

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI MILANO
FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA

CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA

RELAZIONE TRA INCLINAZIONE DI BACINO E FLESSIONE DI GINOCCHIO IN FASE DI PRE-SWING NEL CAMMINO DEL PAZIENTE EMIPLEGICO. VALUTAZIONE STRUMENTALE E IPOTESI DI TRATTAMENTO

Tesi di Laurea di: Ilaria Atanassiu

Matricola: 762224

Relatore: Prof. Alessandro Crippa

Anno Accademico: 2011-2012

“La specializzazione tecnica non deve tornare a danno della formazione umana, se si vuole rispettare la dignità della persona e non ridurre l’uomo a strumento di lavoro. Il tecnico è prima di tutto un uomo; prima delle esigenze tecniche ci sono le esigenze umane; cioè fame di verità, di bellezza e di amore che tutta la tecnica e i suoi vantaggi materiali non potranno mai soddisfare.”

Beato Don Carlo Gnocchi

ABSTRACT

Introduzione: Conseguenza comune a lesioni del primo motoneurone è il cammino denominato *stiff-knee gait.* Caratteristica di questa disabilità è la riduzione, durante la fase di *swing*, della flessione di ginocchio del lato plegico, la quale si accompagna di frequente ad alterazioni del movimento del bacino. La pelvi presenta, infatti, dei movimenti anomali di compenso, quali l'elevazione eccessiva e la rotazione accompagnata da circonduzione dell'arto. Si riscontra in molti casi la presenza di un pattern di attivazione estensorio.
Con il presente lavoro si è voluto indagare la relazione tra inclinazione di bacino e picco massimo di flessione raggiunto dal ginocchio in fase di volo; per far ciò si sono studiati i parametri cinematici e cinetici presenti in dati d'archivio di una popolazione di soggetti emiplegici. Inoltre si è voluto verificare se, enfatizzando la caduta fisiologica della pelvi in fase di *pre-swing* tramite un trattamento riabilitativo mirato, si potesse ridurre la componente estensoria dell'arto plegico.

Materiali: I dati utilizzati per lo studio retrospettivo sono stati raccolti dal database del laboratorio SAFLo dell'IRCCS S. Maria Nascente (Fondazione Don Gnocchi). Presso la medesima struttura si sono effettuate, tramite *gait analysis,* le valutazioni iniziali e finali del soggetto sottoposto a riabilitazione. Per effettuare il trattamento si è utilizzata la strumentazione a *biofeedback* del kit *Leonardo* (*Chinesport Italia®*).

Metodi: Sono stati studiati, per quanto riguarda la ricerca su dati d'archivio, 25 soggetti, che sono stati suddivisi in due gruppi a seconda che presentassero o meno elevazione di bacino in fase di *pre-swing*. Si è poi valutata per ciascun gruppo la percentuale di soggetti con rigidità di ginocchio. Tra i pazienti ricoverati presso la Fondazione nel periodo di internato, si è trovato un soggetto emiplegico, che presentava rigidità di ginocchio e relativo compenso in elevazione della pelvi, il quale è stato sottoposto a trattamento riabilitativo per tale problematica. Negli esercizi proposti si sono usati diversi strumenti a *biofeeback* combinati tra loro con lo scopo di ristabilire nel soggetto la fisiologica caduta della pelvi in fase di *pre-swing* e, conseguentemente, di stimolare la modificazione del pattern motorio.

Risultati: Per quanto riguarda lo studio retrospettivo, si è riscontrato nel 97% dei soggetti con elevazione di bacino una concomitante rigidità di ginocchio;nel gruppo che non elevava, invece, solo nel 20% dei casi. Il paziente trattato ha ottenuto risultati significativi per quanto riguarda incremento di velocità, simmetria del passo, picco massimo di flessione di ginocchio ed inclinazione verso il basso della pelvi in fase di *pre-swing*.

Conclusioni: I dati ottenuti, seppur ricavati da un unico paziente, sembrano confermare l'ipotesi che un lavoro mirato ad enfatizzare la caduta di bacino in fase di *pre-swing* possa aiutare il soggetto emiplegico ad abbandonare l'elevazione di bacino come strategia funzionale per la gestione della fase di *swing*, incrementando la flessione di ginocchio e rompendo lo schema estensorio. Si potrebbe proporre tale trattamento nelle prime fasi di riapprendimento del cammino successive a *stroke* per ricercare un cammino fisiologico prima che il soggetto ricorra a strategie compensatorie, utili nell'immediato ma che non permettono in seguito di ricorrere a schemi motori più evoluti.

INDICE

1. INTRODUZIONE 1

1.1 Il cammino fisiologico 1

1.2 Il cammino in soggetti emiplegici 12

1.3 Ipotesi 22

2. MATERIALI 27

2.1 Gait analysis 27

2.2 Biofeedback 32

3. METODI 36

3.1 Casistica 36

3.2 Analisi dei dati raccolti per lo studio retrospettivo 37

3.3 Protocollo sperimentale 38

4. RISULTATI 45

4.1 Studio dei dati d'archivio 45

4.2 Valutazione trattamento con feedback 48

5. CONCLUSIONI 53

6. BIBLIOGRAFIA 55

1. INTRODUZIONE

1.1 Il cammino fisiologico

Nel presente capitolo verranno illustrate le caratteristiche principali del cammino fisiologico. È necessario conoscerne adeguatamente le caratteristiche cinematiche e cinetiche al fine di poter studiare la deambulazione patologica e stabilire quindi obiettivi e trattamenti da effettuare.

Per cammino si intende una successione di movimenti ritmici e alternati degli arti inferiori, affiancata da "movimenti d'accompagnamento" del resto del corpo, deputati al mantenimento dell'equilibrio. Tale successione, attraverso una serie di traslazioni di tutti i segmenti articolari interessati, determina la progressione del corpo in avanti nello spazio.

CICLO DEL PASSO

Il cammino avviene in uno schema ciclico, in cui l'alternanza del movimento dei due arti è detta "ciclo del passo" (*gait cycle*) e rappresenta l'unità funzionale del cammino. I principali parametri spazio-temporali vengono descritti facendo riferimento ad esso. Viene definito "passo" l'intervallo di tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede (*stride*). Erroneamente viene spesso usato questo termine riferendosi alla distanza che intercorre tra l'appoggio di un tallone e quello del controlaterale. Tale movimento in letteratura è invece denominato "semi-passo" (*step*). Al posto di "semi-passo" sarebbe più corretto utilizzare il termine "passo anteriore" (destro o sinistro) in quanto, in particolare nel cammino patologico, la lunghezza dei due semipassi può non essere la medesima.

Da un punto di vista temporale si può suddividere ogni passo in due periodi: appoggio e oscillazione. L'appoggio (*stance*) è il periodo in cui il piede è a contatto con

il suolo. In questa fase possiamo distinguere un appoggio singolo (*single support*), così chiamato perché il piede controlaterale si stacca dal suolo e il soggetto rimane in appoggio monopodalico, e un doppio appoggio (*double support*) in cui entrambi i piedi si trovano appoggiati al terreno. [1]

L'oscillazione (*swing*), detta anche fase di volo, è l'intervallo di tempo in cui il piede si trova sollevato e in fase di avanzamento.

PARAMETRI DEL CAMMINO

Quando si effettua l'analisi del cammino, vengono valutati i seguenti parametri spaziali e temporali:

- *lunghezza*: distanza tra due successivi appoggi dello stesso piede. È uguale alla lunghezza del piede più la distanza coperta durante l'oscillazione. A velocità normale misura in media circa 156 cm e rapportata all'altezza del soggetto equivale all'80% della stessa. La lunghezza del passo si può misurare come rapporto tra la distanza percorsa dal soggetto e il numero di passi compiuti per percorrere tale distanza;
- *larghezza*: distanza sul piano frontale del tallone dalla linea mediana di progressione. Quest'ultima è quella linea retta ideale che coincide con la direzione del cammino. Dal centro del tallone a tale linea normalmente vi sono 5-6 cm di distanza;
- *angolo del passo*: angolo di circa 15° compreso tra l'asse longitudinale del piede, che durante il cammino risulta essere ruotato verso l'esterno, e la linea di progressione del cammino. Aumentando la velocità, la larghezza del passo tende ad aumentare mentre l'angolo del passo tende a diminuire;
- *frequenza*: numero di passi nell'unità di tempo. Dal punto di vista temporale, quanto minore è la frequenza del passo, tanto maggiore risulta la durata del doppio appoggio e viceversa. Al di sopra dei 15 km/h, risultando impossibile il doppio appoggio, si ha la corsa, caratterizzata invece dalla presenza di una fase detta di doppia sospensione, poiché entrambi gli arti sono staccati dal suolo**;**
- *velocità*: prodotto della lunghezza media del passo per la frequenza. Essa può anche essere espressa come il tempo necessario per percorrere una

determinata distanza. La velocità media in un cammino normale è di 3,5-6 km all'ora. È possibile aumentare la velocità incrementando sia la lunghezza del passo che la frequenza.

FASI DEL PASSO

J. Perry distingue il ciclo del cammino in due fasi principali, suddivise a loro volta in altre più brevi, ciascuna delle quali è caratterizzata da un obiettivo funzionale specifico e da uno schema di movimento atto a raggiungerlo.[2]

La **fase di appoggio** (che costituisce circa il 60% del ciclo del passo) è suddivisa in cinque parti, qui di seguito riportate.

- Contatto iniziale (*initial contact*): 0-2%. È una fase molto breve in cui il tallone prende contatto con il suolo (*heel strike*).
- Risposta al carico (*loading response*): 2-10%. È il periodo principale del doppio appoggio e continua fino a quando il piede controlaterale non viene alzato da terra.
- Appoggio intermedio (*mid stance*): 10-30%. Comprende la prima metà dell'intervallo di appoggio singolo.
- Appoggio terminale (*terminal stance*): 30-50%. La seconda metà della fase di appoggio singolo va dal sollevamento del tallone fino al contatto al suolo dell'altro piede.
- Pre-oscillazione (*pre-swing*): 50-60%. Rappresenta il secondo periodo di doppio appoggio, inizia con il contatto a terra dell'arto controlaterale e termina con il distacco delle dita omolaterali.



Figura 1: Fase di appoggio

Contatto iniziale

Il principale obiettivo del soggetto nel contatto iniziale è quello di porre il piede in posizione corretta quando giunge a contatto con il terreno. Questa è la fase in cui inizia il primo rotolamento (*heel rocker*), quando il piede, cioè, sotto il controllo della muscolatura pretibiale, rotola in basso dal punto di contatto verso il tallone.

Sia i muscoli ischio-crurali che i quadricipiti sono attivi per controllare la flessione dell'anca e per preparare l'assorbimento dell'urto col terreno.

Sul piano coronale, gli abduttori dell'anca agiscono eccentricamente per resistere al momento di adduzione prodotto dalla massa del corpo agente sull'anca.

I muscoli tibiale anteriore, estensore lungo dell'alluce ed estensore delle dita sono già attivi per controllare la velocità di flessione plantare soprattutto nella successiva fase di risposta del carico.

Risposta al carico

Il principale obiettivo del corpo durante la risposta al carico è quello di mantenere fluida la progressione pur decelerando la massa corporea.

In questa fase il primo rotolamento viene completato e si assiste a un minimo movimento di eversione del piede; il momento esterno prodotto dalle forze di reazione piede-suolo si sposta anteriormente alla caviglia. L'attività muscolare della gamba si sposta posteriormente con l'attivazione del tricipite surale.

È attivo il muscolo quadricipite e in particolare lo sono i muscoli vasti, con lo scopo di non ostacolare l'estensione d'anca.

Abduttori e fascia lata si comportano come una banda di tensione per resistere al momento adduttore esterno a livello dell'anca e al momento varo a livello del ginocchio.

Appoggio intermedio

L'appoggio intermedio segna l'inizio del secondo rotolamento del piede (*ankle rocker*). L'obiettivo principale dell'appoggio intermedio è quello di utilizzare il momento per mantenere la stabilità dell'anca e del ginocchio mentre il corpo avanza sul piede appoggiato.

Il corpo è in appoggio monopodalico. Per quanto riguarda l'articolazione tibio-tarsica, i muscoli tibiale posteriore e peronei mantengono la stabilità del piede in appoggio

mentre il punto di applicazione della forza di reazione col terreno progredisce lungo il suo margine laterale. Il ginocchio è ora in massima estensione ed essa tende a proseguire a livello dell'anca. Poiché l'iperestensione è prevenuta dai legamenti ileo-femorale per l'anca e crociati per il ginocchio, non è necessaria la contrazione muscolare per resistere ai momenti esterni, perciò i muscoli grande gluteo, ischio-crurali e quadricipite femorale cessano la loro attività.

Appoggio terminale

Il principale obiettivo della fase di appoggio terminale è quello di provvedere all'accelerazione e di assicurare una lunghezza adeguata del passo.

L'accelerazione è assicurata dalla caduta in avanti del centro di gravità del corpo e dall'azione concentrica del muscolo tricipite surale. Questa fase segna l'inizio del terzo rotolamento (*forefoot rocker*), quando, cioè, il peso è trasferito in avanti, muovendo il fulcro di rotazione verso le teste dei metatarsi. Quando la rotazione comincia su questo asse, la torsione della parte posteriore del piede blocca la complessa articolazione sotto-astragalica. Per rispondere a una esigenza di maggior stabilità del medio-piede, tale articolazione modifica la propria posizione di eversione in una di inversione.

Il ginocchio raggiunge la piena estensione. Il vettore della forza di reazione al suolo rimane anteriore nel ginocchio e posteriore nell'anca, il che permette ad entrambe le articolazioni di essere stabilizzate dai legamenti piuttosto che dai muscoli.

Pre-oscillazione

Il principale obiettivo della preoscillazione è quello di preparare l'arto all'oscillazione, iniziando la flessione del ginocchio.

Si verificano un aumento della flessione plantare dell'articolazione tibiotarsica, un rapido aumento della flessione del ginocchio e una diminuzione dell'estensione dell'anca.

La **fase di oscillazione** (40% del ciclo del passo) viene suddivisa in tre fasi.

- Oscillazione iniziale (*initial swing*): 60-73%. Essa inizia nel momento in cui il piede si stacca dal suolo e termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede in appoggio.

- Oscillazione intermedia (*mid swing*): 73-87%. Questa seconda fase inizia quando l'arto oscillante è opposto all'arto in carico e termina quando la tibia si porta in verticale. Si assiste a un'ulteriore flessione dell'anca mentre il ginocchio, sotto la spinta della forza di gravità, è portato all'estensione. La dorsiflessione della tibia continua fino a che questa si porta in posizione neutra.
- Oscillazione terminale (*terminal swing*): 87-100%. questa è la fase in cui l'arto oscillante avanza fino a prendere contatto con il terreno.



Figura 2: Fase di oscillazione

Oscillazione iniziale

L'obiettivo principale dell'oscillazione iniziale è quello di interporre una distanza adeguata fra piede e suolo.

Poiché il piede è in aria, le forze di reazione col terreno sono assenti, e le uniche forze esterne agenti sull'arto sono l'inerzia e la gravità. Sulla caviglia tali forze producono un momento di flessione plantare che è controbilanciato dai muscoli dorsi-flessori della caviglia.

In questa fase sono richiesti fino a 60° di flessione del ginocchio per ottenere un'adeguata distanza del piede dal suolo.

I flessori dell'anca sono in azione per accelerare l'arto oscillante e per controbilanciare il momento estensorio prodotto dalla forza di gravità.

Oscillazione intermedia

L'obiettivo principale dell'oscillazione intermedia è quello di mantenere la distanza del piede dal terreno.

