione del gomito e delle dita. Le quote motorie sono evocabili in tutti i distretti articolari con impaccio prevalentemente distale, a livello della mano, per la presenza di ipertono che comunque non limita le attività funzionali.

All'AI dx l'articolari è completa e sono presenti quote motorie a livello dei flessori d'anca, quadricipite, plantiflessori; non sono presenti quote motorie in flessione dorsale di caviglia. Per quanto riguarda la mobilizzazione della tibio-tarsica è riscontrabile un'iniziale retrazione del tricipite surale a causa dell'iniziale ipertono.

Da seduto il paziente presenta controllo del capo e del tronco con atteggiamento in caduta sull'emibacino dx e accorciamento a livello del gran dorsale a sn per la sua iperattivazione.

In piedi l'allineamento del COM è orientato verso sn con riduzione del carico sul lato paretico. L'appoggio del piede dx avviene a tutta pianta con le dita in atteggiamento flessorio che crea dolore al carico.

La deambulazione avviene con *rollator* che viene utilizzato al momento per ridurre l'instabilità. Durante il cammino si evidenzia la reazione associata dell'AS dx a livello del gomito con aumento del *pattern* flessorio, l'appoggio del piede dx tende ad essere in supinazione con aumento della *griffe* delle dita e avanzamento falciante con ginocchio in iperestensione. Il cammino risulta asimmetrico per ridotta fase di *stance* sull'AI dx.

Il paziente si dimostra a maggior rischio caduta durante i cambi di direzione e quando viene richiesto un aumento della velocità.

È possibile l'esecuzione del *sit to stand* in autonomia con l'appoggio delle braccia. Il paziente riesce a mantenere la SE in modo autonomo una volta raggiunta la posizione.

## **5.2 Sessioni di trattamento**

Sono state eseguite 10 sessioni di trattamento con focalizzazione sull'allineamento biomeccanico e sulle lunghezze muscolari corrette attraverso la stimolazione sensoriale per l'attivazione dei corretti *pattern* deambulatori. Le varie sedute sono state eseguite in *setting* differenziati che vengono riportati in seguito, specifici in relazione agli obiettivi selezionati per ogni seduta.

**PRIMA SESSIONE:** setting in posizione supina



*Figura 1: modulazione e allungamento degli adduttori a catena cinetica aperta con ginocchia flesse*



*Figura 2: attività concentrica del quadricipite e allungamento della catena cinetica posteriore con ricerca del corretto allineamento del piede*



*Figura 3: stimolazione del ritmo in reciprocità attraverso l'alternanza dei due AAI*



*Figura 4: risalita attiva in posizione seduta con ricerca e mantenimento delle lunghezze raggiunte*



*Figura 5: risalite attive con stimolazione della contrazione del gluteo e controllo dell'instabilità del ginocchio in recurvato*



*Figura 6: ricerca di attività estensoria di tronco stimolando la risalita verso l'alto senza il distacco dei glutei*



*Figura 7: reaching verso l'alto con il braccio meno affetto ricercando allungamento laterale in opposizione all'iperattivazione del gran dorsale nell'emilato sn*



*Figura 8: deambulazione guidata a livello degli AAI, controllo dell'appoggio sul piede sn e ginocchio dx per evitare il blocco in recurvato*

## SECONDA SESSIONE: setting in recline sitting



*Figura 9: modulazione tensore fascia lata e adduttori con ricerca di allungamento della catena cinetica posteriore*



*Figura 10: placing degli AAIL in catena cinetica chiusa con anche e ginocchia flesse, focalizzazione su attività del medio gluteo*



*Figura 11: ricerca contrazione glutei e rotazione della pelvi partendo a livello del tronco distalmente*



*Figura 12: contrazione concentrica e eccentrica di quadricipite contro resistenza ricercando il movimento frazionato*



*Figura 13: risalite attive con carico asimmetrico per stimolare maggiormente l'estensione della gamba dx simulando una situazione simile alla SLS*



*Figura 14: cammino con fascia trunk constraint per stimolare la risposta estensoria e l'antiversione della pelvi*



*Figura 15: deambulazione su treadmill con guida del piede ricercando il corretto appoggio del tallone e l'eversione di caviglia; stimolazione della ritmicità*

### TERZA SESSIONE: setting in decubito laterale



*Figura 16: allineamento della gamba guidando il piede in eversione e contenimento posteriore a livello gluteo*



*Figura 17: ricostruzione delle fasi del passo partendo dall'attività estensoria del grande gluteo*



*Figura 18: contrazione del quadricipite in concentrica ed eccentrica con la massima tenuta, ricerca di movimento frazionato per evitare iperattivazione e recurvato*



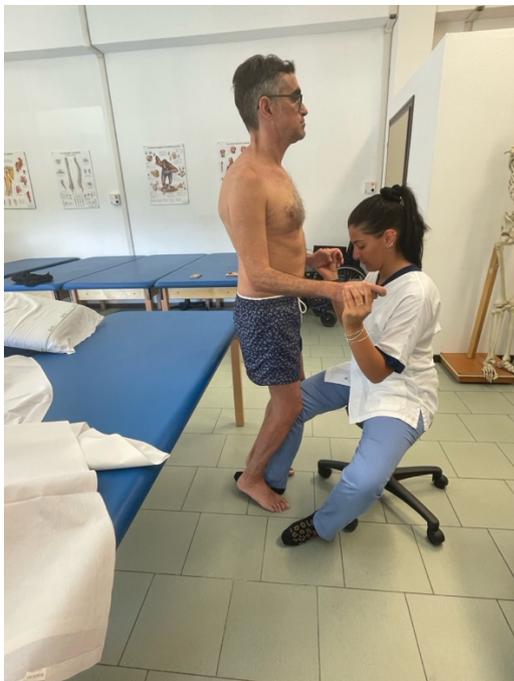
*Figura 19: ricostruzione della posizione in passo posteriore con estensione di anca e reaching del braccio ipsilaterale verso l'alto*



*Figura 20: torsione del tronco stimolando le rotazioni attraverso il reaching dell'AS in direzione incrociata, allungamento catena cinetica posteriore AI controlaterale*



*Figura 21: risalite attive in carico monopodalico sull'arto plegico stimolando attività di quadricipite in concentrica ed eccentrica*



*Figura 22: risalita sulle punte bilateralmente e poi sui talloni, stimolazione flessori dorsali e plantari con modulazione dell'attività*

**QUARTA SESSIONE:** setting in posizione prona



*Figura 23: preparazione del piede e ricerca delle lunghezze muscolari adeguate per una corretta biomeccanica*



*Figura 24: raggiungimento attivo della posizione prona stimolando l'estensione dell'anca e l'attività del tricipite in reaching*



*Figura 25: stimolazione dell'estensione dell'anca ricreando il passo posteriore in decubito laterale*



*Figura 26: allungamento del tricipite surale a livello del tendine d'Achille e ricerca di una maggior escursione articolare in dorsiflessione*



*Figura 27: attività di quadricipite in allungamento e tenuta stimolando l'attività bilaterale e l'alternanza con ricerca di ritmicità*



*Figura 28: ricerca delle rotazioni a livello dell'AI in estensione di anca, stimolazione della stabilizzazione della pelvi*



*Figura 29: raggiungimento della posizione seduta in modo attivo stimolando l'attività della core*

**QUINTA SESSIONE:** passaggio al sit to stand attraverso stand down in monopodolica



*Figura 30: reaching verso l'alto stimolando l'attività del tricipite brachiale e l'estensione del tronco*



*Figura 31: raggiungimento posizione seduta con appoggio dei piedi asimmetrico focalizzandosi sulla gamba plegica*



*Figura 32: variazione dell'appoggio con sostegno in monopodolica estendendo il ginocchio controlaterale*



*Figura 33: risalite attive con appoggio posteriore alto in carico asimmetrico richiamando attività del quadricipite plegico*