Quando il ginocchio si estende, la distanza del piede dal terreno dipende dal fatto che la pelvi sia mantenuta orizzontale o meno, che sia sufficiente la flessione dell'anca e che sia adeguata la dorsiflessione dell'articolazione tibiotarsica. Quest'ultima è mantenuta da una contrazione concentrica del muscolo tibiale anteriore.
Alla fine dell'oscillazione intermedia, l'anca raggiunge la sua massima flessione di 35°, la flessione del ginocchio è ridotta da 65° a 30° e il piede ritorna in posizione neutra.

Oscillazione terminale

L'obiettivo principale dell'oscillazione terminale è la decelerazione della gamba e il corretto pre-posizionamento del piede per il contatto.
Sul piano sagittale, l'anca raggiunge la sua massima flessione e il piede la sua posizione neutrale alla fine dell'oscillazione intermedia. Il ginocchio è flesso di circa 30° all'inizio dell'oscillazione terminale e si avvicina alla piena estensione al contatto iniziale. I muscoli posteriori della coscia decelerano la coscia e la gamba, contrastando un'eccessiva forza iperestensoria a livello del ginocchio. La loro attività è massima durante questa fase del ciclo.
I muscoli estensori dell'anca, il quadricipite e anche il muscolo tibiale anteriore si preparano a resistere ai momenti prodotti dalla forza di reazione piede-suolo al contatto del tallone.
Sul piano trasverso la pelvi ruota in avanti con l'arto oscillante, raggiungendo la massima rotazione quando l'oscillazione terminale finisce con il contatto iniziale.

PRE-SWING

In questa fase del cammino il peso del corpo viene scaricato rapidamente mentre l'arto si prepara alla richiesta di oscillazione. Tutti i movimenti e le azioni muscolari che si verificano in questo periodo sono finalizzati a tale compito.
L'ampio arco di flessione del ginocchio inizia in questa fase di doppio appoggio, quando l'articolazione tibiotarsica si flette plantarmente. Per studiare la fase di pre-oscillazione occorre tener conto dello spostamento del vettore del corpo, ovvero il vettore della forza di reazione al terreno che identifica l'effetto del peso corporeo. L'avanzamento del vettore del corpo anteriormente alle articolazioni

metatarsofalangee e il trasferimento del carico da un arto all'altro liberano il piede permettendogli di ruotare, determinando il sollevamento del calcagno.
Qui di seguito si analizza il comportamento delle articolazioni principali dell'arto inferiore (tibiotarsica, ginocchio e coxofemorale) durante la pre-oscillazione.

Tibiotarsica

All'inizio della fase di doppio appoggio (contatto del piede opposto), il peso del corpo è rapidamente trasferito all'arto controlaterale e perciò non vi è più bisogno di stabilizzare questa articolazione e le forze sul piede diminuiscono. Di conseguenza, i muscoli soleo e gastrocnemio riducono rapidamente la loro attività; la stessa cosa si verifica anche per i muscoli peri-malleolari. L'articolazione tibiotarsica si flette plantarmente di 20°. L'azione del tricipite surale e dei flessori plantari, pur diminuita, è sufficiente per l'avanzamento della tibia. Il vettore si trova così a livello delle articolazioni metatarsofalangee e posteriormente al ginocchio, permettendo la flessione di quest'ultimo. L'attivazione del muscolo tibiale anteriore decelera la caduta del piede e prepara il controllo della tibiotarsica per l'inizio dell'oscillazione.

Ginocchio

Il ginocchio è un'articolazione molto complessa caratterizzata da un'ampia escursione di movimento sul piano sagittale. Durante il ciclo del passo, il ginocchio presenta un'alternanza di flessione ed estensione. Vengono considerati normali valori di escursione compresi tra 0° e 70°. Questa rappresenta una misura di riferimento ma nella fisiologia occorre considerare che tali parametri variano a seconda delle caratteristiche individuali (ad esempio la lunghezza dell'arto) e soprattutto a seconda della velocità del cammino. Velocità e flessione sono infatti direttamente proporzionali.
Sebbene il picco di flessione si raggiunga durante l'oscillazione, nella fase di doppio appoggio il ginocchio si flette rapidamente fino a raggiungere i 40°. Per arrivare in questa posizione nel tempo disponibile, ossia nella fase di pre-oscillazione, esso si flette ad una velocità di 350° al secondo.
Durante il *pre-swing* è il muscolo gastrocnemio insieme al popliteo il responsabile della iniziale flessione di ginocchio oltre che della flessione plantare. Questi muscoli permettono l'avanzamento della tibia destabilizzando il ginocchio ma, poiché il peso è

rapidamente spostato all'altro arto, non è necessario il controllo di tali forze. Il risultato è costituito da 40° di flessione passiva del ginocchio che preparano l'arto per un facile sollevamento delle dita in fase di oscillazione.
È da sottolineare che la flessione attiva del ginocchio, a carico dei muscoli popliteo e ischio-crurali (semimembranoso, capo lungo del bicipite femorale, semitendinoso) avviene alla fine dell'oscillazione intermedia e nella fase di accettazione del carico. Nella pre-oscillazione non vi è significativa attivazione di muscoli flessori poiché il movimento è soprattutto passivo.

Coxo-femorale

L'anca, sul piano frontale, presenta un'escursione complessiva di circa 10°. Durante la fase finale dell'appoggio terminale inizia a diminuire l'adduzione della pelvi sul piano frontale fino a tornare in posizione neutra. Lo spostamento del carico controlateralmente induce un'ulteriore abduzione passiva di 5° durante la fase di *pre-swing*. Ciò fa sì che non sia necessaria un'azione dei muscoli grande e medio gluteo. Inoltre, tale rilasciamento permette all'arto di conservare l'energia per effettuare la flessione durante la fase di volo. Durante la pre-oscillazione si attivano i muscoli adduttori responsabili sia dell'equilibrazione dell'abduzione che della flessione della coscia. Essa passa rapidamente dall'estensione alla flessione, tanto che questa fase del cammino viene anche definita come periodo di accelerazione dell'arto.

CENTRO DI MASSA

Scopo del cammino è spostare il corpo attraverso lo spazio mantenendo libere le mani e la testa in maniera tale che possano svolgere le loro numerose funzioni. Se pensiamo alla quantità di cammino che compiamo quotidianamente, possiamo comprendere quanto sia necessario che tale movimento avvenga in modo efficiente. L'efficienza di qualsiasi attività è rappresentata dal rapporto tra il lavoro effettuato e l'energia spesa. È importante quindi che il cammino sia effettuato con il minimo dispendio di energia possibile.
Il passo normale include due meccanismi per la conservazione dell'energia: il controllo muscolare attivo e l'allineamento del centro di massa alla direzione del

cammino. Per quanto riguarda il primo, la contrazione è controllata sia in intensità che in durata. I muscoli si attivano soltanto quando l'allineamento del corpo genera un momento antagonista al movimento mettendo a repentaglio la stabilità. In questa maniera il sistema lavora in continuo "on-off" selezionando solo i distretti muscolari necessari a contrastare la forza di gravità laddove il suo vettore non sia concorde con la direzione del movimento. Anche l'intensità delle risposte viene controllata affinché sia proporzionale all'entità del momento da contrastare. Se è disponibile un sistema alternativo di controllo articolare, i muscoli si rilasciano. Così si assiste ad un continuo variare, in relazione ai momenti esterni, tra contrazioni attive, inerzia e tensione passiva dei legamenti e delle fasce.

La seconda modalità con cui si diminuisce il lavoro muscolare e si conserva l'energia è la riduzione delle escursioni del centro di massa (CdM) dalla traiettoria del cammino.

In un noto articolo di Sanders et al. si ipotizza che il costo energetico sarebbe al suo minimo se il CdM viaggiasse su una traiettoria lineare e ad altezza costante; non ci sarebbe bisogno infatti di correggere le cadute laterali e quelle verso il basso.[3] Tanto più le oscillazioni del centro di massa si amplificano, tanto maggiore risulta il dispendio. Se non ci fossero meccanismi di controllo, l'uomo presenterebbe un cammino definito "a compasso" in cui l'altezza del corpo cambierebbe di 9,5 cm tra singolo e doppio appoggio e lo spostamento sul piano trasversale equivarrebbe alla larghezza del semipasso normale ovvero 8 cm.[4] Grazie a un insieme di strategie, chiamate determinanti del cammino (*determinants*), questi spostamenti verticali e orizzontali vengono ridotti rispettivamente a 4,4 cm e 4,6 cm.[3] Con tali schemi di movimento, il CdM risulta avere una traiettoria sinusoidale. Tre dei determinanti del cammino sono correlati a modificazioni della pelvi mentre il quarto si riferisce a ginocchio e articolazione tibiotarsica:

- caduta del bacino contro laterale,
- rotazione pelvica,
- spostamento laterale della pelvi,
- flesso-estensione tibiotarsica e flessione di ginocchio.

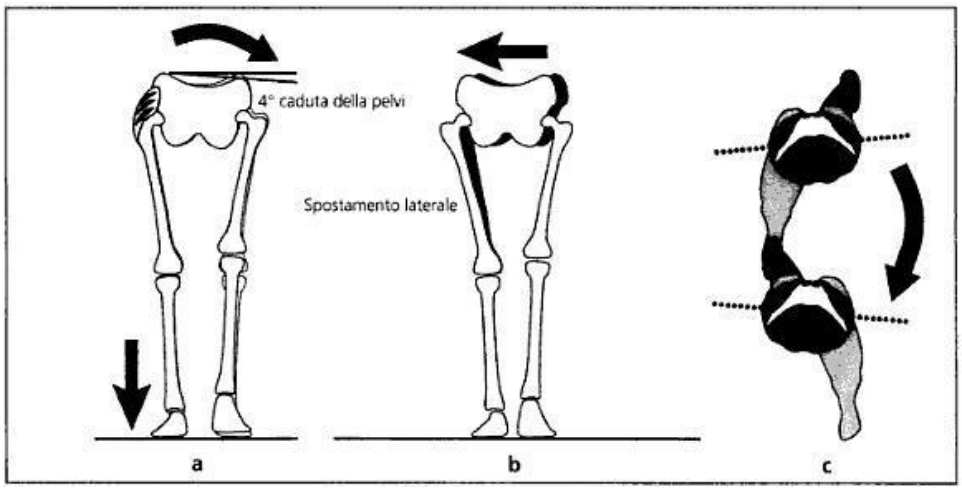


Figura 3: I determinati del cammino. a) Caduta della pelvi controlaterale.
b) Spostamento laterale della pelvi. c) Rotazione della pelvi

Caduta del bacino controlaterale

Lo spostamento del peso sull'arto in carico in fase di appoggio iniziale rimuove il supporto della pelvi dal lato in oscillazione, determinandone una caduta di circa 5°. La pelvi si inclina verso il basso sul piano frontale ruotando intorno ad un asse antero-posteriore. Questa azione contribuisce ad abbassare il centro di gravità del corpo diminuendo così la massima altezza raggiunta dalla sua traiettoria. Il movimento di basculamento del bacino avviene in maniera passiva.

Rotazione pelvica

La rotazione del bacino avviene verso il lato in appoggio quando il controlaterale avanza. Tale movimento sposta l'articolazione dell'anca dell'arto in fase di volo anteriormente rispetto a quella dell'arto in appoggio, aumentando la distanza tra i punti di contatto al suolo e la base del tronco; inoltre la rotazione pelvica sposta le articolazioni coxo-femorali più vicino alla linea mediana. Entrambi gli effetti riducono l'obliquità dell'arto necessaria per raggiungere la lunghezza del semi-passo desiderata. La conseguenza è una diminuzione dell'escursione verticale del CdM.

Spostamento laterale della pelvi

Lo spostamento laterale della pelvi aumenta la naturale abduzione di ginocchio. Fisiologicamente infatti l'angolo tra tibia e femore è valgo. Se gli arti inferiori fossero tra loro paralleli, la distanza tra un piede e l'altro equivarrebbe a quella tra le due articolazioni dell'anca ovvero 20-25 cm, mentre la larghezza normale del semipasso è

di soli 8 cm.[4] Lo spostamento laterale della pelvi in carico aumenta lievemente l'abduzione del ginocchio spostando il CdM più vicino al piede in appoggio.

Flesso-estensione della tibiotarsica e flessione di ginocchio

Il ginocchio e la caviglia si muovono in modo coordinato durante tutto il cammino; in altre parole, mentre uno si flette l'altro si estende, per impedire eccessive escursioni in verticale del baricentro e per rendere la curva dei suoi spostamenti decisamente più armoniosa. Durante la risposta al carico l'arto avanza grazie alla flessione dorsale dell'articolazione tibiotarsica mentre il ginocchio incrementa la sua flessione. Durante il periodo di pieno appoggio la combinazione tra la progressiva flessione dorsale della tibiotarsica, che abbassa l'estremo prossimale della tibia, e l'estensione del ginocchio, che verticalizza il femore, permette di ridurre l'escursione verticale del CdM. Inoltre, per quanto riguarda il ginocchio, l'alternanza dei movimenti di flesso-estensione serve per allungare ed accorciare l'arto nelle varie fasi del cammino: difatti, nel momento del distacco del tallone, tale articolazione si flette di 60° per consentire l'accorciamento dell'arto senza il quale l'avanzamento risulterebbe impossibile; nella fase finale dell'oscillazione invece, esso si riestende per permettere l'allungamento della gamba necessario per un corretto approccio calcaneare.

1.2 Il cammino in soggetti emiplegici

ICTUS

Secondo la definizione dell'OMS (Organizzazione Mondiale della Sanità) l'ictus è l'improvvisa comparsa di segni e/o sintomi riferibili a deficit focale e/o globale delle funzioni cerebrali, di durata superiore alle 24 ore o ad esito infausto, non attribuibile ad altra causa apparente se non a vasculopatia cerebrale. Con la cessazione dell'apporto ematico dovuto ad occlusione o ipoperfusione in un vaso cerebrale, si ha la morte delle cellule neuronali nel *core* dell'area infartuata entro pochi minuti. La zona attorno al *core*, chiamata penombra ischemica, presenta cellule funzionalmente coinvolte ma ancora vitali, grazie alla presenza di circoli collaterali. Quest'area può andare incontro a infarto per il secondario danno neuronale causato dalla cascata di

eventi biochimici che si verifica dopo l'ischemia, la quale porta ad effetti citotossici ed eccitotossici.

Mentre i processi biochimici del danno ischemico cerebrale sono costanti, per quanto riguarda l'eziologia si conoscono diverse tipologie di ictus. La definizione di ictus, infatti, comprende:

- *ictus ischemico*, condizione caratterizzata dall'occlusione di un vaso (ischemia) a causa di una trombosi, di un'embolia o, meno frequentemente, di un'improvvisa e grave riduzione di perfusione del circolo ematico;
- *ictus ischemico con infarcimento emorragico*, detto infarto rosso: si ha quando l'ictus ischemico presenta emorragie dovute a lesione dei vasi secondaria all'ischemia;
- *ictus emorragico* (emorragia intracerebrale primaria), determinato dalla presenza di un'emorragia intracerebrale non traumatica, spesso causata dall'ipertensione;
- *emorragia subaracnoidea*, condizione che si verifica in presenza di sangue nello spazio subaracnoideo;
- *TIA* (*Transient Ischemic Attack*) ovvero attacco ischemico transitorio: si ha quando la durata dell'evento è inferiore alle 24 ore.

L'ictus cerebrale in Italia rappresenta la terza causa di morte**,** dopo le malattie cardiovascolari e le neoplasie, e la prima causa assoluta di disabilità.

Nel nostro Paese, ogni anno, circa 196.000 persone vengono colpite da ictus. L'incidenza è proporzionale all'età: è bassa sotto i 40-45 anni, poi aumenta gradualmente per arrivare all'apice dopo i 70 anni, soprattutto tra gli uomini. Il 75% dei casi di ictus riguarda persone con più di 65 anni e l'incidenza media, ovvero i nuovi casi registrati ogni anno nella popolazione generale, è di circa 220 casi su 100.000 abitanti, con punte di 280 casi tra gli ultraottantenni.[5]

NEUROPLASTICITA' E BASI BIOLOGICHE DEL RECUPERO FUNZIONALE DOPO ICTUS

Per neuroplasticità s'intende la capacità del sistema nervoso centrale (SNC) di modificarsi strutturalmente e funzionalmente in seguito a eventi fisiologici, stimoli

ambientali ed eventi patologici. Nei pazienti con lesioni del SNC, i fenomeni di neuroplasticità rappresentano i meccanismi alla base del recupero spontaneo e, se ben interpretati, essi possono costituire un potente strumento per promuovere approcci riabilitativi mirati, fornendo adeguati stimoli.

La sfida delle neuroscienze sta nel comprendere pienamente i processi di neuroplasticità e di riorganizzazione funzionale dopo danni cerebrali, presupposto indispensabile al fine di prevedere questi ultimi e porli in relazione con la riabilitazione motoria, con lo scopo di scoprire modi e mezzi per evocarla, migliorarla e guidarla.

Fino a non molto tempo fa, gli esperti di neuroscienze erano scettici circa l'eventualità che l'esperienza potesse modificare il cervello. Gli studi di Merzenich hanno però dimostrato per la prima volta che l'esercizio pratico può portare a modificazioni nelle rappresentazioni corticali corrispondenti ai distretti più attivi.[6] Molti altri studi hanno avvalorato l'idea di un cervello plastico anche in età avanzata. Ma è con i lavori di Nudo et al. che si stabilisce che dopo un danno cerebrale è possibile indurre cambiamenti morfologici capaci di migliorare la performance [7]. Il risultato di tali studi suggerisce che il training dopo una lesione può stimolare la plasticità neuronale ed il recupero funzionale dell'arto. La terapia riabilitativa, infatti, evita un'ulteriore perdita della rappresentazione del corpo nella corteccia intatta e ne induce un'espansione nella corteccia adiacente, in associazione con il recupero dell'abilità nei movimenti.

La possibilità di una riorganizzazione corticale dopo una lesione è stata universalmente riconosciuta dal mondo scientifico in seguito alla pubblicazione del lavoro di Liepert et al. che conferma non solo il fatto che il cervello umano è biologicamente sensibile all'esperienza, ma soprattutto che questa plasticità si mantiene nei casi di lesione.[8] Si tratta della prima dimostrazione, nell'essere umano, di una modificazione a lungo termine della funzione cerebrale, associata a un miglioramento indotto dalla riabilitazione dopo un danno neurologico.

L'apprendimento di nuove abilità motorie con un SNC intatto e il recupero di abilità precedentemente apprese e perdute dopo un danno al SNC sembrano essere simili in vari aspetti.

Il cervello ha, dunque, la possibilità di compensare le lesioni cerebrali con meccanismi specifici e la neuroplasticità è il substrato biologico più idoneo a spiegare il recupero

sfruttando le potenzialità fisiologiche. Tale fenomeno poggia fondamentalmente su due processi: la riorganizzazione funzionale del circuiti neuronali e il riarrangiamento strutturale dei circuiti stessi.

Nel caso della riorganizzazione funzionale il recupero è da attribuire a strutture integre che assolvono a nuove funzioni normalmente non di loro pertinenza, senza che per questo esse siano costrette ad abbandonare le funzioni che fino a quel momento avevano normalmente svolto. Secondo il concetto di ridondanza, infatti, il cervello umano ha molti più neuroni di quanti effettivamente ne utilizzi, per cui, se una parte va distrutta, altre ne vicariano le funzioni.

Il riarrangiamento strutturale consiste, invece, nei processi di ricostruzione anatomica dei circuiti stessi nei punti in cui essi erano stati interrotti dalla causa lesiva. Tali meccanismi si identificano in una serie di processi essenzialmente a carico delle cellule nervose integre situate in aree topograficamente adiacenti all'area cerebrale lesa. La rigenerazione vera e propria degli assoni lesi è stata osservata solo sporadicamente, mentre un ruolo fondamentale è da attribuire alla neoformazione di connessioni sinaptiche (sinaptogenesi), per effetto di *sprouting* assonale, che tende ad occupare i siti rimasti vacanti.[9] Nel processo di *sprouting*, i neuroni perilesionali sopravvissuti iniziano ad emettere dei "germogli". In tal modo si determina una sorta di espansione territoriale di innervazione dal neurone di origine, grazie alla crescita di fibre nervose che raggiungono nuove terminazioni cellulari. Il risultato è la chiusura del circuito rimasto momentaneamente aperto.

Nel corso di lesioni cerebrali circoscritte è dimostrata una riduzione funzionale acuta e reversibile, determinata da una diminuzione del metabolismo energetico e della funzionalità di aree cerebrali distanti dall'area lesa, ma connesse ad essa. Tale fenomeno sarebbe dovuto all'improvvisa interruzione del flusso di segnali dalla zona lesa alle zone lontane e questa interruzione di afferenza produce, nelle aree che le ricevono, una temporanea situazione di shock, con conseguente ipometabolismo e ridotta funzionalità: tale fenomeno prende il nome di "diaschisi".

Quando sono danneggiate larghe aree della corteccia cerebrale, il tessuto sopravvissuto intorno al punto colpito può essere insufficiente a permettere una riorganizzazione somatotopica. In queste situazioni è più probabile che le rappresentazioni si "spostino" verso aree che sono strettamente legate

funzionalmente (non per forza in prossimità fisiche), le quali acquisiscono le funzioni delle aree danneggiate.

Nei primi giorni dopo un ictus si assiste ad un buon recupero, dovuto a fattori come il riassorbimento dell'edema (che si verifica dopo quattro-sei ore e fino a quattro-sette giorni), del tessuto necrotico e del sangue e a fattori dipendenti dalle condizioni di equilibrio metabolico dell'area perilesionale. Le modificazioni corticali che avvengono nelle prime ore sono troppo rapide per essere spiegate dalla formazione di nuove connessioni: piuttosto sono basate su preesistenti circuiti e sfruttano potenzialità fisiologiche come l'aumento di potenza sinaptica o l'attivazione di sinapsi già fisicamente presenti ma non attivate.[9] I cambiamenti che si sviluppano più lentamente coinvolgono, invece, sinaptogensi e *sprouting* assonale.

A livello comportamentale, il recupero funzionale del paziente colpito da ictus può essere intrinseco e/o compensatorio. Già nella prima fase successiva all'ictus, il recupero intrinseco si realizza inizialmente in maniera spontanea in assenza di trattamento rieducativo, sfruttando i fenomeni neuroplastici di riorganizzazione funzionale e di riarrangiamento strutturale appena descritti. Tale forma di recupero rappresenta il primo passo del recupero funzionale, consentendo di realizzare il ripristino di modalità funzionali sovrapponibili a quelle premorbose, ma non è sufficiente e, se non adeguatamente indirizzato, può portare a alterazioni del SNC nella direzione opposta a quella desiderata.

Le tecniche riabilitative basate sul concetto di apprendimento motorio (*motor learning*) sfruttano proprio i fenomeni fisiologici del recupero intrinseco: educano il paziente a riottenere un controllo nervoso sugli arti paralizzati e ad adattarsi ad uno specifico contesto ambientale al fine di permettere il ripristino di una funzionalità normale.

Al contrario, le tecniche di recupero compensatorio impongono l'apprendimento di strategie differenti da quelle normali al fine di consentire un'autonomia al paziente e vengono utilizzate quando non sia possibile ritornare ad una funzionalità normale.

Per ottenere un immediato miglioramento funzionale, possono essere incoraggiati movimenti compensatori che, tuttavia, a lungo termine portano a risultati molto inferiori a quelli ottenibili recuperando i pattern motori normali. Studi di Nudo su umani e scimmie dopo ictus hanno dimostrato che il recupero funzionale e la

neuroplasticità dopo una lesione corticale dipendono dall'intensità della terapia senso-motoria e che l'utilizzo di movimenti compensatori può incrementare la funzionalità motoria, anche se rimane povera e limitata rispetto al recupero di patterns motori normali.[7,10]

CAMMINO PATOLOGICO

In seguito a *stroke* si viene ad instaurare un quadro patologico caratterizzato da deficit a livello sensoriale, motorio e cognitivo. Ciò spesso comporta una riduzione della capacità di svolgere le comuni attività della vita quotidiana (ADL) quali vestirsi, mangiare, lavarsi, eseguire passaggi posturali e deambulare. Circa un terzo dei pazienti che hanno subito un ictus presenta un'autonomia compromessa tanto da necessitare assistenza. Per quanto riguarda la riabilitazione, il recupero del cammino rimane uno degli obiettivi primari sia a breve che lungo termine.[11]

Nonostante l'autonomia nella deambulazione venga, infatti, riacquistata nell'85% dei casi entro i primi sei mesi dall'evento ischemico, spesso permangono anormalità nello schema del passo, in conseguenza delle menomazioni a carico dell'arto inferiore.[12,13,14]

Viene comunemente detto che esistono tante modalità di deambulazione quante sono le persone. Ciascun individuo possiede proprie peculiarità fisiche, un proprio *background* e, nel caso particolare dei soggetti emiplegici, una diversa localizzazione della lesione. Nonostante ciò, nei pazienti post-ictus è possibile riscontrare diverse caratteristiche comuni. Qui di seguito sono esposte le principali.

Stenia

Caratteristica diffusa nei pazienti post-ictus è la debolezza muscolare che si riflette sull'incapacità di sviluppare una forza normale. Una delle possibili cause di tale stenia risiede nelle modificazioni che subiscono le unità motorie, per quanto riguarda sia il numero che la capacità contrattile. La perdita di alcuni motoneuroni sembra essere connessa con la diminuzione del numero di fibre reclutate, mentre la difficoltà a mantenere costante il livello di forza durante la contrazione viene attribuita a un'incapacità di regolazione della frequenza di scarica.[15,16]

Ipertono e spasticità

Ipertono e spasticità costituiscono due fenomeni distinti anche se entrambi producono un'aumentata resistenza al movimento passivo. L'aumento del tono è dovuto a modificazioni degli elementi contrattili del muscolo, come la perdita di sarcomeri e alterazioni nei legami a ponte delle fibre, mentre la spasticità è conseguenza di un aumento del riflesso tonico da stiramento. L'ipereccitabilità di tale riflesso è una componente delle patologie che colpiscono il primo motoneurone. La spasticità è presente in circa due terzi dei pazienti che hanno subito stroke e può interferire con i movimenti degli arti inferiori. Durante alcuni gesti, il lavoro dei muscoli agonisti può essere reso più difficoltoso a causa dello stiramento dei muscoli antagonisti che, se spastici, vanno incontro a un'eccessiva contrazione riflessa.[14]

Caratteristiche spazio-temporali

In quasi tutti gli studi si evidenzia una diminuzione della velocità e della cadenza del passo rispetto ai soggetti sani. Questi due parametri sono fisiologicamente collegati e il rapporto tra loro cresce in maniera lineare.[17,18]

Come detto in precedenza, nel capitolo sul cammino fisiologico, le fasi di *stance* e di *swing* presentano una durata ben precisa all'interno del ciclo del passo e il loro rapporto è costante. Per quanto riguarda invece la deambulazione nei soggetti post-ictus, si possono riscontrare delle variazioni di tali parametri, in particolare:

- la durata della fase di appoggio di entrambi i lati è aumentata e occupa una frazione maggiore nell'intero ciclo del passo rispetto a un soggetto sano;
- la fase di *stance* risulta più lunga nell'arto sano rispetto a quello plegico. Tale prolungamento di durata è correlato alla difficoltà a far avanzare l'arto plegico durante la fase di *swing*;
- la fase di doppio appoggio occupa un arco di tempo maggiore sull'intero ciclo del passo rispetto ad un soggetto sano.[18]

Caratteristiche cinematiche

Le caratteristiche cinematiche includono le posizioni lineari e angolari e le loro velocità e accelerazioni. Di particolare interesse sono gli angoli tra i vari segmenti corporei e la loro variazione in relazione alle fasi del cammino.

Qui di seguito vengono elencati i cambiamenti più significativi e più diffusi:

- maggior flessione del ginocchio all'inizio dell'appoggio;
- diminuzione della flessione d'anca durante il contatto iniziale e durante la fase di *swing*;
- minor flessione di ginocchio nella fase di *toe-off*;
- diminuzione del picco massimo di flessione del ginocchio durante la fase di *swing*;
- diminuzione della dorsiflessione plantare durante l'oscillazione.[19]

STIFF-KNEE GAIT

Conseguenza comune a lesioni del primo motoneurone, quali infarto, trauma cerebrale, lesione midollare, paralisi cerebrale e sclerosi multipla, è il cammino denominato *Spastic paretic stiff-knee gait*, che presenta rigidità al ginocchio nel lato plegico.[20] Caratteristica di questa disabilità è la riduzione della flessione di ginocchio durante la fase di *swing* che si accompagna di frequente ad alterazioni del movimento del bacino sul piano frontale. L'anca presenta, infatti, dei movimenti anomali, quali l'elevazione eccessiva e la circonduzione.[21] Le dinamiche che portano a tale tipo di cammino vanno ricercate nella fase di *pre-swing*. Piazza e Delp, attraverso modelli computerizzati che includevano lo studio dei parametri cinematici e dell'attivazione muscolare, hanno dimostrato che le variazioni in questa fase sono la causa principale della rigidità al ginocchio durante l'oscillazione.[22]

In letteratura si riscontra la presenza di diverse teorie su quale sia la causa che porti, nella fase di pre-oscillazione, alla variazione dei momenti articolari nei pazienti emiplegici. Qui di seguito si riporta una panoramica generale delle teorie principali e degli eventuali trattamenti proposti.

Prolungata attività del quadricipite

Nel cammino fisiologico l'attività del quadricipite termina la sua azione nella fase di *pre-swing*. È noto come in molti soggetti, a seguito di ictus, la contrazione di questo muscolo si prolunghi anche nella fase di oscillazione. In particolare, tra tutti i ventri

che compongono il muscolo, quello che presenta l'attivazione maggiore risulta essere il retto femorale. Esso è un muscolo estensore del ginocchio perciò si attribuisce la limitata flessione di tale articolazione alla prolungata attività di questo muscolo.[23-26]

Tenotomia e resezione retto femorale

A partire da questa ipotesi fin da gli anni '70, come testimonia lo studio effettuato da Waters et al., veniva praticata la tenotomia del retto femorale qualora si fosse riscontrata, nell'analisi elettromiografica, una sua contrazione prolungata anche in fase di pre-oscillazione.[25] Più raramente si evidenziava un'attività anomala anche del vasto intermedio. In tal caso si interveniva su entrambi i ventri muscolari. Per quanto riguarda il retto, l'operazione prevedeva l'incisione del tendine a livello prossimale circa 2,5 cm al di sotto della spina iliaca anterosuperiore, mentre per il vasto intermedio si effettuava un'incisione longitudinale a livello distale, circa 5 cm sopra la patella. Nonostante si riscontrassero lievi miglioramenti nella flessione del ginocchio, altrettanto non si evidenziava nei movimenti anomali della pelvi ad essa collegati.[24]

Col passare del tempo si è preferito intervenire effettuando la trasposizione del retto femorale anziché la sua resezione.[23,26] Questo diverso intervento permette di migliorare la flessione di ginocchio senza compromettere la forza del muscolo necessaria durante la fase di appoggio. Tale operazione, inoltre, sembra preservare la flessione d'anca. Le localizzazioni più diffuse per la trasposizione sono a livello distale, solitamente all'inserzione dei muscoli sartorio, gracile e semitendinoso.