*Figura 34: stimolazione dell'attività di pelvi attraverso la contrazione dei glutei e mantenendo il quadricipite in carico in estensione*

**SESTA SESSIONE: setting in long sitting**



*Figura 35: appoggio laterale del braccio per richiamare attività di tronco in allungamento verso l'alto*



*Figura 36: preparazione del piede con ricerca delle massime lunghezze posteriori bilateralmente*



*Figura 37: ricerca di estensione del tronco in allungamento verso l'alto con riferimento anteriore della palla morbida*



*Figura 38: stimolazione del movimento frazionato del tricipite brachiale nei movimenti di reaching e flessione di spalla*



*Figura 39: ricerca di intrarotazione di spalla in abbinamento alla flessione di gomito*



*Figura 40: sollevamento della palla anteriormente stimolando l'ulteriore estensione di tronco e l'attività del tricipite brachiale*



*Figura 41: attività di pelvi richiamando la contrazione attiva con controllo delle ginocchia grazie alla fascia*

**SETTIMA SESSIONE: trunk constraint in stazione eretta**



*Figura 42: preparazione del piede e del braccio in precedenza all'attività di tronco*



*Figura 43: stimolazione dell'estensione del tronco grazie al reaching del braccio e attivazione in flessione laterale*



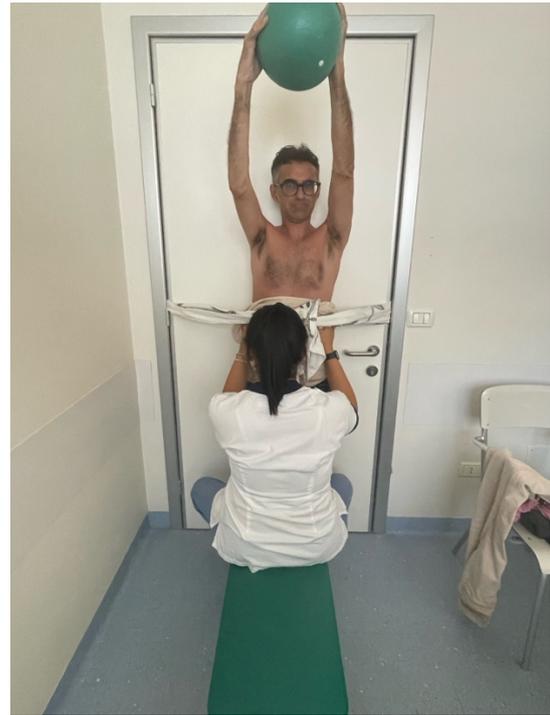
*Figura 44: modulazione del gran dorsale in modo da creare un maggior allungamento a livello laterale del tronco*



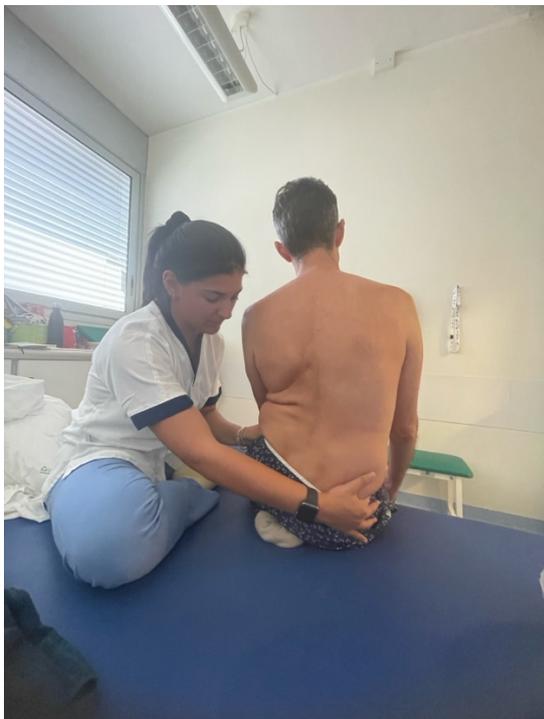
*Figura 45: stimolazione attivazione gran dorsale tramite il ritorno in posizione verticale e l'allungamento delle braccia*



*Figura 46: attività di reaching verso l'alto in stazione eretta con fascia per trunk constraint per fissare il tronco in estensione*



*Figura 47: sollevamento pallone stimolando l'allungamento verso l'alto e richiesta di lancio in avanti*



*Figura 48: attività di bacino in rotolamento attorno all'asse dell'asciugamano stimolando gli ischi*



*Figura 49: stimolazione estensori del tronco ritornando dalla flessione lombare, setting della scapola e stabilizzatori in appoggio sul panchetto*

**OTTAVA SESSIONE: trunk constraint contro pallone bobath**



*Figura 50: tilt laterale del bacino con asse di rotazione centrale per richiamare attività bilaterale del medio gluteo*



*Figura 51: tenuta degli AASS in abduzione con stimolazione dell'estensione del tronco*



*Figura 52: SE in trunk constraint con il torace contro un pallone bobath come riferimento anteriore per stimolare l'estensione del tronco*



*Figura 53: frazionamento del tricipite brachiale nei movimenti di reaching verso l'alto incrementando ulteriormente l'attività estensoria*



*Figura 54: stimolazione attività di quadricipite in concentrica ed eccentrica controllando l'apertura delle ginocchia grazie all'utilizzo di una fascia elastica*



*Figura 55: ritorno in estensione richiamando attività agli AAIL e stimolando ulteriormente il tronco con l'avvicinamento del torace al pallone*

**NONA SESSIONE:** setting in posizione seduta per il lavoro sul piede e passaggio in SE statica



*Figura 56: preparazione del piede con placing AI richiamando attività glutea in appoggio laterale con il tronco inclinato*



*Figura 57: ritorno dalla flessione laterale richiamando attività estensoria con l'aiuto delle braccia in allungamento verso l'alto*



*Figura 58: stimolazione attività glutea e risalite attive con carico asimmetrico*



*Figura 59: attività concentrica e eccentrica di quadricipite in carico monopodalico*



*Figura 60: ricerca dell'appoggio posteriore e piccola risalita richiamando l'attività dei glutei in carico monopodalico con appoggio asimmetrico del ginocchio sx*



*Figura 61: stimolazione attività estensoria del tronco e ricerca di lunghezza a livello del tricipite brachiale; richiesta di attività infrascapolare incentivante l'attività estensoria*

**DECIMA SESSIONE:** setting in stazione eretta dinamica



*Figura 62: ricerca di contrazione del gluteo in carico monopodalico con appoggio dell'AI controlaterale in alto*



*Figura 63: attività che richiama la SLS in abbinamento al reaching dell'AS omolaterale verso l'alto stimolando l'estensione del tronco*



*Figura 64: attività bilaterale alternata del quadricipite con ricerca di reciprocità e ritmo in concentrica e eccentrica*



*Figura 65: discesa e risalita degli AAI bilateralmente e contemporaneamente con controllo in eccentrica e del recurvato*



*Figura 66: ricerca dell'appoggio anteriore in flessione di ginocchia con molleggiamento per stimolare il ritmo*



*Figura 67: ricerca dell'appoggio dei talloni per richiamare lunghezza del tricipite surale senza staccarsi dall'appoggio anteriore*

### 5.3 Risultati degli outcome clinici

In questo paragrafo vengono inseriti i risultati ottenuti dalla somministrazione delle scale di valutazione e la descrizione qualitativa della deambulazione

#### Scala BESTest

Tabella I

<b>ITEMS Biomechanical constraints</b>	<b>Prima valutazione- 06/08/2024</b>	<b>Valutazione finale- 10/09/2024</b>
Base of support	2	2
<b>COM alignment</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
Ankle strength and range	1	1
Hip/trunk lateral strenght	0	1
Sit on floor and standup	0	1 (7 secondi)

Tabella II

<b>ITEMS Stability Limits</b>	<b>Prima valutazione- 06/08/2024</b>	<b>Valutazione finale- 10/09/2024</b>
Sitting verticality and lateral lean	Lean: <b>1 (L) 2 (R)</b> Verticality: <b>2 (L, R)</b>	Lean: <b>2 (L, R)</b> Verticality: <b>3 (L, R)</b>
Functional reach forward	<b>2 (25cm)</b>	<b>2 (27cm)</b>
Functional reach lateral	<b>2 (L: 22cm; R: 20.5)</b>	<b>3 (L: 29.5; R: 28)</b>

Tabella III

<b>ITEMS Transitions- APA</b>	<b>Prima valutazione- 06/08/2024</b>	<b>Valutazione finale- 10/09/2024</b>
Sit to stand	<b>3</b>	<b>3</b>
Rise to toes	<b>2</b>	<b>2</b>
Stand on one leg	<b>2 (L: 30s) 0 (R)</b>	<b>2 (L: 20s) 1 (R: 2s)</b>
Alternative stair touching	<b>1 (24s)</b>	<b>2 (15s)</b>
Standing arm raise	<b>2</b>	<b>3</b>

Tabella IV

<b>ITEMS Reactive postural response</b>	<b>Prima valutazione- 06/08/2024</b>	<b>Valutazione finale- 10/09/2024</b>
In place response- forward	<b>2</b>	<b>3</b>
In place response- backward	<b>2</b>	<b>2</b>
Compensatory stepping correction- forward	<b>0</b>	<b>2</b>
Compensatory stepping correction- backward	<b>1</b>	<b>2</b>
Compensatory stepping correction- lateral	<b>2 (L, R)</b>	<b>3 (L, R)</b>

Tabella V

<b>ITEMS Sensory orientation</b>	<b>Prima valutazione- 06/08/2024</b>	<b>Valutazione finale- 10/09/2024</b>
Sensory integration for balance (modified CTSIB)	Firm surface: <b>3 (30 s)</b> <b>2 (30s)- eyes closed</b> Foam surface: <b>3 (30s)</b> <b>2 (30s)- eyes closed)</b>	Firm surface: <b>3 (30s)</b> <b>3 (30s)- eyes closed</b> Foam surface: <b>3 (30s)</b> <b>3 (30s)- eyes closed</b>
Incline- eyes closed	<b>2</b>	<b>3</b>

Tabella VI

<b>ITEMS Stability in gait</b>	<b>Prima valutazione- 06/08/2024</b>	<b>Valutazione finale- 10/09/2024</b>
Gait- level surface	<b>1 (7.2 s)</b>	<b>2 (6s)</b>
Change in gait speed	<b>1</b>	<b>2</b>
Walk with head turns	<b>2</b>	<b>3</b>
Walk with pivot turns	<b>1</b>	<b>3</b>
Step over obstacles	<b>1 (12.9s)</b>	<b>2 (8s)</b>
Timed “get up and go”	<b>0 (16.3s)</b>	<b>2 (13s)</b>
Timed “get up and go” with dual task	<b>3 (15.2s)</b>	<b>3 (13s)</b>

#### Valutazione qualitativa del cammino

L’obiettivo di questa valutazione è l’osservazione della deambulazione e la descrizione dei suoi aspetti principali percorrendo un corridoio della lunghezza di 6 metri privo di ostacoli in andata e ritorno.

La prima valutazione è stata effettuata all’inizio della prima sessione di trattamento, il paziente ha eseguito la valutazione del cammino senza l’utilizzo di ausili e a piedi nudi.

L’avvio del cammino è spontaneo e senza esitazioni con velocità prevalentemente costante. Il ritmo della deambulazione risulta poco fluido a causa della differenza nei tempi di mantenimento del carico in SLS sui due emilati; il paziente tende infatti a rimanere per un minor tempo in appoggio sull’emilato paretico. A livello del piede dx si accentua la *griffe* digitale che aumenta gradualmente con la prosecuzione del cammino e l’appoggio è prevalentemente in supinazione con assenza del I *rocker*, per l’impossibilità di attivazione del tibiale anteriore, e del IV *rocker*, a causa della difficoltà del raggiungimento della massima estensione dell’anca e della plantiflessione adeguata alla spinta di propulsione da parte del tricipite surale. L’avanzamento dell’AI dx presenta un *pattern* di attivazione prossimale con movimento di elevazione dell’anca, ad atteggiamento falciante, per compensare l’assenza di dorsiflessione di caviglia necessaria alla traslazione anteriore dell’AI. Per quanto riguarda l’AS dx si accentua l’atteggiamento in flessione del gomito in quanto durante la deambulazione è richiesto un incremento del controllo posturale con aumento della stabilità statica e dinamica. I movimenti pendolari delle braccia sono presenti solo nell’AS di sinistra in quanto l’attività dell’AS dx viene impiegata per ricercare una maggior stabilità fissandosi sul tronco.

Nei cambi di direzione e di velocità si riscontra un incremento dell’instabilità con conseguente aumento anche del rischio caduta.

È stata eseguita anche l'osservazione di un cammino con gli ostacoli, effettuata all'interno della scala di valutazione. In questo compito si denota la difficoltà del paziente a scavalcare l'ostacolo (altezza circa 20cm). Si può individuare anche la difficoltà nella pianificazione del passo rispetto alle distanze con necessità di interruzione del cammino in prossimità dell'ostacolo in modo da prepararsi per scavalcarlo partendo da fermo. Questo provoca un'ulteriore alterazione nel ritmo del cammino rendendolo meno fluido. (Figura 68)



*Figura 68: valutazione qualitativa iniziale*

Nella valutazione finale, eseguita alla fine dell'ultima sessione di trattamento, il paziente ha eseguito la valutazione del cammino senza l'utilizzo di ausili e a piedi nudi.

Si può denotare una maggior fluidità nel ritmo deambulatorio anche se rimane la tendenza a ridurre il tempo di mantenimento della SLS sulla gamba paretica. La velocità rimane invariata nel corso della deambulazione, è però presente una maggior stabilità e un maggior controllo del passo. La tendenza all'avanzamento con circonduzione dell'AI dx si è notevolmente ridotta ed è riscontrabile solo poche volte nel corso della deambulazione quando il pz è maggiormente stanco. Anche la reazione associata del braccio in flessione di gomito è molto ridotta e questo lo si nota in quanto anche durante il cammino viene meno accentuata. Per quanto riguarda l'allineamento del COM rispetto alla base di appoggio si può notare una miglior distribuzione del carico. Per quanto riguarda l'iperattivazione del gran dorsale con accorciamento nell'emilato sn ora è presente un migliore allineamento del tronco.

È riscontrabile una maggior stabilità complessiva a livello del controllo posturale: risultano migliorati infatti sia i cambi di velocità che i cambi di direzione e anche per quanto riguarda i cambiamenti di traiettoria improvvisi è presente maggior controllo con ridotto rischio caduta rispetto alla valutazione iniziale.