Più recentemente, gli approcci chirurgici cercano di combinare la trasposizione del retto femorale con l'allungamento (*fractional lengthening*) dei vasti. Secondo Namadari et al. ciò migliorerebbe la flessibilità di ginocchio permettendo un'estensibilità migliore anche agli antagonisti, senza compromissione della stenia.[27]

Secondo alcuni più recenti studi, *l'outcome* post-chirurgico sul picco di flessione del ginocchio non è così significativo come invece si era ipotizzato.[26,28-31]

Botulino

Nell'ultimo decennio si è diffuso l'utilizzo di tossina botulinica per contrastare la spasticità muscolare riscontrabile in molti pazienti neurologici. Si tratta di una neurotossina prodotta dal batterio *Clostridium botulinum*. Essa è considerata uno dei veleni naturali più tossici, ma usato in piccole dosi può rivelarsi utile in ambito

medico. Ne esistono otto tipi differenti, ma in campo clinico viene usata quella di tipo A. Essa è in grado di legarsi ai siti di membrana bloccando la proteina SNAP-25 necessaria per il rilascio dei neurotrasmettitori colinergici, quali l'acetilcolina, della placca muscolare. Interferisce perciò con la trasmissione dell'impulso nervoso causando paralisi flaccida. La tossina botulinica generalmente manifesta il suo effetto terapeutico entro due o tre giorni dall'iniezione; l'effetto raggiunge l'apice intorno alla terza settimana, si protrae fino a tre-quattro mesi, finché la denervazione chimica è contrastata da una reinnervazione dovuta a gemmazione assonale (*sprouting*).

L'iniezione di tossina viene utilizzata anche nei casi di *stiff-knee gait* qualora sia presente iperattività del quadricipite. Di norma è il retto femorale ad essere sottoposto a intervento, ma non è raro vederne applicato l'uso anche sui vasti, se ritenuti coattivati nella fase di *swing*. Se da una parte si riscontra in tutti i pazienti un decremento significativo della spasticità nei distretti muscolari interessati, dall'altra non si ottiene il medesimo successo per quanto riguarda i parametri temporali e cinematici. In diversi studi si evidenziano solo minimi miglioramenti per quanto riguarda velocità e cadenza. Inoltre, nonostante il trattamento incrementi la velocità della flessione di ginocchio in fase di *toe-off*, l'aumento del picco di flessione non supera mai i 10° tra il pre- e il post-intervento. Il valore medio riscontrabile tra i diversi Autori è di circa 5°.[32-35] Secondo i risultati ottenuti da Stoquart, i pazienti in cui la flessione massima del ginocchio era stata valutata in partenza inferiore ai 15° non hanno ottenuto alcun giovamento. Ciò probabilmente è dovuto al fatto che, in casi così compromessi, la spasticità del quadricipite non è l'unica causa della rigidità del ginocchio.

È da sottolineare che il controllo successivo alla somministrazione della tossina viene generalmente effettuato dopo uno-due mesi. Poiché in questo periodo è ancora attivo l'effetto della tossina, non è valutabile l'efficacia del trattamento a lungo termine. Andrebbe perciò programmato un follow-up che permetta di studiare il paziente anche a sei mesi, quando l'effetto della tossina sia svanito.

In letteratura, vi è chi ha ipotizzato che i pazienti affetti da *stiff-knee gait* sottoposti a somministrazione di tossina botulinica possano giovarsi di risultati più soddisfacenti, se seguiti anche da un trattamento fisioterapico mirato.[34]

Diminuzione della velocità del cammino

Poiché la forza sviluppata dalla caviglia in fase di *toe-off* è ridotta nei soggetti emiplegici, è stato ipotizzato che aumentando la velocità del cammino si potessero variare i pattern anomali di tali pazienti.[36]

In recenti studi si è dimostrato che le strategie del cammino tipiche dei soggetti *post-stroke* sono riscontrabili sia nei pazienti che presentavano velocità di cammino spontaneo ridotte che in quelli che raggiungevano velocità normali.[38-40] Inoltre, alcuni soggetti emiplegici sottoposti a un programma riabilitativo con *treadmill*, come riportato nello studio Den Otter, non ottengono necessariamente significativi miglioramenti né del timing di attivazione muscolare né dei pattern motori.[41] In letteratura si trovano pareri discordanti sull'efficacia di un trattamento incentrato all'aumento della velocità.[37,42]

1.3 Ipotesi

Il presente lavoro di tesi nasce dall'esigenza, riscontrata durante i tirocini, di creare un trattamento riabilitativo del cammino per i soggetti emiplegici basato su uno studio analitico del comportamento motorio. Le variabili che determinano il movimento, infatti, sono molteplici anche nel soggetto normale. Per tale motivo è sempre complesso studiare le problematiche del cammino e la difficoltà aumenta quando si tratti di soggetti con patologie che determinano un'alterazione del movimento. Uno strumento valutativo particolarmente valido nell'analisi del cammino risulta essere la *motion capture,* perché essa permette di studiare simultaneamente i diversi distretti corporei, il loro movimento su tutti i piani dello spazio e le forze generate.

Tra le caratteristiche dei soggetti emiplegici riguardanti il cammino, si è deciso di approfondire un particolare aspetto che risulta piuttosto frequente in questo tipo di popolazione: la rigidità di ginocchio.

Tale problematica, come si è detto nei capitoli precedenti, è spesso legata a modificazioni del comportamento motorio di anca e pelvi. Non è raro, infatti, vedere

quest'ultima che si eleva sul piano frontale nella fase di *preswing* e successivamente in quella di *swing* per compensare il deficit di flessione del ginocchio. Attraverso tale strategia il soggetto consegue un cammino funzionale, in quanto mantiene la *clearance* con il terreno, anche se aumentano il dispendio energetico e la fatica nell'esecuzione del movimento. In particolare si riscontra in molti di questi pazienti la presenza di un pattern di attivazione estensorio, che consiste nell'estensione di anca, ginocchio e caviglia, nell'adduzione ed extrarotazione dell'anca e nell'inversione del piede. Si può osservare come il soggetto presenti tale sinergia motoria in estensione in particolare nella fase di pre-oscillazione. Con il termine "sinergia motoria" vengono definiti i movimenti coordinati di diversi gruppi muscolari che si attivano in sincronia per eseguire un determinato compito. A seguito di *stroke*, alcuni pazienti perdono la capacità di controllo autonomo su queste sinergie. La funzionalità del movimento può essere compromessa dalla contrazione inappropriata di alcuni muscoli, ma anche dalla scarsa variabilità delle attivazioni muscolari. Un soggetto sano, infatti, è in grado di modificare il proprio schema motorio a seconda del contesto: egli può aumentare o diminuire la velocità del passo o la sua lunghezza oppure variare l'ampiezza dei movimenti articolari. I soggetti emiplegici, al contrario, non sono in grado di controllare efficacemente l'attivazione muscolare, come avviene, ad esempio, nei confronti del pattern estensorio.[43]

Nell'ambito del presente lavoro ci si è chiesti se sia possibile rompere questo pattern motorio andando a ricercare la fisiologica caduta di bacino in fase di *pre-swing*. Tale scelta si fonda sullo studio del movimento fisiologico della pelvi e sull'ipotesi che un lavoro finalizzato al suo ripristino possa migliorare la flessione di ginocchio e indebolire la sinergia estensoria.

Nella fase che precede di poco l'oscillazione (*pre-swing*), si osserva la fisiologica caduta del bacino sul piano frontale (Trendelemburg fisiologico): essa avviene in modo passivo, mentre il peso corporeo viene rapidamente spostato sull'arto contro laterale, nel quale si attivano i muscoli stabilizzatori del bacino. Qui di seguito si riporta un'immagine di un referto-tipo per un soggetto sano. In esso sono analizzati la flessione del ginocchio e l'inclinazione della pelvi durante l'intero ciclo del passo. Le linee blu e rossa rappresentano rispettivamente l'arto destro e l'arto sinistro di un singolo soggetto, mentre la banda grigia i valori raccolti in una popolazione di

riferimento. Per leggere correttamente il grafico relativo al bacino, occorre considerare che quella illustrata è la posizione sul piano frontale della spina iliaca antero-superiore controlaterale rispetto a quella dell'arto di cui si sta analizzando il passo; essa viene espressa come inclinazione in gradi della linea bisiliaca. Questo significa che, laddove la linea salga, il bacino omolaterale si abbassa; laddove scenda, la pelvi si eleva.

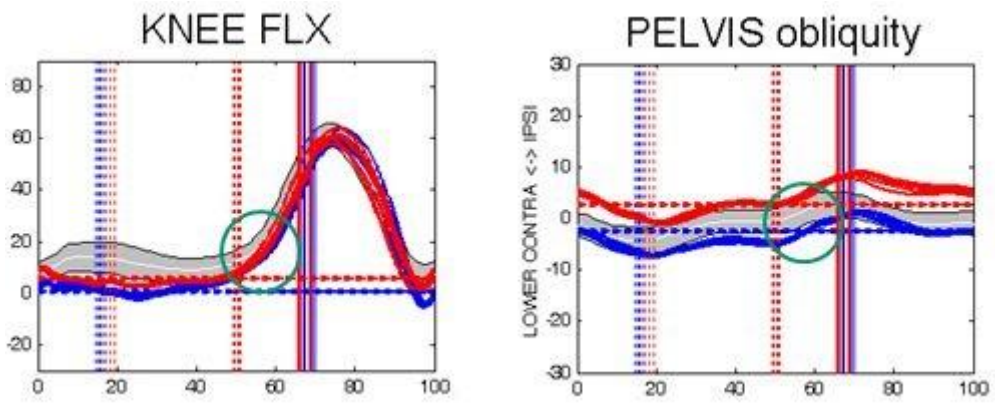


Figura 4: Flessione di ginocchio e inclinazione della pelvi in un soggetto sano

Nella fase evidenziata dal cerchio verde, che va dall'appoggio dell'arto controlaterale (linea tratteggiata a metà del ciclo del passo) allo stacco di quello studiato (linea continua), il bacino ha una caduta di circa 5° (la linea sale). Tale caduta avviene in fase di *pre-swing*, nella quale l'arto si trova ancora in appoggio (in una condizione definita perciò di catena cinetica chiusa) e ha ripercussioni sulla cinematica dell'arto inferiore. La caduta del bacino, infatti, in associazione con i momenti delle forze esterne, induce la flessione di anca, ginocchio e caviglia sul piano sagittale. Inoltre tale condizione, insieme alla rotazione della pelvi sul piano orizzontale, aumenta l'ampiezza dell'oscillazione dell'arto inferiore, facilitando la fase di *swing*. Viene così agevolato il movimento passivo dell'arto, equiparabile ad un pendolo che si muove sotto gravità. Se si guarda alla fisiologia del cammino, si può notare come la fase di oscillazione sia un movimento prettamente passivo e quindi richieda un'attivazione muscolare minima, principalmente volta al mantenimento della *clearance* del piede col terreno, con un costo energetico minimo rispetto all'intero ciclo del passo.[43,44]

In uno studio del 2009, l'Autore si proponeva di ottenere una riduzione del costo energetico del cammino, parametro che risulta aumentato nei pazienti emiplegici,

tramite riduzione dello spostamento verticale del centro di massa.[45] Per ottenere ciò si impiegava la tecnica del *biofeedback*: ai pazienti veniva richiesto di camminare su *treadmill* alla propria abituale velocità osservando su di uno schermo l'escursione verticale del proprio centro di massa, rilevato da un *marker* posto a livello sacrale. Si chiedeva loro quindi di cercare di ridurre tale spostamento. La ricerca ha dimostrato che non diminuiva solo il consumo energetico durante la deambulazione ma anche l'attività dei muscoli della coscia dell'arto paretico e al contempo migliorava la flessione del ginocchio. Questo studio, pur partendo da ipotesi e obiettivi diversi da quelli della presente tesi, permette di riflettere sulla relazione tra spostamento di bacino e flessione di ginocchio. L'Autore infatti mira a diminuire il dispendio energetico ma, agendo sul controllo tramite feedback dal bacino, ottiene risultati anche sulla rigidità del ginocchio, sulla spasticità e sulla co-contrazione muscolare. Non esiste un solo fattore che permetta di diminuire l'escursione verticale del centro di massa, ma l'inclinazione della pelvi, in quanto determinante del cammino, rappresenta uno di questi. Perciò si può ipotizzare che limitando l'elevazione di bacino in fase di *pre-swing* si possano avere effetti positivi anche sulla flessione di ginocchio.

Date tali premesse, si è deciso in primo luogo di studiare un campione di soggetti emiplegici, attingendo a dati presenti nell'archivio del laboratorio SAFLo (Servizio di Analisi della Funzionalità Locomotoria) dell'IRCCS S. Maria Nascente della Fondazione Don Carlo Gnocchi di Milano. Si è indagata la relazione tra inclinazione di bacino sul piano frontale in fase di *pre-swing* e flessione di ginocchio. In particolare si è voluto appurare l'eventuale associazione, da una parte, tra l'elevazione della pelvi e la rigidità di ginocchio e, dall'altra, tra l'abbassamento della pelvi e la flessione di ginocchio entro parametri fisiologici.

Oltre a questo lavoro di ricerca retrospettiva, si è cercato - tra i pazienti seguiti presso la Fondazione durante il periodo di internato - un soggetto che presentasse rigidità di ginocchio in concomitanza con l'elevazione di bacino, al quale proporre un trattamento basato su una tecnica di riapprendimento motorio tramite strumentazione a *biofeedback*. Tramite tale trattamento si è inteso ricreare una condizione di fisiologica caduta del bacino al fine di migliorare la flessione di ginocchio nella fase di *swing*. Il confronto dei risultati pre- e post-riabilitazione

permette di stabilire se gli esercizi proposti risultino efficaci per migliorare i parametri del cammino, con particolare riferimento alla rigidità di ginocchio.

2. MATERIALI

2.1 Gait analysis

L'analisi del movimento permette di raccogliere informazioni sulle caratteristiche della postura e della dinamica relative al sistema muscolo-scheletrico. Si tratta di un sistema di valutazione informatico e non invasivo che consente di fornire una misura oggettiva ed estremamente precisa evitando così di affidarsi esclusivamente all'osservazione soggettiva del clinico. L'informazione che si ricava riguarda il movimento assoluto del centro di massa del corpo, il movimento assoluto dei segmenti ossei, il movimento relativo tra segmenti adiacenti, le forze e le coppie di forze generate nell'interazione con l'ambiente, i carichi trasmessi attraverso le articolazioni, le variazioni di energia, il lavoro e la potenza muscolare. Tali parametri possono essere misurati o stimati mediante modelli matematici morfo-funzionali dei tessuti, degli apparati o dei sistemi coinvolti nell'analisi.[46]
È possibile ottenere descrizioni quantitative delle funzioni che coinvolgono l'apparato locomotore in condizioni sia normali che patologiche. La *gait analysis* può essere utilizzata anche per valutare l'efficacia della riabilitazione per il recupero della disabilità.