La deambulazione viene svolta in casa e negli ambienti esterni solo con l'utilizzo di un bastone tipo *nordic walking*. (Figura 69)



*Figura 69: valutazione qualitativa finale*

## CAPITOLO 6: DISCUSSIONE

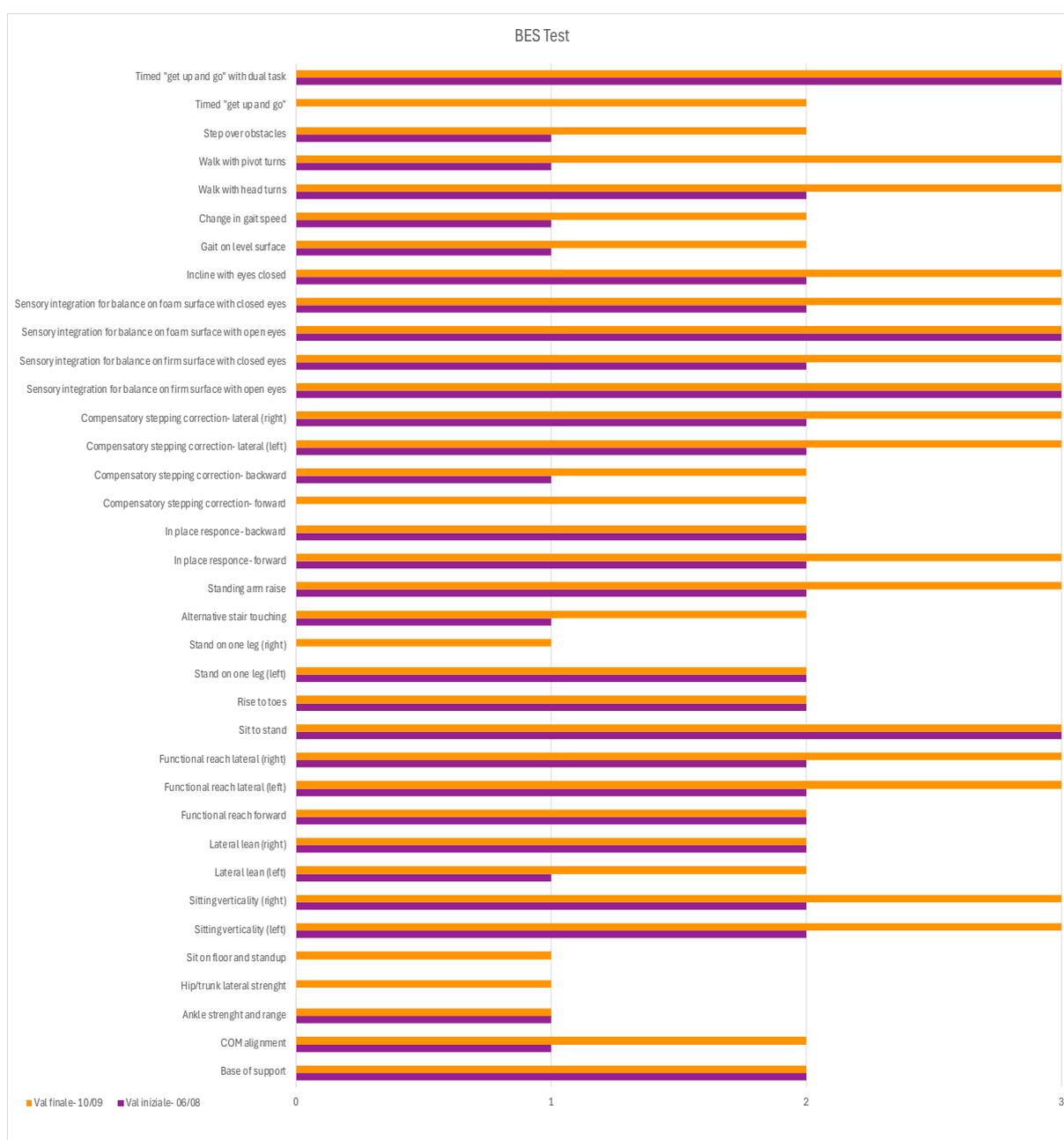
In questo capitolo vengono riportati ed analizzati i risultati ottenuti nella valutazione effettuata all'inizio e alla fine delle sedute di trattamento.

### 6.1 Analisi descrittiva e inferenziale dei dati degli outcome clinici

#### BESTest

Analizzando gli *item* valutati nella sua complessività si nota un incremento nel punteggio totale che varia da 57/108 a 84/108.

Grafico I: BESTest valutazione iniziale e finale

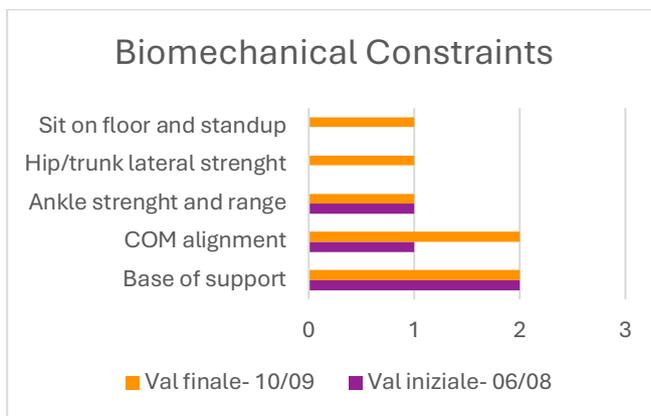


In dettaglio per quanto riguarda la sezione di “*Biomechanical Constraints*” i risultati riportano un incremento negli *item*:

- COM *alignment* passando da un punteggio di 1 a un punteggio di 2
- *Hip/trunk lateral strenght* da 0 a 1 punto
- *Sit on floor and standup* da 0 a 1 punto, svolto in 7 secondi

Nel complessivo rispetto a questa sezione siamo passati da un punteggio di 4/15 a 7/15. Questo si può tradurre dal punto di vista clinico in un incremento del carico sull'emilato paretico destro e in un miglioramento dell'allineamento del COM sulla BOS.

Grafico II: punteggio iniziale e finale sezione “*Biomechanical Constraints*”



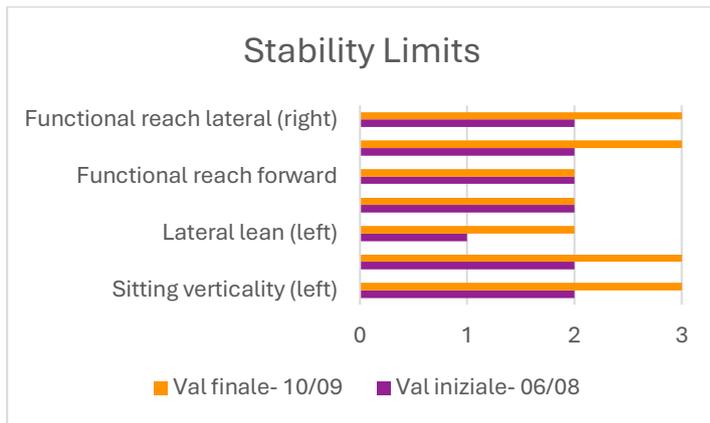
Per quanto riguarda la sezione “*Stability Limits*” gli *item* che hanno mostrato variazioni sono:

- *Sitting verticality* passando da un punteggio di 2 a 3 in entrambi gli emilati
- *Lateral lean* da 1 a 2 punti solo per l'emilato sn
- *Funcional reach lateral*: punteggio da 2 a 3 bilateralmente

Nell'item *functional reach forward* non si è verificato un incremento nel punteggio della scala ma risulta aumentata l'escursione del movimento che passa da 25cm a 27cm.

Nel complessivo per quanto riguarda questa sezione il punteggio totale è passato da un valore iniziale di 13/21 a un valore finale di 18/21 evidenziando un miglioramento dei limiti di stabilità durante gli spostamenti laterali del tronco sia da seduto che in piedi.

Grafico III: punteggio iniziale e finale sezione “*Stability Limits*”

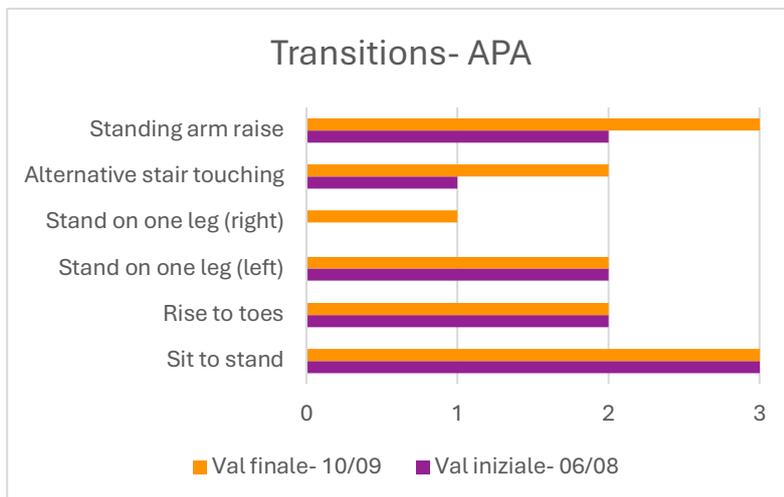


Nella sezione “*Transitions- APA*” c’è stato un miglioramento rispetto agli *item*:

- *Stand on one leg*: passando da un punteggio di 0 a 1 nell’emilato destro
- *Alternative stair touching*: punteggio da 1 a 2
- *Standing arm raise* da 2 a 3 punti

Il punteggio complessivo è passato da un valore di 10/18 a un valore finale di 13/18 con un incremento del controllo posturale visibile nelle attività dinamiche sia degli arti superiori che inferiori.