I dati che si ottengono sono di diverse tipologie:

- *dati cinematici*: posizione nello spazio, velocità e accelerazione del corpo. Questi dati sono ottenuti tramite l'utilizzo di sistemi di *motion capture*;
- *dati cinetici*: forze e momenti. Tali informazioni si ricavano tramite l'ausilio di pedane di forza;

Le analisi per il presente lavoro di tesi sono state effettuate presso il laboratorio SAFLo (Servizio di Analisi della Funzionalità Locomotoria) dell'IRCCS S. Maria Nascente della Fondazione Don Carlo Gnocchi di Milano.

La strumentazione impiegata in questo laboratorio è composta di:

- un sistema stereo-fotogrammetrico BTS SMART-D (BTS, Garbagnate Milanese)
- una piattaforma di forza Kistler (Winterthur, Svizzera)

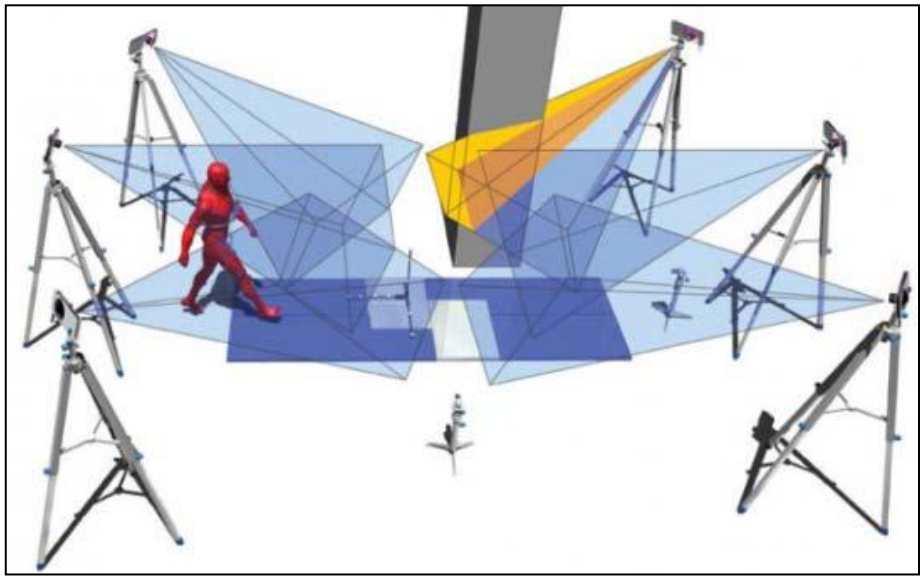


Figura 5: esempio di laboratorio per l'analisi del movimento

SISTEMI OPTOELETTRONICI

Per l'analisi del movimento, il *gold standard* è oggigiorno rappresentato dai sempre più diffusi sistemi optoelettronici. Essi prevedono l'utilizzo di telecamere digitali in grado di rilevare dei marcatori localizzati sulla superficie corporea del paziente, secondo un preciso protocollo, e di un software capace di interpolare la posizione dei marcatori in ogni istante al fine di elaborare un'immagine tridimensionale e di valutare i dati cinematici.

Telecamere

I sistemi optoelettronici utilizzano telecamere digitali capaci di operare nella gamma del visibile e in quella dell'infrarosso. Esse rilevano la luce riflessa dai marcatori catarifrangenti, prodotta da illuminatori all'infrarosso montati sulle telecamere stesse.

Per ricostruire tridimensionalmente la posizione di un marcatore nello spazio, il punto corrispondente deve essere visto in contemporanea da almeno due telecamere non allineate. L'utilizzo di un numero cospicuo di telecamere minimizza la possibilità

che un'angolazione sfavorevole o un'ostruzione impediscano la rilevazione e la conseguente ricostruzione delle immagini.

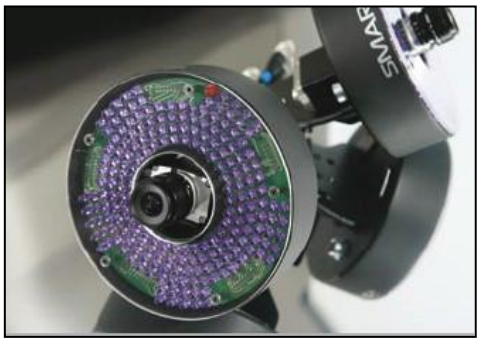


Figura 6: telecamera BTS [47]

Il BTS SMART-D è un sistema optoelettronico digitale costituito da 8 telecamere dotate di sensori ad elevata sensibilità e di illuminatori compatti. Questi sono montati posteriormente al piano focale di ogni telecamera in modo che la radiazione emessa non disturbi la rilevazione. Il sistema permette di acquisire tutti i movimenti compiuti in un ampio volume (3m x 2m x 2m) con un elevato livello di accuratezza e precisione.[48]

Marcatori

I marcatori utilizzati per le acquisizioni della presente tesi sono costituiti da supporti plastici rivestiti di materiale catarifrangente, in grado di riflettere la luce infrarossa emessa da un dispositivo di illuminazione esterno. È necessario applicare una pre-elaborazione per individuare e classificare i *marker*, che vengono posizionati in punti di repere anatomici e permettono la successiva ricostruzione di ogni singolo segmento anatomico.



Figura 7: esempio di marcatori utilizzati

PROTOCOLLO PER L'ANALISI DEL MOVIMENTO

Nell'analisi del cammino, occorre utilizzare dei protocolli per rendere clinicamente interpretabili i parametri acquisiti. Il protocollo definisce il modello biomeccanico, i punti di repere anatomici e le procedure per acquisire i dati, elaborarli e analizzarli.

In questo lavoro di tesi si è utilizzato il protocollo LAMB (Laboratorio per l'Analisi del Movimento del Bambino) per gli arti inferiori. Esso è stato messo a punto nel 2004 per essere utilizzato nell'acquisizione di dati cinematici del cammino in età pediatrica, anche in presenza di patologie neurologiche. Il suo uso è stato poi esteso all'analisi di soggetti adulti.[49]

Il *marker set* utilizzato per le acquisizioni prevede 31 marcatori sferici catarifrangenti, posizionati sui punti di repere come indicato nella Figura 8

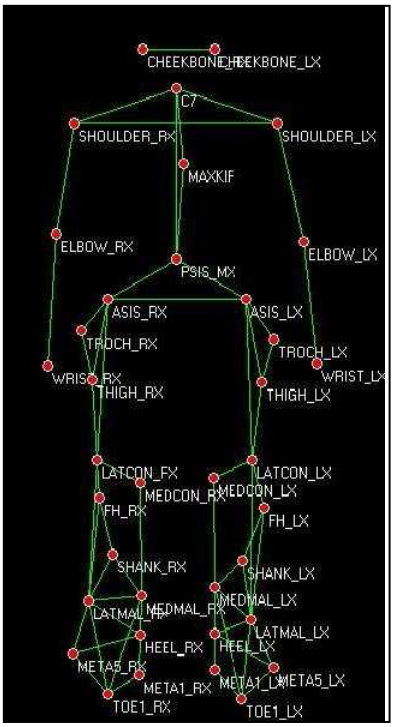


Figura 8: modello del protocollo LAMB [50]

PIATTAFORMA DI FORZA

Il corpo si muove sotto l'azione di forze interne, determinate dall'azione muscolare nel rispetto dei vincoli articolari, e di forze esterne generate nell'interazione con l'ambiente. Le pedane di forza sono sistemi in grado di misurare queste ultime. Il metodo utilizzato si basa sulla variazione delle proprietà elettriche del sensore,

conseguente alla deformazione meccanica della piattaforma, la quale risulta direttamente proporzionale all'intensità delle forze a cui viene sottoposto l'arto in appoggio. Le celle di carico, adibite a tale scopo, misurano il carico verticale, le forze di taglio orizzontali in direzione antero-posteriore e medio-laterale e i momenti torcenti relativi ai tre assi.

La piattaforma utilizzata presso il laboratorio della Fondazione è di tipo piezoelettrico. Essa sfrutta la proprietà di alcuni cristalli (tra i quali il più comune è il quarzo) di generare una tensione quando vengano sottoposti a sollecitazioni meccaniche. Le pedane sono integrate con il software BTS che consente di elaborare i dati in tempo reale calcolando le tre componenti ortogonali delle forze di reazione al terreno: componenti di taglio, longitudinali e verticali.[51]

ELABORAZIONE DEI DATI

Per ottenere i valori dei parametri cinematici e dinamici dai dati acquisiti tramite le strumentazioni di *motion capture*, è stato necessario l'uso di un software dedicato. Il sistema *SMART Capture*, fornito insieme al sistema optoelettronico BTS utilizzato, è stato impiegato per gestire l'acquisizione integrata e la sincronizzazione dei dati provenienti dal sistema optoelettronico, dalle pedane di forza e dall'elettromiografo. Tale applicativo consente, prima dell'acquisizione dei movimenti, di calibrare le telecamere, il volume di acquisizione, le pedane e le sonde EMG. Al termine dell'acquisizione, il software crea dei file contenenti l'andamento nel tempo delle coordinate tridimensionali di tutti i marcatori rilevati e dei segnali di tutte le componenti di forza e momento misurati dalle piattaforme.

Ricostruzione e *tracking* sono resi possibili dal software *SMART Tracker*, anch'esso fornito insieme al sistema optoelettronico BTS. Questo applicativo è stato sviluppato per la ricostruzione tridimensionale automatica del movimento. Tramite un *editor* grafico è possibile creare il *marker set* da applicare, ovvero si specificano i marcatori utilizzati assegnando loro un nome e unendoli tra di loro secondo una relazione anatomica, per permettere una visualizzazione del movimento più intuitiva. Dopo aver creato il *marker set* opportuno, l'utente può assegnare ad ogni *marker* previsto nel modello il corrispondente marcatore rilevato in acquisizione; questa operazione

di associazione è detta *labelling*. A partire dai punti esterni rilevati e dai dati antropometrici del singolo soggetto, il sistema calcola gli assi di rotazione di ogni singola articolazione. Il software genera automaticamente dei report costituiti da tabelle riassuntive, contenenti i valori dei parametri cinematici calcolati, e da grafici di sintesi dell'andamento temporale delle grandezze cinematiche e dinamiche calcolate. I risultati possono poi essere esportati in formati di file standard (PDF per i grafici ed Excel per le tabelle).

Tra tutti i valori di riferimento disponibili nel database, ricavati da una popolazione di soggetti sani, vengono scelti per ciascun parametro quelli rilevati in un campione caratterizzato da una velocità paragonabile a quella del soggetto in analisi. In tal modo è possibile effettuare il confronto con parametri fisiologici coerenti con le caratteristiche cinematiche del paziente. I dati vengono inoltre automaticamente normalizzati tenendo conto dell'altezza, della velocità del cammino e della lunghezza del passo.

2.2 Biofeedback

Per *biofeedback* (BFB) si intende l'insieme delle informazioni che il soggetto in movimento ha la possibilità di ricevere ed elaborare, al fine di controllare il gesto ed eseguirlo con maggior efficacia.[52]

Il BFB può essere intrinseco, quando si riferisce a informazioni provenienti dal sistema somatosensoriale di chi esegue il movimento, oppure estrinseco, quando le informazioni derivano da fonti esterne al soggetto.

Il sistema nervoso centrale riconosce, attraverso l'informazione propriocettiva, la posizione di un arto, di una articolazione o di una parte del corpo; attraverso l'informazione cinestesica recupera la consapevolezza del movimento. Questi dati vengono integrati ed elaborati a livello centrale per dare risposte motorie adeguate. I sistemi di feedback intrinseco e la percezione corporea possono essere deficitari nei pazienti che hanno subito un ictus, nei quali risulta pertanto compromessa la corretta esecuzione del movimento.

Per aiutare tali soggetti è risultato efficace l'utilizzo di *biofeedback* estrinseco per migliorare l'apprendimento e l'esecuzione di un compito. Tale tecnica consente di fornire al paziente informazioni visive, uditive e tattili relative ai propri eventi fisiologici interni al fine di permettere al soggetto stesso di controllare e gestire questi eventi.[53]

Gli strumenti riabilitativi utilizzati a tale scopo sono apparecchiature che forniscono, sfruttando i canali visivi o uditivi o tattili, un'informazione sensoriale percettibile sull'andamento del gesto che si sta effettuando. La concomitanza di un'informazione specifica e facilmente valutabile, stimolata dal *biofeedback* e proveniente dagli organi di senso, e di un'informazione intrinseca non adeguata e non specifica, dà al paziente la possibilità di correggere quest'ultima in relazione al riferimento corretto.

L'utilizzo di *biofeedback* in pazienti colpiti da ictus è stato utilizzato per la prima volta nel 1975 e negli anni si è sempre più diffuso, soprattutto sfruttando il canale visivo piuttosto che quello uditivo.[54] Quest'ultimo, nonostante il suo potenziale sia sottostimato e sia perciò poco utilizzato, è particolarmente adatto per amplificare ed enfatizzare piccole variazioni di movimento che, tramite il solo canale della vista, sarebbero difficilmente percepibili. A favore del *biofeedback* sonoro si può citare un recente studio effettuato da Secoli et al. in cui si evidenzia come l'utilizzo di tale strumento permetta di migliorare l'attenzione del paziente e diminuirne lo sforzo.[55]

Una *review* recentemente pubblicata mostra che il *biofeedback* posizionale migliora i parametri del cammino con benefici anche nel breve periodo. Dagli studi analizzati in tale lavoro si osserva come in pazienti post-ictus il miglioramento dei movimenti degli arti inferiori risulta essere permanente.[56]

STRUMENTAZIONE BIOFEEDBACK UTILIZZATA

La strumentazione utilizzata fa parte del kit modulare *Leonard*o commercializzato da *Chinesport Italia®,* che si compone di sussidi a feedback posizionale utili come strumenti sia valutativi che riabilitativi. È possibile con essi monitorare e amplificare i movimenti (di capo, tronco, bacino, ginocchio) permettendo, da una parte, di valutare velocemente le asimmetrie, i compensi e le variazioni della *performance* del paziente,

dall'altra, di impostare un trattamento di uno specifico distretto corporeo guidando il soggetto nell'acquisizione di nuove strategie.



Figura 9: strumentazione del kit *Leonardo* utilizzata

Tra tutti i supporti disponibili, sono stati usati questi strumenti in particolare: l'inclinometro, il puntatore laser, il goniometro e il micromouse. Qui di seguito si riporta una breve descrizione di ciascuno.

Inclinometro

L'inclinometro è un sensore contenuto all'interno di un'antenna, a sua volta posizionabile in diversi distretti corporei. È possibile individuare, a seconda di come si posiziona l'antenna, un range di movimento sui piani frontale e sagittale oltre il quale si determina la chiusura del circuito elettrico di cui è dotato lo strumento: ne consegue l'attivazione di un led, un *buzer* o una pastiglia vibrante. Il primo fornirà un feedback visivo, il secondo uno sonoro e il terzo uno vibratorio. È possibile modificare l'inclinazione dell'antenna per rendere più o meno sensibile lo strumento.

Per questo lavoro di tesi è stato utilizzato un inclinometro a *biofeedback* sonoro posizionato sul bacino tramite supporto in legno, sagomato appositamente per tale distretto corporeo e fornito di fasce di tessuto con velcro per il fissaggio al paziente.

Puntatore laser

Il puntatore laser è uno strumento di dimensioni contenute, in grado di fornire al paziente un feedback visivo continuo rispetto all'escursione di un suo distretto corporeo. Uno snodo alla base dello strumento permette di direzionare e proiettare il punto luminoso a distanza, amplificando i movimenti compiuti dal segmento sul quale è posizionato.