Grafico IV: punteggio iniziale e finale sezione “*Transitions- APA*”

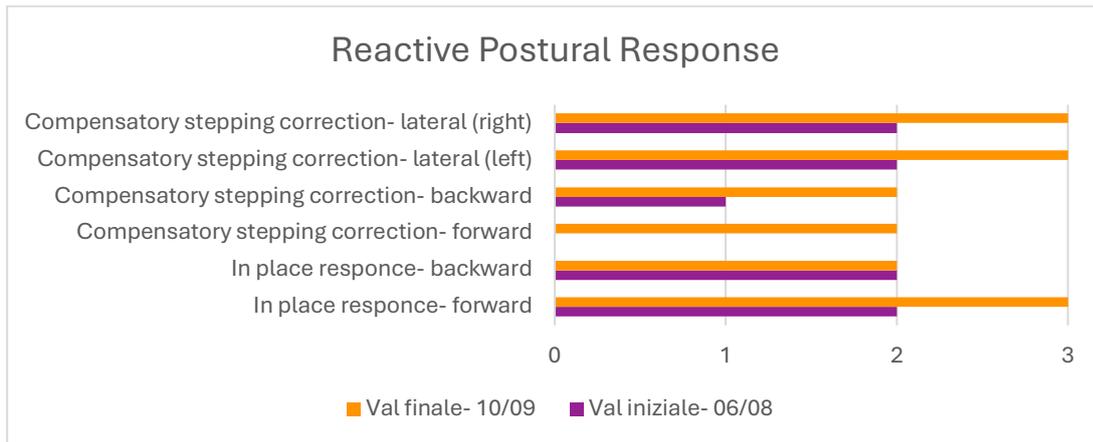


Per quanto riguarda la “*Reactive Postural Response*” il punteggio totale iniziale era di 9/18 e il punteggio finale è stato di 15/18 che si traduce in un miglioramento di tutte le reazioni posturali e del *balance* in stazione eretta.

Gli *item* modificati sono:

- *In place response forward* con un punteggio da 2 a 3
- *Compensatory stepping correction forward*: da 0 a 2 punti
- *Compensatory stepping correction backward*: da 1 a 2 punti
- *Compensatory stepping correction lateral*: da 2 a 3 punti in entrambi gli emilati

Grafico V: punteggio iniziale e finale sezione “*Reactive Postural Response*”

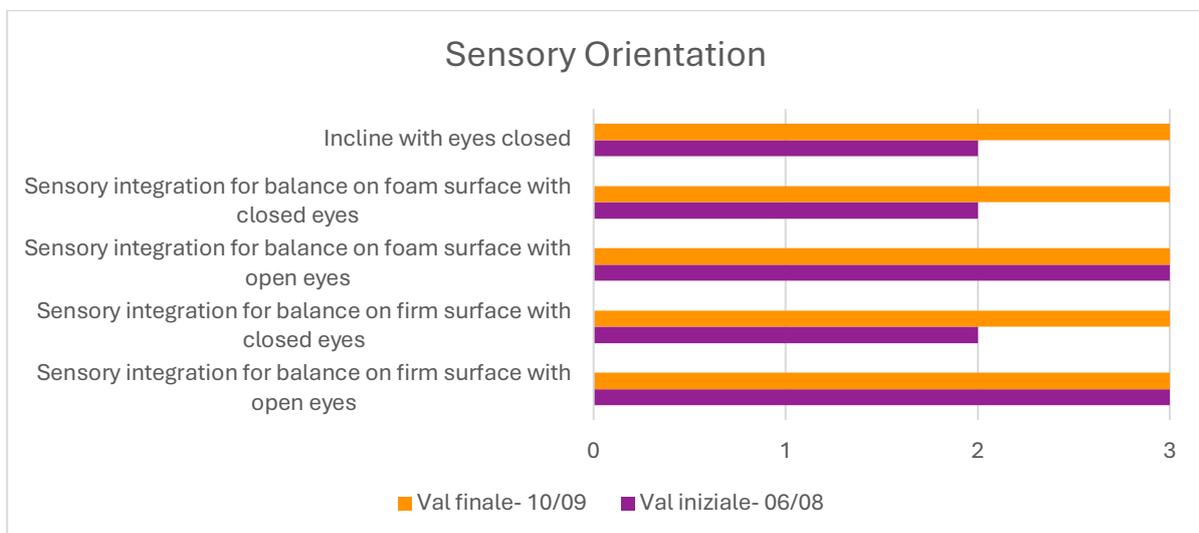


La sezione “*Sensory Orientation*” è migliorata globalmente in tutti i suoi *item* passando da un punteggio iniziale di 13/15 a un punteggio finale di 15/15 indicando un cambiamento complessivo dell’orientamento sensoriale.

*Item* specifici:

- *Sensory integration for balance*: da 2 a 3 su superficie piana a occhi chiusi, da 2 a 3 su superficie rialzata a occhi chiusi
- *Incline with eyes closed* con passaggio di punteggio da 2 a 3

Grafico VI: punteggio iniziale e finale sezione “*Sensory Orientation*”

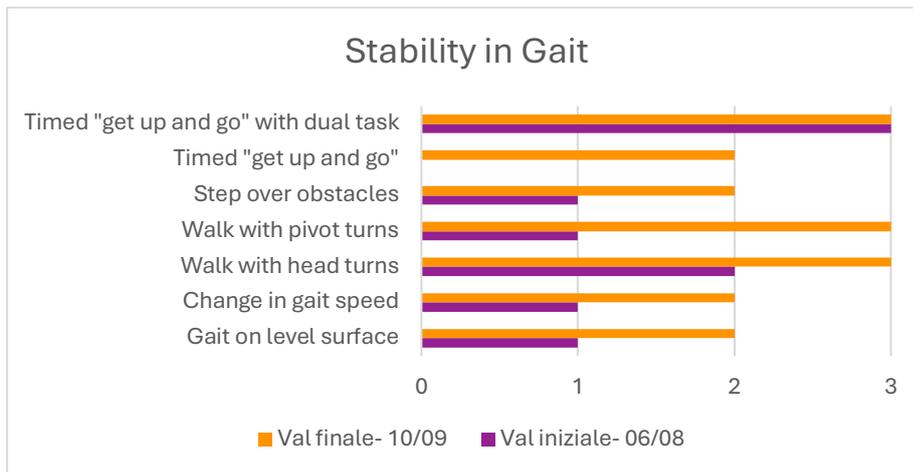


Per quanto riguarda la sezione “*Stability in Gait*” gli *item* che hanno mostrato variazioni sono:

- *Gait on level surface* con punteggio da 1 a 2
- *Change in gait speed*: da 1 a 2 punti
- *Walk with head turns-horizontal*: da 2 a 3 punti
- *Walk with pivot turns* con punteggio da 1 a 3
- *Step over obstacles*: da 1 a 2 punti
- *Timed get up and go*: da 0 a 2 punti

Il punteggio totale iniziale era di 9/21 ed è passato ad uno finale di 17/21. Questo si traduce clinicamente in un incremento della stabilità del cammino e nell’aumento della velocità e del ritmo.