Goniometro

Il goniometro si compone di una filo inestensibile ancorato ad un elemento elastico, a sua volta fornito alle estremità di attacchi velcrati che possono essere collegati tramite fasce al distretto corporeo del paziente sul quale si vuole lavorare. La messa in tensione del filo inestensibile innesca la chiusura del circuito del goniometro con conseguente attivazione del segnale acustico/vibratorio. La regolazione della lunghezza del filo permette di stabilire l'arco di movimento oltre il quale si attiva il segnale. Anche l'elemento elastico, posizionato sull'articolazione interessata, può essere regolato in lunghezza: tanto più viene lasciato lungo, tanto più si prolunga l'attivazione del feedback.

Micromouse posizionale

Il dispositivo è costituito da un mouse wireless di dimensioni ridotte collegato tramite uno snodo ad una antenna che viene applicata al supporto pelvico con un ulteriore snodo. Lo strumento permette di visualizzare sul computer gli spostamenti del bacino sul piano orizzontale, amplificando in particolare i movimenti di rotazione. Lo strumento si accompagna ad un software dedicato che contiene una serie di traiettorie utilizzate per guidare i movimenti del bacino, in particolare gli spostamenti del carico in ortostatismo.

3. METODI

3.1 Casistica

SOGGETTI DELLO STUDIO RETROSPETTIVO

Per il presente lavoro di tesi si sono cercati nel database del laboratorio SAFLo i dati relativi ai pazienti emiplegici. Si è deciso di considerare solo i soggetti valutati di recente con protocollo LAMB, perché fossero confrontabili con le rilevazioni effettuate in seguito sul paziente sottoposto a trattamento. Si sono trovati 25 soggetti corrispondenti a tale richiesta. Nella tabella sono riportati lato affetto, sesso ed età:

soggetto	lato affetto	Sesso	Età
1	DX	M	40
2	SX	M	42
3	DX	M	77
4	DX	M	44
5	SX	F	56
6	DX	M	53
7	DX	M	34
8	SX	M	75
9	DX	F	69
10	SX	F	77
11	DX	M	72
12	DX	M	59
13	DX	M	36
14	SX	F	75
15	DX	M	35
16	DX	F	27
17	SX	M	58
18	DX	M	75
19	DX	F	60
20	DX	F	68
21	DX	F	53
22	SX	F	56
23	SX	M	60
24	SX	M	74
25	DX	F	21
media e deviazione standard			55±34

SOGGETTO TRATTATO CON BIOFEEDBACK

Criteri di inclusione/esclusione

All'inizio della ricerca si sono stabiliti dei criteri di inclusione per la scelta dei pazienti da sottoporre a trattamento. I soggetti dovevano:

- essere emiparetici a seguito di ictus;
- essere in grado di camminare per un tempo della durata minima di 10 minuti;
- non presentare deficit cognitivi. È necessario che il paziente riesca a comprendere le richieste; i soggetti sottoposti a trattamento con *biofeedback* devono inoltre essere in grado di recepire le informazioni derivanti dalla strumentazione;
- non presentare eccessive limitazioni articolari
- non presentare patologie concomitanti che possano influire sulla deambulazione
- presentare *stiff-knee gait* con concomitante elevazione di bacino sul piano frontale in fase di *pre-swing*
- non è stato considerato come criterio di esclusione l'utilizzo di bastoni, canadesi o tutori all'articolazione tibiotarsica;

Soggetto preso in analisi

Durante il periodo di internato di tesi, un solo paziente tra quelli trattati rientrava nei criteri di inclusione. Pertanto a tale soggetto è stato proposto il trattamento di riabilitazione tramite *biofeedback*. Si trattava di un paziente di sesso femminile, di anni 21, con emiparesi dal lato destro e portatore di tutore AFO.

3.2 Analisi dei dati raccolti per lo studio retrospettivo

Grazie al software SMART è possibile creare un file Excel contenente una "stringa" di valori dei parametri registrati. Tra tutte le variabili di *outcome* prese in analisi dal database del laboratorio SAFLo, lo studio si è concentrato sul picco massimo di flessione del ginocchio e sull'elevazione del bacino. Sono stati studiati i valori della pelvi nel momento di appoggio controlaterale e di stacco omolaterale, i quali sono rispettivamente l'inizio e la fine del *pre-swing*. La differenza tra i due dà come

risultato l'ampiezza della variazione. Poiché il programma analizza il movimento sul piano frontale della spina iliaca antero-superiore controlaterale rispetto a quella dell'arto di cui si sta analizzando il passo, i dati numerici sono stati cambiati di segno. In tal modo un valore positivo rappresenta un aumento dell'escursione, uno negativo il suo decremento.

I pazienti vengono così suddivisi in due sottogruppi, quelli che mostrano un'elevazione sul piano frontale della pelvi durante la pre-oscillazione e quelli che invece mostrano un abbassamento della stessa.

In un secondo momento si è indagato se ci fosse una corrispondenza tra il comportamento del bacino e la rigidità di ginocchio. In particolare si è voluto trovare, da una parte, la relazione tra elevazione della pelvi e *stiff-knee*, dall'altra, il legame tra abbassamento della pelvi e normale flessione del ginocchio.

3.3 Protocollo sperimentale

VALUTAZIONE PRE-TRATTAMENTO

Al soggetto selezionato per il trattamento riabilitativo è stato chiesto di presentarsi presso il laboratorio di *gait analysis* del polo tecnologico dell'IRCCS Santa Maria Nascente della Fondazione Don Carlo Gnocchi. Prima dell'inizio dell'indagine, il paziente è stato informato sulle procedure sperimentali e ha aderito allo studio firmando il consenso informato. In conformità alle normative vigenti riguardanti il Decreto Legislativo del 30 giugno 2003, n. 196, sulla privacy, ha firmato inoltre il consenso per il trattamento dei dati personali e l'utilizzo di immagini e video che lo ritraggono.

Nel laboratorio, dopo aver calibrato le telecamere, sono stati applicati i marcatori sul paziente secondo il protocollo LAMB, descritto in precedenza.

Con una prima acquisizione statica, in cui il paziente rimaneva in posizione ortostatica con gli arti superiori leggermente abdotti, si è effettuata la calibrazione dei *marker*. A seguito di questa operazione ne sono stati rimossi otto, poiché necessari al fine della calibrazione ma non dell'analisi, ovvero quelli posti in corrispondenza di:

gran trocantere, condilo mediale, prima testa metatarsale e malleolo mediale bilateralmente.
Solo a questo punto si è iniziata l'acquisizione necessaria ai fini dello studio. La prova richiedeva al paziente di camminare alla propria velocità abituale, ovvero quella utilizzata per gli spostamenti quotidiani.
Tra le dinamiche acquisite sono state considerate utilizzabili solamente quelle in cui il paziente appoggiava in pedana l'intera pianta del piede. Le altre prove sono state eliminate in quanto le forze di reazione lette dalle pedane sarebbero state parziali e perciò erronee.

TRAINING CON BIOFEEDBACK

A partire dalla valutazione clinico-strumentale effettuata con l'aiuto della *gait analysis*, si sono individuate le problematiche del cammino del soggetto studiato. In particolare si è evidenziata la presenza di rigidità di ginocchio in associazione ad un'elevazione anomala del bacino in fase di *pre-swing* e si è deciso di proporre un trattamento riabilitativo con *biofeedback* mirato al miglioramento di tale condizione. La paziente è stata sottoposta ad un ciclo riabilitativo della durata di due mesi, con tre sedute a settimana, ciascuna della durata di 45 minuti circa.
Qui di seguito si descrive come si sia effettuato il training *task-oriented* con l'utilizzo della strumentazione *Leonardo®.*

Inizialmente si è spiegato alla paziente, con l'ausilio dei report e dei video acquisiti durante la *gait analysis*, quali fossero le problematiche riscontrate nella sua deambulazione. A seguito di tale discussione la paziente ha preso maggior coscienza delle caratteristiche del suo movimento e ha condiviso gli obiettivi proposti.
Nella scelta degli esercizi da proporre si è deciso di incominciare con esercizi in statica, semplici e molto guidati, in cui al soggetto fosse possibile appoggiarsi alle parallele. In una seconda fase si sono proposti esercizi in dinamica, utilizzando un singolo strumento a *biofeedback* o combinandone diversi tra loro. Con questo criterio, in ogni seduta si sono variati gli esercizi per mantenere alta l'attenzione e, diversificando i feedback ricevuti, incrementare l'apprendimento.

Prima di intervenire direttamente sull'elevazione della pelvi, si è lavorato sullo spostamento del carico in fase di *pre-swing* dall'arto plegico a quello sano. Senza un buon controllo di quest'azione infatti, l'arto paretico non è libero di muoversi senza dover sorreggere il peso del corpo. Per questo scopo si è utilizzato il micromouse. Al soggetto è stato chiesto di spostare il peso da un emilato all'altro e al contempo di seguire con lo strumento, e quindi con il proprio bacino, una traiettoria curvilinea da posteriore ad anteriore e da laterale a mediale. In tal modo lo spostamento di carico avviene con fisiologico avanzamento e rotazione della pelvi.

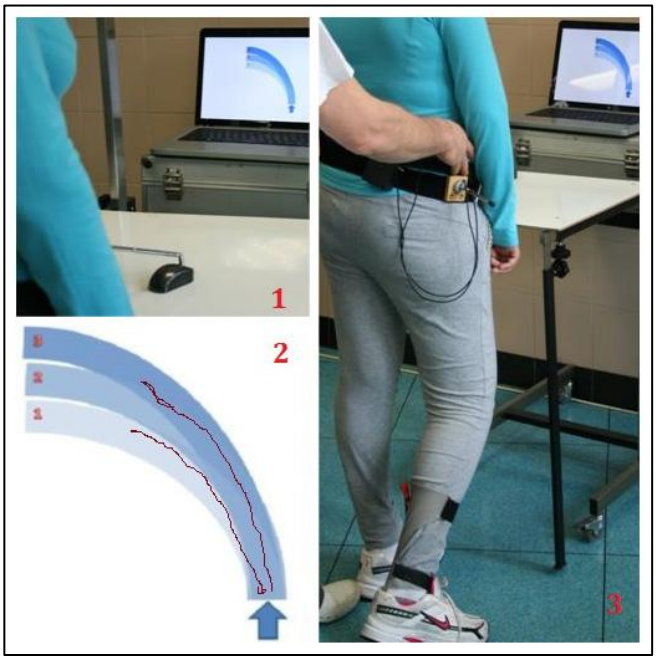


Figura 10: 1)micromouse 2)traiettoria utilizzata per gli esercizi di spostamento del carico 3)micromouse utilizzato in combinazione con inclinometro

Quando il paziente è stato in grado di eseguire il compito in maniera corretta e con sicurezza, si sono proposti esercizi direttamente mirati al movimento della pelvi sul piano frontale e sulla flessione di ginocchio. Durante i trattamenti, uno degli strumenti più utilizzati è stato l'inclinometro. Esso, applicato al bacino del soggetto, è posizionato in maniera tale da suonare qualora il bacino plegico venga elevato. Nella Figura 11 si può osservare come l'inclinometro viene applicato al paziente. Al soggetto viene richiesto inizialmente un primo semplice esercizio che permette anche di prendere confidenza con lo strumento: partendo da una posizione iniziale

ortostatica, con l'arto inferiore sano avanzato rispetto al controlaterale (in maniera da ricreare una condizione simile alla fase di doppio appoggio che precede l'oscillazione dell'arto plegico), il paziente deve "lasciar andare" il bacino dell'emilato plegico per simulare la fisiologica caduta della pelvi nella fase di *toe-off*. Si è deciso di utilizzare l'espressione "lasciar andare" in quanto contiene in sé l'idea che il movimento richiesto è passivo.

Si è deciso di fornire un feedback negativo: se il soggetto effettua correttamente il gesto, non si ha alcuna risposta sonora da parte della strumentazione. In caso contrario lo stimolo sonoro rende noto al paziente di aver elevato il bacino.

Una volta che il soggetto sia in grado di svolgere l'esercizio in maniera corretta, questo può essere proposto anche in modo dinamico. Si richiede al soggetto di deambulare "lasciando andare" il bacino prima di effettuare l'oscillazione dell'arto plegico. Qualora il paziente elevi la pelvi prima o nel momento dello stacco dell'avampiede dal suolo, il feedback sonoro dell'inclinometro si aziona. È possibile che si avverta il feedback sonoro anche durante la fase di appoggio sull'emilato plegico. Questo avviene perché vi è la caduta del bacino controlaterale che fa inclinare lo strumento come se la pelvi del lato plegico si elevasse. Bisognerà quindi spiegare al paziente che il suono in tale fase del cammino non è segno di errore ma, anzi, rispecchia una condizione fisiologica.



Figura 11: 1) posizione neutra dell'inclinometro 2)esercizio eseguito correttamente, visione anteriore 3)esercizio eseguito correttamente, visione posteriore

In una seconda fase della riabilitazione si è affiancato al feedback dal bacino anche uno dal ginocchio. Lo strumento utilizzato a tale scopo è un goniometro elastico.



Figura 12: 1)esercizio eseguito correttamente 2)esercizio errato in cui il soggetto eleva la pelvi 3)posizionamento della pastiglia vibrante

Esso è ancorato tramite fascette con superficie a velcro al terzo distale della coscia e al di sopra del ventre muscolare del tricipite surale, in maniera tale che non vi sia il rischio di movimento delle fascette e conseguente alterazione della tensione dell'elastico, il quale passa anteriormente al ginocchio. Qualora il soggetto fletta l'articolazione l'elastico sarà messo in tensione, attivando la stimolazione generata dello strumento. È possibile regolare il valore massimo di tensione che fa scattare il feedback: in questo modo si può stabilire il grado di difficoltà degli esercizi.

Anche nel caso del feedback dal ginocchio, si inizia con un esercizio in statica. Simulando la fase di doppio appoggio con l'arto sano posto anteriormente, si chiede al paziente di flettere il ginocchio plegico fino a provocare l'attivazione dello strumento, senza staccare da terra la punta del piede omolaterale. Al contempo viene mantenuto l'inclinometro al bacino richiedendo di tenere costante l'attenzione a non elevare. Si decide di fornire uno stimolo vibratorio in risposta ad un'adeguata flessione del ginocchio per evitare che un doppio stimolo sonoro crei confusione nel soggetto. Si

avrà quindi a livello della pelvi un feedback negativo di tipo sonoro e al ginocchio un feedback positivo di rinforzo di natura vibratoria. In un secondo tempo si propone il medesimo esercizio ma in modo dinamico, durante la deambulazione.

In alternativa all'inclinometro è stato talvolta usato un puntatore laser. Esso è dotato di un sistema di fissaggio che si adatta al supporto di legno usato per l'antenna dell'inclinometro. Essendo fornito di uno snodo alla base, l'operatore può deciderne la direzione. Per il presente lavoro di tesi si è deciso di posizionarlo parallelamente alla linea bisiliaca e rivolto verso il lato sano. La luce del puntatore, proiettata sulla parete, permette al paziente di ricevere un feedback visivo corrispondente all'escursione della pelvi sul piano frontale.

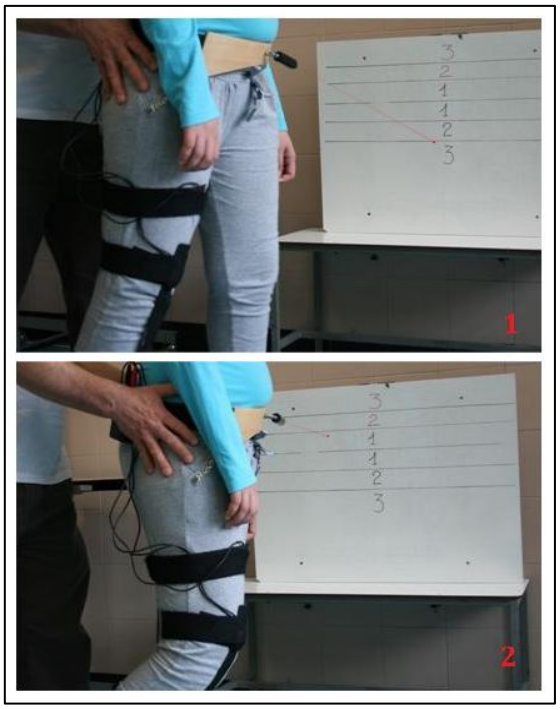


Figura 13:esercizi con utilizzo di puntatore laser e goniometro
1) esercizio errato 2) esercizio eseguito correttamente

VALUTAZIONE POST-TRATTAMENTO

Al termine del ciclo di sedute il soggetto è stato nuovamente sottoposto ad analisi del cammino. Si è usato il medesimo protocollo applicato nella valutazione iniziale per rendere confrontabili le prove effettuate in tempi diversi.

Oltre alle prove effettuate a velocità spontanea, si è anche richiesto al paziente di camminare ad una velocità volutamente ridotta, simile a quella pre-trattamento, per evidenziare eventuali miglioramenti a parità di velocità.

4. RISULTATI

4.1 Studio dei dati d'archivio

Nella seguente tabella si riportano i valori relativi all'escursione sul piano frontale del bacino nei 25 soggetti studiati. Sono presenti i gradi di inclinazione della pelvi (il valore è riferito alla posizione della spina iliaca antero-superiore dell'arto paretico rispetto alla controlaterale) nei due momenti che delimitano la fase di *pre-swing* ovvero l'appoggio al suolo del piede controlaterale e il distacco delle dita dell'arto analizzato.

Soggetto	Inclinazione della pelvi all'appoggio controlaterale	Inclinazione della pelvi al distacco omolaterale
1	-0,44	1,44
2	2,40	5,18
3	7,69	7,13
4	-4,33	-4,43
5	0,16	-1,11
6	-2,17	-2,61
7	3,13	5,10
8	3,70	5,82
9	5,03	0,89
10	0,87	-0,45
11	2,98	2,04
12	0,98	-3,64
13	1,73	-1,63
14	0,87	3,56
15	7,52	9,91
16	8,68	5,51
17	-2,51	-1,10
18	6,60	6,18
19	-2,87	1,42
20	1,00	4,52
21	-3,28	2,17
22	12,72	5,40
23	5,34	1,95
24	3,56	2,39
25	3,19	2,58

Dalla differenza tra elevazione della pelvi al momento del distacco delle dita omolaterali ed elevazione della pelvi all'appoggio del piede contro laterale, si è

ottenuto un valore rappresentante l'escursione di bacino sul piano frontale in fase di *pre-swing*. Esso viene riportato nella tabella seguente affiancato al valore del picco massimo di flessione del ginocchio.

Soggetti	Escursione della pelvi sul piano frontale	Picco massimo di flessione del ginocchio
1	1,88	25,91
2	2,78	37,00
3	-0,55	39,36
4	-0,09	44,86
5	-1,27	43,25
6	-0,44	55,84
7	1,98	18,74
8	2,12	18,80
9	-4,14	57,22
10	-1,33	21,20
11	-0,94	44,42
12	-4,62	37,72
13	-3,35	57,43
14	2,69	34,75
15	2,39	28,28
16	-3,17	30,56
17	1,41	24,49
18	-0,42	27,39
19	4,29	18,39
20	3,52	33,34
21	5,45	36,64
22	-7,32	39,81
23	-3,39	45,79
24	-1,17	34,75
25	0,62	30,91

I pazienti sono stati divisi quindi in due gruppi a seconda del comportamento della pelvi: soggetti che elevano il bacino in *pre-swing* e soggetti che lo abbassano [Grafico1].

Tre soggetti (3, 16, 22) sono stati conteggiati comunque nel gruppo con elevazione di bacino, sebbene il valore ottenuto fosse negativo, perché la loro pelvi si manteneva al di sopra dei 5° per tutta la fase di pre-oscillazione.

Tenendo conto di quest'ultimo criterio, i pazienti appartenenti al primo gruppo risultano 15, quelli appartenenti al secondo 10.

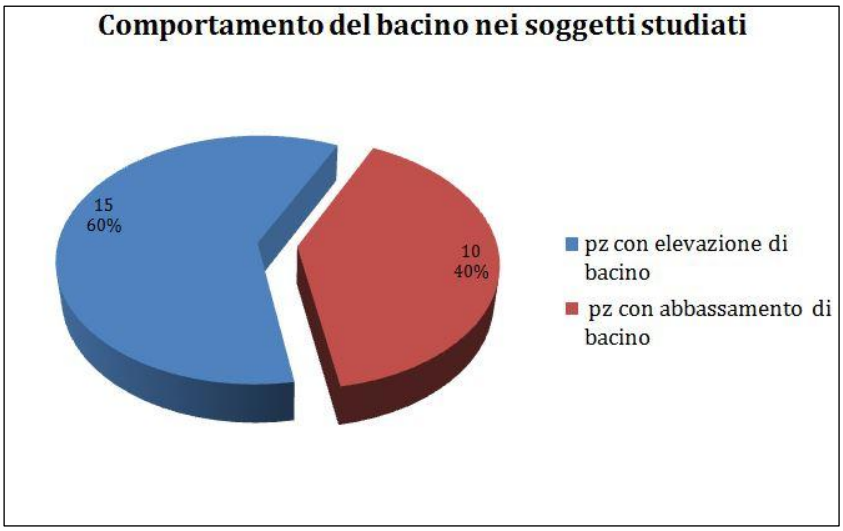


Grafico 1

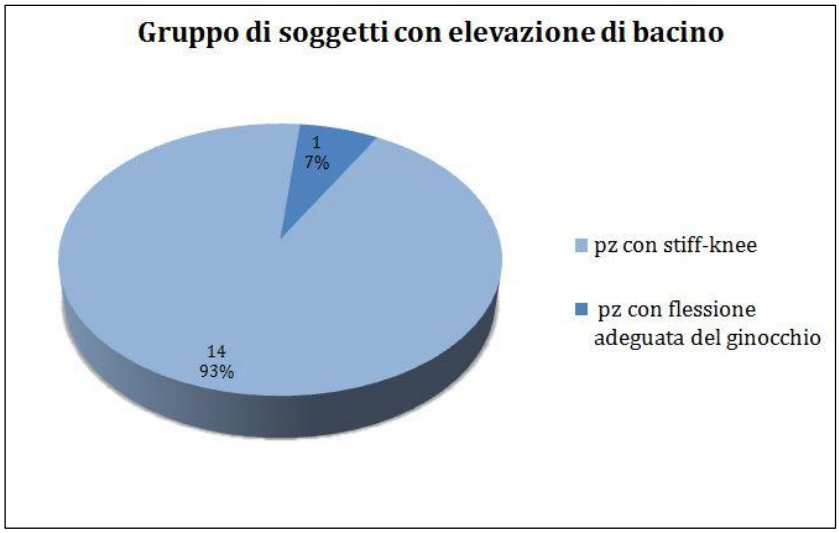


Grafico 2



Grafico 3

Si è poi controllato il valore di massima flessione di ginocchio raggiunta nei due gruppi. Si sono presi come valore di riferimento i 40°: se il picco di flessione massima non raggiungeva tale angolo si è parlato di *stiff-knee*.[57,58] Ciò si è verificato in 14 (93%) dei soggetti con elevazione di bacino. Nel gruppo di individui in grado di abbassare la pelvi, l'80% dei soggetti raggiungeva un picco di flessione al ginocchio considerato normale, ovvero superiore ai 40° [Grafico 2-3].

Questi dati, pur non fornendo un'indicazione su quale sia la causa della riscontrata relazione tra elevazione della pelvi e flessione di ginocchio, sono un punto di partenza per lo studio della *stiff-knee gait*.

4.2 Valutazione trattamento con feedback

CONFRONTO PRE-POST A VELOCITA' SPONTANEA

Nella seguente tabella si riportano i valori pre- e post-trattamento di: picco massimo di flessione, elevazione della pelvi al distacco omolaterale, elevazione della pelvi all'appoggio controlaterale ed escursione della pelvi su piano frontale in fase di *pre-swing*. Sono state calcolate ed inserite in tabella le medie dei valori e le deviazioni standard.

	Velocità	Picco massimo di flessione di ginocchio	Inclinazione della pelvi all'appoggio controlaterale	Inclinazione della pelvi al distacco omolaterale	Escursione della pelvi sul piano frontale
Pre	0,25	31,04	2,96	1,35	1,61
Pre	0,28	29,54	2,42	1,18	1,24
Pre	0,21	34,09	3,31	4,07	-0,77
Pre	0,31	34,75	2,98	1,60	1,39
Pre	0,27	30,09	3,32	3,69	-0,37
Pre	0,20	25,95	4,18	3,58	0,61
Media	0,25	30,91	3,19	2,58	0,62
Dev.st	0,04	3,23	0,59	1,33	0,98
Post	0,85	62,59	-5,94	-1,43	-4,52
Post	1,01	61,97	-6,92	-1,45	-5,47
Media	0,93	62,28	-6,43	-1,44	-5,00
Dev.st	0,11	0,43	0,69	0,02	0,67

Dai dati si evidenzia un netto miglioramento del picco di flessione del ginocchio. Si può osservare inoltre come l'escursione della pelvi sul piano frontale cambi andamento da una condizione di elevazione ad una di abbassamento.

Ai dati appena riportati, si aggiungono i grafici elaborati dal software. In essi sono confrontati l'arto destro prima del trattamento (colore blu) e il medesimo post-trattamento (colore nero).

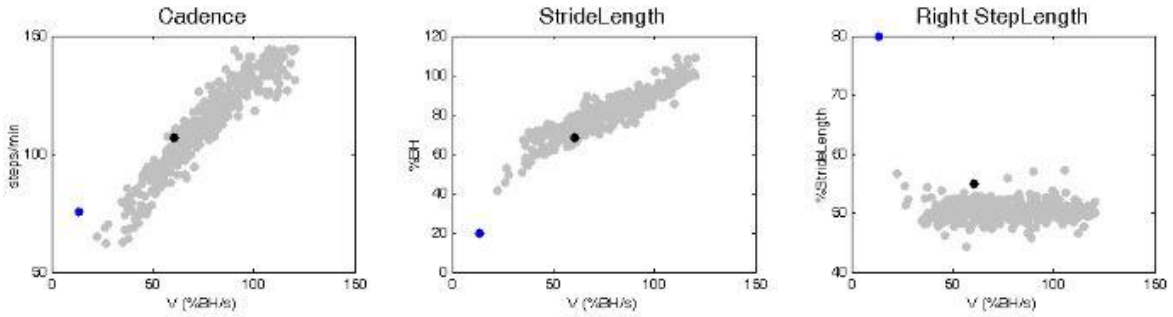


Grafico 4

Nel Grafico 4 si può osservare come, dopo il trattamento, sia aumentata la frequenza dei passi (*cadence*), la lunghezza del passo (*stride length*) e la lunghezza del semipasso plegico (*right step length*) e la coerenza del dato al campione sano.

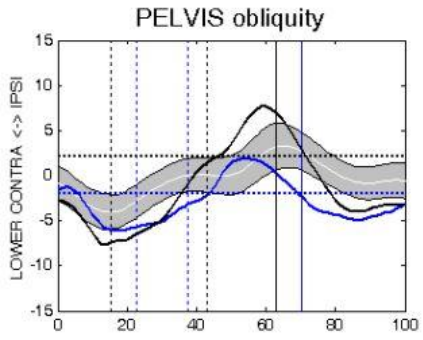


Grafico 5

Per quanto riguarda la pelvi si può osservare un miglioramento dell'abbassamento del bacino (il picco visualizzato nel grafico aumenta). L'*onset*, letteralmente l'"inizio", dell'elevazione della pelvi avviene, per quanto riguarda la valutazione iniziale, a metà del *pre-swing*, per quanto riguarda quella finale, a ridosso del distacco omolaterale. Questo significa che, post-trattamento, il soggetto inclina verso il basso il bacino per quasi tutta la fase di *pre-swing* contrariamente a quanto avveniva precedentemente.

Si può osservare nel pre-trattamento come vi sia una leggera caduta della pelvi ma ad essa non è collegata la flessione di ginocchio [Grafico 6]. Si potrebbe verosimilmente

ipotizzare che tale inclinazione verso il basso non sia sufficiente a dare il via alla flessione di ginocchio e che il bacino, subito dopo ovvero verso il 50% del ciclo, instauri una strategia in elevazione.

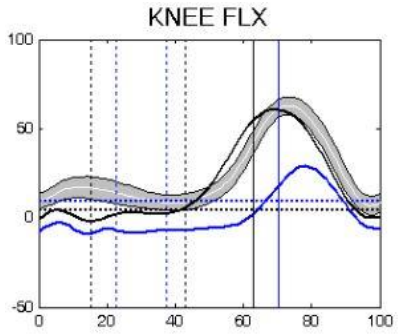


Grafico 6

Dal grafico si evidenza un netto miglioramento del picco massimo di flessione fino a raggiungere un valore fisiologico. Da sottolineare l'*onset* della flessione: nel pre-trattamento esso avviene a 2/3 del *pre-swing*, intorno al 60% del ciclo del passo quando la pelvi ha già iniziato l'elevazione [Grafico 5]; nel post-trattamento esso avviene all'inizio della pre-oscillazione e coincide con l'inizio dell'abbassamento della pelvi.

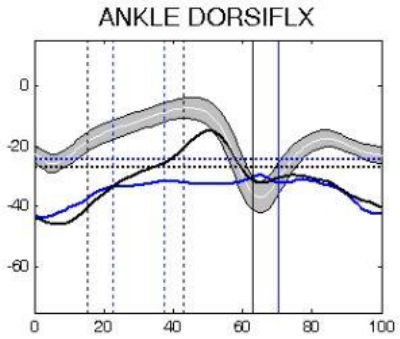


Grafico 7

Nel Grafico 7 si può notare in entrambe le valutazioni la mancanza del secondo picco di flessione. Ciò è dovuto alla presenza del tutore che impedisce la dorsiflessione in fase di oscillazione. Il fatto che la caviglia sia contenuta in un tutore conferma che la complessiva diminuzione della lunghezza dell'arto non è attribuibile alla caviglia.

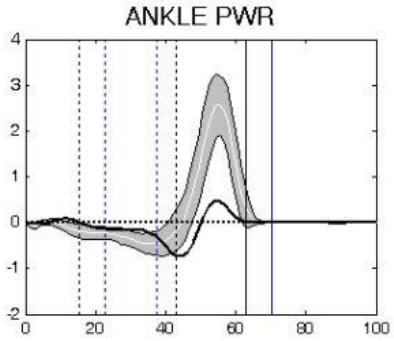


Grafico 8

Il Grafico 8 riporta i valori della potenza sviluppata dalla caviglia nel post-trattamento. Si può notare come non vi sia il picco di potenza che solitamente viene sviluppata nella fase di *push-off*. Nonostante ciò il soggetto è comunque in grado di raggiungere una flessione di ginocchio nella norma. Questi dati fanno ipotizzare che la spinta plantare non sia indispensabile al fine di ottenere un picco flessorio fisiologico al ginocchio.