Grafico VII: punteggio iniziale e finale sezione “*Stability in Gait*”



## 6.2 Discussione

L’obiettivo di questo studio è di verificare come le componenti biomeccaniche e gli aspetti neurofisiologici del movimento siano profondamente interconnessi nel generare il *pattern* di movimento corretto per il cammino in seguito a una lesione cerebrale del SNC. Il cammino umano è un’attività complessa e il SNC è soggetto a cambiamenti che dipendono dal tipo di impulsi che riceve e dalla risposta a tali impulsi. Risulta quindi indispensabile per una corretta esecuzione del movimento la relazione fra componenti biomeccaniche (corretto allineamento articolare, corrette lunghezze muscolo-tendinee e attività recettoriale e sensoriale integra) e le componenti neurofisiologiche.

In seguito alla grande immobilità e alla mancanza di movimento dovuta alla lesione del SNC l'equilibrio neuro-muscolo-scheletrico tende ad alterarsi e modificarsi andando a determinare disequilibrio nel movimento fisiologico. Questa alterazione ha conseguenze dirette su tutta l'esecuzione motoria in riferimento ai *pattern* di movimento.

Conoscere i requisiti essenziali fondamentali del cammino, capire quale sia il ruolo sovraspinale e sottospinale per la locomozione e il ruolo degli *input* sensitivi, comprendere il ruolo dei CPG nella locomozione, analizzare le componenti biomeccaniche che contribuiscono al *pattern* locomotorio e analizzare le problematiche più comuni presenti nel *pattern* del cammino patologico diventa fondamentale.

La locomozione umana efficiente richiede infatti le seguenti capacità

- traslazione anteriore del corpo
- supporto bipede e monopodalico
- massima simmetria
- stabilità
- efficienza energetica.

Il cammino umano fisiologico è caratterizzato da una sequenza ripetitiva di movimento degli arti in cui si alternano le fasi di supporto su un singolo arto inferiore per il momento di avanzamento dell'altro arto con la finalità di progressione sagittale del corpo nello spazio.

In realtà la locomozione umana si realizza per attivazione di *pattern*: ci sono più di 50 muscoli in ciascun arto inferiore di cui oltre la metà partecipa attivamente al controllo del movimento dell'arto sul piano sagittale durante il cammino. Normalmente c'è una forte coordinazione bilaterale dei due emilati e molti muscoli prossimali (es. i glutei) 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, per mantenere la configurazione posturale tipica e per reintegrare l'energia persa all'interno di ciascun ciclo del passo. 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 stereotipato.

Una delle sfide più grandi nel cammino è la capacità di creare una corretta SLS; per fare questo è necessaria la presenza di un buon controllo posturale, di una corretta coordinazione tra caviglia e anca, di una *core stability* attiva e di un corretto *setting* della scapola. Nei soggetti sani la strategia di caviglia è sufficiente a mantenere l'equilibrio e non richiede strategie secondarie per mantenere il *balance* in SLS. Per la sua presenza è necessaria un'attivazione del sistema corticoreticolospinale bilaterale, con un aumento delle richieste vestibolospinali nell'arto in *stance*. Necessita inoltre di una precisa e corretta attivazione della catena

multicinetica: la biomeccanica del piede influisce sulla biomeccanica della caviglia, che a sua volta condiziona quelle del ginocchio, dell'anca, del tronco, delle scapole e della testa.

Da un punto di vista clinico è stato osservato al BESTest un miglioramento globale della stabilità e del controllo posturale a livello degli aggiustamenti posturali anticipatori e delle risposte posturali. L'insieme di queste componenti va ad influenzare notevolmente anche la stabilità del cammino individuando un notevole incremento del punteggio in tutti gli *item* della sezione riguardante l'andatura.

Per quanto riguarda la biomeccanica i miglioramenti principali si evidenziano a livello dell'allineamento del COM e nella forza a livello dell'anca e del tronco lateralmente individuando una maggior stabilità, anche in SLS, e una migliore capacità di carico su entrambi gli emilati andando a migliorare anche la stabilità in relazione con la riduzione della BOS. Inoltre si evidenzia anche nell'*item* "*sit on floor and standup*" la possibilità di riuscire a sedersi per terra e poi ritornare in piedi grazie all'aiuto di un appoggio; il paziente non era in grado di eseguire la seduta a terra alla prima valutazione, mentre alla fine delle sedute riusciva a raggiungere la posizione a terra grazie all'incremento di stabilità, a una maggiore dorsiflessione della tibio-tarsica e una flessione di ginocchio controllata per consentire una discesa ottimale in condizioni di sicurezza. Infine questo *item* evidenzia anche l'incremento della forza a livello degli AAIL.

Nella sezione sui limiti di stabilità l'incremento riguarda gli *item* di spostamento e *reaching* laterale. Questo permette di individuare un miglioramento a livello della stabilità traducendosi funzionalmente nella possibilità di effettuare un'attività di *reaching* e spostamento di carico con modificazione del COM sulla BOS.

A livello degli aggiustamenti posturali anticipatori è migliorata la SLS e il carico monopodalico anche dinamico. Inoltre si denota un incremento del controllo posturale in risposta a perturbazioni provocate dal movimento degli AASS. Oltre a questo, anche le reazioni posturali presentano un miglioramento globale degli *item* sia a livello della reazione di caviglia che per quanto riguarda i passi di protezione nelle differenti direzioni.

Funzionalmente questi cambiamenti si riscontrano in un incremento del *balance* e un incremento delle risposte sia a *feedback* che a *feedforward* in assenza di attività di compenso degli AASS. A questo si aggiunge un incremento delle componenti muscolari posturali che rendono più efficace la risposta di attivazione motoria.

Per quanto riguarda l'orientamento sensoriale c'è stato un miglioramento in tutte le sue componenti

- *Sensory integration for balance on a firm surface and on a foam surface*, eseguite entrambe ad occhi aperti e poi chiusi
- *Incline with eyes closed*

L'incremento riscontrato negli *item* ad occhi chiusi potrebbe essere letto come una maggiore integrazione sensoriale con una corretta percezione e con l'integrità delle vie afferenziali in grado di fornire informazioni sulla posizione del corpo.

Questo si nota maggiormente quando l'*item* viene fatto eseguire ad occhi chiusi e le informazioni sensoriali derivano esclusivamente dai canali sensitivi.

Infine anche la sezione sull'andatura presenta miglioramenti in tutti i suoi *item* individuando un incremento globale a livello locomotorio e denotando funzionalmente un miglioramento a livello di tutte le componenti che vanno ad influenzare il cammino: cambi di direzione e di velocità, perturbazioni inattese, rotazioni del capo e ostacoli sul terreno. Inoltre il *dual task* (durante il “*timed get up and go*” veniva richiesto di contare ad alta voce partendo da 100 e andando all'indietro) ha ottenuto un tempo migliore, questo si traduce con un'attivazione più efficace dei meccanismi automatici del cammino attraverso l'attivazione dei CPG, *Central Pattern Generator*.

### 6.3 Limiti della tesi

Una criticità dello studio condotto riguarda l'ampiezza del campione in quanto è stato arruolato un unico soggetto. Un altro aspetto è relativo agli strumenti di valutazione utilizzati: l'utilizzo di una valutazione attraverso supporti tecnologici come viene svolta nei laboratori di analisi del cammino potrebbe fornire dati più oggettivi e sensibili al cambiamento presentando una valutazione qualitativa molto più precisa tramite la selettività e la precisione della valutazione. Inoltre, rimane da verificare per quanto tempo la persona possa mantenere i benefici ottenuti con questa tipologia di trattamento. Successivi *follow-up* potrebbero essere significativi per verificare quanto i miglioramenti ottenuti dal ciclo di trattamento si protraggano nel tempo.

## CAPITOLO 7: CONCLUSIONI

La biomeccanica fisiologica, con le lunghezze muscolari adeguate e il corretto allineamento dei vari segmenti, è fondamentale per una buona locomozione in quanto permette l'interazione tra i segmenti corporei che sono coinvolti nel movimento in modo adeguato. Allo stesso modo è necessario un controllo neurofisiologico ottimale: i differenti sistemi che si attivano per controllare tutte le componenti che sono coinvolte nel cammino devono avere una buona coordinazione tra di loro permettendo la corretta interazione e l'attivazione dei differenti *pattern* che compongono il cammino. È necessaria quindi un'integrità sia a livello biomeccanico che neurofisiologico per l'organizzazione della deambulazione in quanto entrambe le componenti risultano essere fondamentali. Contemporaneamente è necessaria anche una loro interazione; la presenza di una corretta biomeccanica può infatti andare ad influenzare l'attivazione dei *pattern* del controllo neurofisiologico e allo stesso tempo per una risposta adeguata all'attivazione che viene stimolata dai vari sistemi neurali è necessaria l'integrità del sistema efferente in modo che venga prodotta una reazione ottimale e coerente con la stimolazione provocata.

L'obiettivo dello studio era quello di verificare se fosse possibile individuare un miglioramento del *pattern* locomotorio attraverso l'interconnessione tra biomeccanica e controllo neurofisiologico, considerando entrambe le componenti all'interno del trattamento. Lo scopo fondamentale di tutte le sedute di trattamento era infatti la ricerca delle lunghezze muscolari adeguate e del corretto allineamento insieme alla stimolazione sensori-motoria in modo da attivare una corretta risposta secondo l'organizzazione dei differenti sistemi del controllo motorio neurofisiologico.

Il paziente preso in considerazione presentava esiti di lesione del sistema nervoso centrale con quadri di emiplegia, deficit e alterazioni del sistema sensitivo e propriocettivo, del controllo posturale e dell'equilibrio. Una delle componenti maggiormente colpite e che risulta essere fondamentale in ogni attività è rappresentata dal sistema di controllo dell'equilibrio che è necessario sia per la SE statica sia per l'attività locomotoria. L'equilibrio è infatti composto da controllo posturale, APA e strategie protettive; queste tre componenti sono indispensabili per un buon controllo neurofisiologico e alla base della loro attivazione deve essere conservata una corretta biomeccanica. Risultano inoltre fondamentali per il mantenimento dell'equilibrio in condizioni normali e in risposta a perturbazioni, provenienti sia dall'interno che dall'esterno.

I pazienti con patologie neurologiche presentano deficit della capacità di mantenimento dell'equilibrio provocando conseguentemente un incremento del rischio caduta e riducendo la

stabilità. I disturbi dell'equilibrio sono associati principalmente a deficit degli aspetti motori, sensoriali e integrativi del controllo del movimento. Frequentemente nei pz colpiti da *stroke* si denotano deficit sensoriali come esito della lesione del SNC, questo provoca una riduzione delle afferenze sensoriali riducendo l'integrazione multisensoriale presente tra i differenti sistemi coinvolti per la sensibilità e provocando conseguentemente un ridotto controllo dell'equilibrio. È necessario quindi considerare anche tutte le componenti sensoriali durante il recupero del controllo posturale.

Per quanto riguarda invece gli APA e le strategie protettive è fondamentale che sia presente l'escursione di movimento completo in modo da reagire prontamente e in maniera adeguata, per esempio per la corretta esecuzione delle strategie d'anca o di caviglia deve essere presente la completa integrità delle strutture coinvolte in modo da rispondere in modo efficace con la risposta efferente prodotta. Allo stesso tempo le corrette lunghezze muscolari forniscono un'informazione di *feedback* attraverso i fusi neuromuscolari e gli OTG, necessaria per il corretto *timing* d'attivazione nelle varie fasi del passo e per l'eventuale correzione dello schema motorio in presenza di perturbazioni o variazioni delle condizioni esterne.

Dallo studio è emerso un miglioramento generale del *pattern* locomotorio, in particolare per quanto riguarda il controllo posturale e dell'equilibrio durante la deambulazione. Questo ha comportato conseguentemente una riduzione della reazione associata dell'AS dx in atteggiamento flessorio del gomito. Inoltre si riscontra anche un miglioramento del *pattern* del passo a livello generale con incremento dell'allineamento del COM e presenza di un ritmo locomotorio più fluido. Si avrà una riduzione del rischio di caduta grazie all'aumento di stabilità nei cambi di direzione e di velocità durante il cammino. Si può notare quindi come i risultati confermerebbero l'interconnessione tra biomeccanica e controllo neurofisiologico per un buon controllo posturale e il conseguente miglioramento dei *pattern* locomotori.

Come conseguenza di ciò, si può ipotizzare come la presenza di una corretta biomeccanica e il controllo neurofisiologico adeguato, con l'interazione di tutti i sistemi neurali coinvolti, siano fortemente in relazione tra di loro per il miglioramento nel recupero dei *pattern* locomotori fisiologici in seguito a lesione del SNC. Il miglioramento di entrambe le componenti influenza, infatti, anche il miglioramento del controllo dell'equilibrio andando a migliorare la deambulazione nelle varie componenti da cui è formata. Le differenti fasi del passo, la stabilità, le reazioni posturali e gli APA; tutti questi aspetti sono ulteriormente riscontrabili anche nelle sezioni in cui viene suddivisa la scala di valutazione utilizzata (BESTest). L'incremento nel controllo del cammino e nel miglioramento dei *pattern* locomotori si è anche tradotto in una miglior funzionalità. Il paziente, infatti, nel momento della valutazione iniziale utilizzava un

*rollator* per deambulare mentre nel momento della valutazione finale viene utilizzato un bastone tipo *nordic walking* per deambulare negli spazi interni ed esterni.

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, l'interconnessione fra le basi neurofisiologiche e biomeccaniche che sottostanno al ragionamento clinico nel trattamento del paziente neurologico con deficit della deambulazione.

## BIBLIOGRAFIA

1. Sheffler LR, Chae J. Hemiparetic Gait. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2015 Nov;26(4):611–23.
2. Shumway-Cook A, Woollacott M. Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice. In: *Osteoporos Int*. 2006.
3. Clifford AM, Holder-Powell H. Postural control in healthy individuals. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010 Jul;25(6):546–51.
4. Lynch-Ellerington M. The Control of Locomotion. In: *Bobath Concept: Theory and Clinical Practice in Neurological Rehabilitation*. 2009. p. 117–53.
5. Lacquaniti F, Ivanenko YP, Zago M. Patterned control of human locomotion. *J Physiol*. 2012 May 15;590(Pt 10):2189–99.
6. Rossignol S, Dubuc R, Gossard JP. Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. *Physiological Reviews*. 2006 Jan;86(1):89–154.
7. Eng JJ, Winter DA, Patla AE. Intralimb dynamics simplify reactive control strategies during locomotion. *J Biomech*. 1997 Jun;30(6):581–8.
8. Takakusaki K. Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Mov Disord*. 2013 Sep 15;28(11):1483–91.
9. Hubli M, Dietz V. The physiological basis of neurorehabilitation--locomotor training after spinal cord injury. *J Neuroeng Rehabil*. 2013 Jan 21;10:5.
10. Grillner S. Biological pattern generation: the cellular and computational logic of networks in motion. *Neuron*. 2006 Dec 7;52(5):751–66.
11. Molinari M, Scivoletto G. The present special issue on Gait recovery after spinal cord injury. Editorial. *Brain Res Bull*. 2009 Jan 15;78(1):1.
12. Gardella E, Rubboli G, Francione S, Tassi L, Lo Russo G, Grillner S, et al. Seizure-related automatic locomotion triggered by intracerebral electrical stimulation. *Epileptic Disord*. 2008 Dec;10(4):247–52.

13. McCrea DA, Rybak IA. Organization of mammalian locomotor rhythm and pattern generation. *Brain Res Rev.* 2008 Jan;57(1):134–46.
14. Ivanenko YP, Cappellini G, Solopova IA, Grishin AA, Maclellan MJ, Poppele RE, et al. Plasticity and modular control of locomotor patterns in neurological disorders with motor deficits. *Front Comput Neurosci.* 2013 Sep 10;7:123.
15. Ivanenko YP, Dominici N, Daprati E, Nico D, Cappellini G, Lacquaniti F. Locomotor body scheme. *Hum Mov Sci.* 2011 Apr;30(2):341–51.
16. Minassian K, Hofstoetter US, Dzeladini F, Guertin PA, Ijspeert A. The Human Central Pattern Generator for Locomotion: Does It Exist and Contribute to Walking? *Neuroscientist.* 2017 Dec;23(6):649–63.
17. Frigon A, Rossignol S. Experiments and models of sensorimotor interactions during locomotion. *Biol Cybern.* 2006 Dec;95(6):607–27.
18. MacKay-Lyons M. Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. *Phys Ther.* 2002 Jan;82(1):69–83.
19. Jahn K, Deutschländer A, Stephan T, Kalla R, Hüfner K, Wagner J, et al. Chapter 4.20 - Supraspinal locomotor control in quadrupeds and humans. In: Kennard C, Leigh RJ, editors. *Progress in Brain Research* [Internet]. Elsevier; 2008 [cited 2024 Sep 28]. p. 353–62. (Using Eye Movements as an Experimental Probe of Brain Function; vol. 171). Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0079612308006523>
20. Dietz V. Proprioception and locomotor disorders. *Nat Rev Neurosci.* 2002 Oct;3(10):781–90.
21. Kandel ER, Markram H, Matthews PM, Yuste R, Koch C. Neuroscience thinks big (and collaboratively). *Nat Rev Neurosci.* 2013 Sep;14(9):659–64.
22. Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech.* 2008 Aug 7;41(11):2575–80.
23. Goudriaan M, Jonkers I, van Dieen JH, Bruijn SM. Arm swing in human walking: what is their drive? *Gait Posture.* 2014 Jun;40(2):321–6.

24. Dickstein R, Shupert CL, Horak FB. Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. *Gait Posture*. 2001 Dec;14(3):238–47.
25. Ruhland JL, van Kan PL. Medial Pontine Hemorrhagic Stroke. *Physical Therapy*. 2003 Jun 1;83(6):552–66.
26. Netters Atlas of Neuroscience (Netter Basic Science) da Felten MD PhD, David L.; Shetty PhD, Anil: Acceptable (2009) | Shakespeare Book House [Internet]. [cited 2024 Sep 28]. Available from: <https://www.abebooks.it/9781416054184/Netters-Atlas-Neuroscience-STUDENT-CONSULT-1416054189/plp>
27. Corbeil P, Anaka E. Combined effects of speed and directional change on postural adjustments during gait initiation. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011 Oct;21(5):734–41.
28. Khanmohammadi R, Talebian S, Hadian MR, Olyaei G, Bagheri H. Characteristic muscle activity patterns during gait initiation in the healthy younger and older adults. *Gait Posture*. 2016 Jan;43:148–53.
29. Yiou E, Caderby T, Delafontaine A, Fourcade P, Honeine JL. Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World J Orthop*. 2017 Nov 18;8(11):815–28.
30. The Bobath Concept in Adult Neurology : Gjelsvik/Syre: Amazon.it: Libri [Internet]. [cited 2024 Sep 28]. Available from: <https://www.amazon.it/Bobath-Concept-Adult-Neurology/dp/3131454520>
31. Kline TL, Schmit BD, Kamper DG. Exaggerated interlimb neural coupling following stroke. *Brain*. 2007 Jan;130(Pt 1):159–69.
32. Zehr EP, Duysens J. Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *Neuroscientist*. 2004 Aug;10(4):347–61.
33. Brunner R, Rutz E. Biomechanics and muscle function during gait. *J Child Orthop*. 2013 Nov;7(5):367–71.
34. Knarr BA, Reisman DS, Binder-Macleod SA, Higginson JS. Understanding compensatory strategies for muscle weakness during gait by simulating activation deficits seen post-stroke. *Gait Posture*. 2013 Jun;38(2):270–5.

35. 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.
36. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clin Rehabil.* 2000 Aug;14(4):402–6.
37. Kamphuis JF, de Kam D, Geurts ACH, Weerdesteyn V. Is weight-bearing asymmetry associated with postural instability after stroke? A systematic review. *Stroke Res Treat.* 2013;2013:692137.
38. N. Bernstein - The Coordination And Regulation Of Movements [Internet]. 1967 [cited 2024 Oct 4]. Available from: <http://archive.org/details/bernsteinthecoordinationandregulationofmovements>
39. Ting LH, McKay JL. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Curr Opin Neurobiol.* 2007 Dec;17(6):622–8.
40. Ting LH. Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture. *Prog Brain Res.* 2007;165:299–321.
41. Torres-Oviedo G, Macpherson JM, Ting LH. Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations. *J Neurophysiol.* 2006 Sep;96(3):1530–46.
42. 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.
43. Criswell E. *Cram's Introduction to Surface Electromyography.* Jones & Bartlett Learning; 2011. 436 p.
44. 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.
45. Santos MJ, Aruin AS. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. *Exp Brain Res.* 2008 Feb;184(4):547–59.

46. 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.
47. Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol.* 1992;38(1):35–56.
48. Krishnan V, Kanekar N, Aruin AS. Anticipatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis. *Neurosci Lett.* 2012 Jan 11;506(2):256–60.
49. 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.
50. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol.* 1986 Jun;55(6):1369–81.
51. Bouisset S, Zattara M. A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neuroscience Letters.* 1981 Mar 25;22(3):263–70.
52. Jacobs JV, Horak FB. Cortical control of postural responses. *J Neural Transm (Vienna).* 2007;114(10):1339–48.
53. Jacobs JV, Lou JS, Kraakevik JA, Horak FB. The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience.* 2009 Dec 1;164(2):877–85.
54. Takakusaki K, Saitoh K, Harada H, Kashiwayanagi M. Role of basal ganglia-brainstem pathways in the control of motor behaviors. *Neurosci Res.* 2004 Oct;50(2):137–51.
55. Massion J, Ioffe M, Schmitz C, Viallet F, Gantcheva R. Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. *Exp Brain Res.* 1999 Sep;128(1–2):229–35.
56. Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture.* 1997 Aug 1;6(1):76–84.
57. Marigold DS, Misiaszek JE. Whole-body responses: neural control and implications for rehabilitation and fall prevention. *Neuroscientist.* 2009 Feb;15(1):36–46.

58. Pasma JH, Boonstra TA, Campfens SF, Schouten AC, Van der Kooij H. Sensory reweighting of proprioceptive information of the left and right leg during human balance control. *J Neurophysiol*. 2012 Aug;108(4):1138–48.
59. Bonan IV, Guettard E, Leman MC, Colle FM, Yelnik AP. Subjective visual vertical perception relates to balance in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006 May;87(5):642–6.
60. Bonan IV, Marquer A, Eskiizmirli S, Yelnik AP, Vidal PP. Sensory reweighting in controls and stroke patients. *Clin Neurophysiol*. 2013 Apr;124(4):713–22.
61. Blouin J, Bard C, Teasdale N, Paillard J, Fleury M, Forget R, et al. Reference systems for coding spatial information in normal subjects and a deafferented patient. *Exp Brain Res*. 1993;93(2):324–31.
62. Wg W, Yp I, Vs G. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *Journal of neurophysiology* [Internet]. 2012 Mar [cited 2024 Oct 6];107(5). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22157121/>
63. Hb M, Me M, Sr, Lord. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences* [Internet]. 2005 Dec [cited 2024 Oct 6];60(12). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16424286/>
64. Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther*. 2009 May;89(5):484–98.
65. Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging*. 1989;10(6):727–38.
66. Podsiadlo D, Richardson S. The timed ‘Up & Go’: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 1991 Feb;39(2):142–8.

## SITOGRAFIA

67. <http://www.bestest.us/files/4413/6358/0759/BESTest.pdf>