CONFRONTO PRE- E POST-TRATTAMENTO CON VELOCITA' RIDOTTA IN VALUTAZIONE FINALE

In sede di valutazione finale si sono effettuate prove a velocità ridotta per poter confrontare i dati ottenuti con quelli del pre-trattamento dove il soggetto presentava una cammino più lento per togliere una variabile altrimenti difficilmente escludibile.

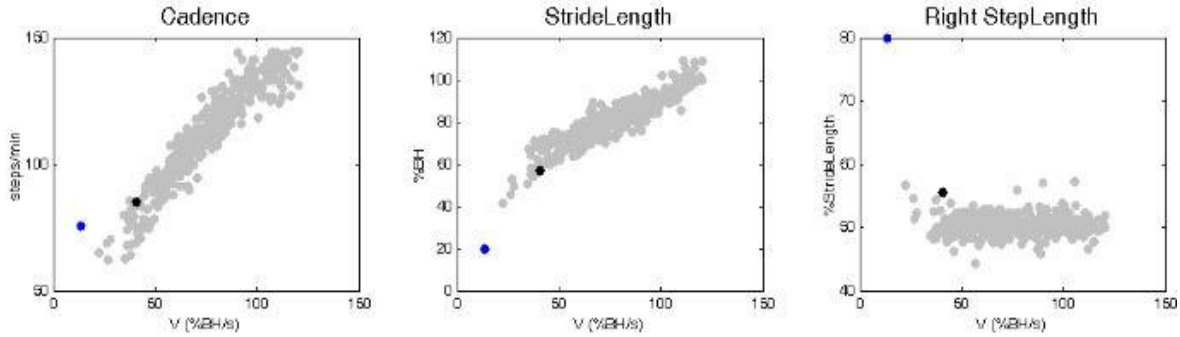


Grafico 9

Come si può constatare dai Grafici 10 e 11 il soggetto mantiene i risultati ottenuti e la strategia utilizzata rimane la stessa indipendentemente dalla velocità. Da ciò si può supporre che la velocità non sia la causa della modificazione del comportamento al ginocchio.

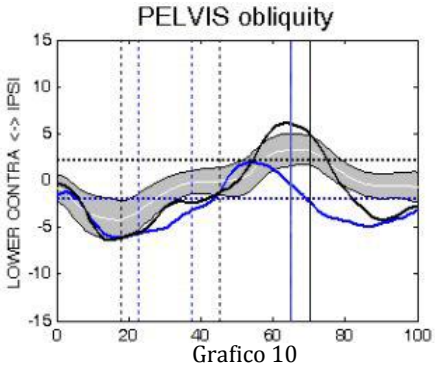


Grafico 10

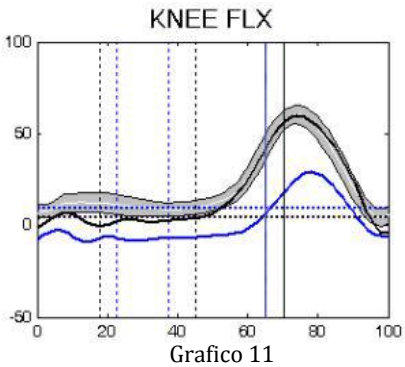


Grafico 11

CONFRONTO PRE- POST-TRATTAMENTO LATO NON AFFETTO

I miglioramenti ottenuti non si limitano al solo lato emiplegico: i valori dell'arto sinistro post-trattamento, infatti, si avvicinano a quelli della popolazione di riferimento. Riportiamo qui di seguito il Grafico 12, in cui è rappresentata la rotazione del bacino sul piano orizzontale.

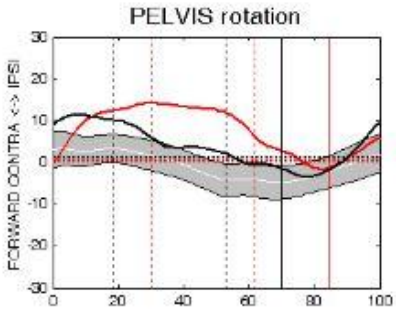


Grafico 12

Si può notare come, prima del trattamento (tracciato rosso), il bacino ruoti verso il lato plegico all'appoggio del piede sinistro e permanga in tale condizione fino all'appoggio del controlaterale. A tale rotazione consegue che, per tutta la durata dell'oscillazione, l'arto destro resti arretrato. Successivamente al trattamento (tracciato nero), la pelvi del soggetto ripristina un corretto comportamento sul piano orizzontale; si può osservare la presenza della rotazione dell'emilato plegico verso il lato sano durante la fase di swing. Tale movimento, strettamente correlato alla capacità di spostamento del carico e di avanzamento dell'arto oltre il piano sagittale mediano, era stato ricercato in sede di trattamento tramite utilizzo di micromouse. Per il ruolo che una corretta rotazione di bacino ha nel pendolarismo dell'arto inferiore in oscillazione, il miglioramento dei suoi parametri può aver contribuito a ottenere risultati sull'inclinazione della pelvi e sulla flessione di ginocchio.

5. CONCLUSIONI

Il presente lavoro, nonostante le inevitabili difficoltà legate ai limiti temporali e strumentali dello stesso, ha offerto interessanti spunti di ragionamento e ha posto le basi per ulteriori approfondimenti futuri.

Per quanto concerne l'analisi dei soggetti emiplegici d'archivio, sarebbe interessante, oltre ad aumentare il numero dei pazienti presi in analisi, poter individuare i picchi massimi di inclinazione e gli *onset* delle variazioni del bacino sul piano frontale: considerare, infatti, i valori dell'elevazione della pelvi relativi unicamente all'inizio e alla fine del *pre-swing* non permette di indagare a fondo come essa si comporti durante tale fase. Riguardo al trattamento bisogna tener conto che, nonostante il soggetto presentasse rigidità di ginocchio, il suo picco massimo di flessione era di poco inferiore ai valori minimi sotto i quali si parla di *stiff-knee*. Sarebbe opportuno, perciò, verificare l'applicabilità del protocollo anche a soggetti con deficit più marcato e allargare il campione studiato, per raggiungere la significatività statistica.

Nonostante i limiti appena descritti, il presente lavoro è risultato utile poiché ha consentito di ragionare sulle possibili variabili da considerare nella valutazione di un soggetto con *stiff-knee gait*. Inoltre ha evidenziato l'utilità, per il paziente trattato, di impostare un trattamento finalizzato alla ricerca della fisiologica caduta della pelvi in fase di *pre-swing*, controllando al contempo le rotazioni della stessa sul piano orizzontale. La riabilitazione in questa direzione, infatti, attraverso il ricorso a strumentazione a *biofeedback,* ha permesso di ottenere un miglioramento sia dei parametri generali sia di quelli cinematici. Tali risultati incoraggiano l'ulteriore utilizzo e approfondimento del protocollo proposto. Sarebbe interessante introdurre questo tipo di lavoro durante il trattamento di riabilitazione del cammino del soggetto emiplegico. Inibire l'elevazione del bacino potrebbe condizionare positivamente l'evoluzione del recupero di una deambulazione funzionale, stimolando l'acquisizione di schemi più evoluti di attivazione. Questo processo sarebbe, invece, inibito dal ricorso a meccanismi di compenso della pelvi come prima strategia funzionale per la gestione della fase di *swing*.

Si ritiene, inoltre, che la rottura di uno schema estensorio all'arto inferiore e la riduzione della rigidità di ginocchio potrebbero diminuire il numero di soggetti sottoposti a tossina botulinica o a intervento chirurgico, così da ricorrere a tali strumenti invasivi solo ove il trattamento non avesse successo.

6. BIBLIOGRAFIA

1. Casati S. Biomeccanica clinica in fisioterapia. Ed. Minerva Medica 2006

2. Perry J, Burnfield JM. Gait analysis: normal and pathological function. 2nd ed. 2010

3. Sanders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. J Bone Joint Surg 1953; 35A(3): 543-57

4. Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking patterns of normal men. J Bone Joint Surg 1964; 46A(2): 335-60

5. Dati ISTAT 2006

6. Merzenich MM, Nelson RJ, Stryker MP, Cynader MS, Schoppmann JMZA. Somatosensory cortical map changes following digit amputation in adult monkeys. J Comp Neurol 1984; 224: 591-605

7. Nudo RJ, Wise BM, Sifuentes F, Milliken GW. Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. Science 1996; 272: 1791-4

8. Liepert J, Blauder H, Miltner W, Taub E, Weiller C. Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. Stroke 2000; 31: 1210-6

9. Lee RG, VanDonkelaar P. Mechanisms underlying functional recovery following stroke. Can J Neurol Sci 1995; 22(4): 257-63

10. Friel KM, Nudo RJ. Recovery of motor function after focal cortical injury in primates: compensatory movement patterns used during rehabilitative training. Somatosens Mot Res 1998; 15(3): 173-89

11. Bohannon RW, Andrews AW, Smith MB. Rehabilitation goals of patients with hemiplegia. Int J Rehabil Res 1988; 11: 181-3

12. Wade DT, Wood VA, Heller A, Maggs J. Functional abilities after stroke: measurement, natural history and prognosis. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1987; 50: 177-82

13. Kotila M, Waltimp I, Biemi ML. The profile of recovery from stroke and factors influencing outcome. Stroke 1994; 15: 1039-44

14. Arene N, Hidler J. Understanding motor impairment in the paretic lower limb after a stroke: a review of the literature. Top Stroke Rehab 2009; 16(5): 346-56

15. Brandster ME, De Bruin H, Gowland C, Clark BM. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehabil 1983; 64(12): 583-7

16. Rosenfalck A, Andreassen S. Impaired regulation of force and firing pattern of single motor units in patients with spasticity. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1980; 43: 907-16

17. Nakurama R, Handa T, Watanabe S, Morohashi T. Walking cycle after stroke. Tohoku J Exp Med 1988; 154: 241-4

18. Olney Sandra J, Richards Carol. Hemiparetic gait following stroke. Part I: characteristics – review article. Gait & Posture 1994; 4: 136-48

19. Burdett RG, Borrello-France D, Blatchly C, Poptter C. Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthesis. Phys Ther 1988; 68: 1197-203

20. Riley PO, Kerrigan DC. Torque action of two joint muscles in the swing period of stiff-legged gait: a forward dynamic model analysis. J Biomech 1998; 31: 835-40

21. Kerrigan D, Frates E, Rogan S, Riley P. Hip hiking and circumdaction: quantitative definitions. Am J Phys Med Rehabil 2000; 79: 247

22. Piazza SJ, Delp SL. The influence of muscles on knee flexion during he swing phase of gait. J Biomech 1996; 29: 723-33

23. Perry J. Distal rectus femoris transfer. Dev Med Child Neurol 1987; 29: 153-8

24. Sutherland DH, Larsen JL, Mann R. Rectus femoris release in selected patiens with cerebral palsy. Dev Med Child Neurol 1975; 17: 26-34

25. Waters RL, Garland DE, Perry J. Stiff-legged gait in hemiplegia: surgical correction. J Bone Joint Surg Am 1979; 61: 927-33

26. Gage JR, Perry J, Hicks RR, Koop S, Werntz JR. Rectus femoris transfert to improve knee function of children with cerebral palsy. Dev Med Child Neurol 1987; 29: 159-66

27. Namadari S, Pill SG, Makani A, Keenan MA. Rectus femoris to gracilis muscle transfer with fractional lengthening of the vastus muscles: a treatment for adults with stiff knee gait. Phys Ther 2010; 90(2): 261-8

28. Yngve DA, Scarborough N, Goode B, Haynes R. Rectus and hamstring surgery in cerebral palsy: a gait analysis study of results by functional ambulation level. J Pediatr Orthop 2002; 22: 672-6

29. Golberg SR, Õunpuu S, Arnold AS, Gage JR. Kinematic and kinetic factor that correlate with improved knee flexion following treatment of stiff-knee gait. J Biomech 2006; 39: 689-98

30. Reinbolt JA, Fox MD, Arnold AS, Õunpuu S, Delp SL. Importance of preswing rectus femoris activity in stiff-legged gait. J Biomech 2008; 41: 2362-9

31. Õunpuu S, Muilk E, Davis RB, Gage JR, DeLuca PA. Rectus femoris surgery in childrenwith celebral palsy. J Pediatr Orthop 1993; 13: 325-35

32. Chantraine F, Detrembleur C, Lejeune TM. Effect of the rectus femoris motor branch block on post-stroke stiff-legged gait. Acta Neurol Belg 2005; 105: 171–7

33. Caty GD, Detrembleur C, Bleyenheuft C et al. Effect of simultaneous botulinum toxin injections into several muscles on impairment, activity, participation, and quality of life among stroke patients presenting with stiff knee gait. Stroke 2008; 39: 2803-8

34. Robertson J, Pradon D, Bensmail D, Fermanian C. Relevance of botulinum toxin injection and nerve block of rectus femoris to kinematic and functional parameters of stiff knee gait in hemiplegic adults. Gait & Posture 2009; 29: 108-12

35. Stoquart G, Detrembleur C, Palumbo S. Effect of botulinum toxin injection in the rectus femoris on stiff-knee gait in people with stroke: a prospective observational study. Arch Phys Med Rehabil 2008; 89: 56-61

36. Kim CM, Janice J. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in person with stroke: relationship to walking speed. Gait & posture 2004; 20(2): 140-6

37. Roth EJ, Merbitz C, Mroczek K, Dugan SA, Suh WW. Hemiplegic gait: relationship between walking speed and other temporal parameters. Am J Phys Med Rehabil 1997; 76(2): 128-33

38. Chen CL, Chen HC, Tang S, Wu CY, Cheng PT, Hong WH. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. Am J Phys Med Rehabil 2003; 82: 925-35

39. Chen G, Pattern C. Joint moment work during stance-to-swing transition in hemiparetic subjects. J Biomech 2008; 41: 877-83

40. Chen G, Pattern C, Kothari DH, Zajac FE. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and no-disabled controls at matched speed. Gait & posture 2005; 22: 51-6

41. Den Otter AR, Geurts ACH, Mulder T, Duysens. Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. Clin Neurophys 2006; 117: 4-15

42. Laufer Y, Dickstein R, Chefez Y, Marcovitz. The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: a randomized study. J Rehabil Res Dev 2001; 38(1): 69-78

43. Mena D, Mansour JM, Simon SR. Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications. J Biomech 1981; 14(12): 823-32

44. Umberger BR. Stance to swing phase costs in human walking. J R Soc Interface 2010; 7: 1329-40

45. Massaad F, Lejeune TM, Detrembleur C. Reducing the energy cost of hemiparetic gait using center of mass feedback: a pilote study. Neurorehabil neural repair 2010; 24(4): 338-47

46. Cappello A, Capozzo A, Prampero PE. Bioingegneria della postura e del movimento. Pàtron editore 2003

47. www.bts.it

48. www.btsbioengineering.com

49. Rabuffetti M, Crenna P. A modular protocol for the analysis of movement in children. Gait Posture 2004; 20: S77–8

50. Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E et al. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. Gait & Posture 2008; 28(2): 207-16

51. www. kistler.com

52. Mantovani C. Feedback and motor control systems. Italian Journal of Sport Sciences 2004; 11: 23–7

53. Mulder T, Hulstyn W. Sensory feedback therapy and theoretical knowledge of motor control and learning. Am J Phys Med 1984; 63(5): 226-44

54. Kukulka CG, Basmajian JV. Assessment of and audio-visual feedback device used in motor training. Am J Phys Med 1975; 54(4): 194-208

55. Secoli R, Milot M, Rosati G, and Reinkensmeyer DJ. Effect of visual distraction and auditory feedback on patient effort during robot-assisted movement training after stroke. J of NeuroEng and Rehabil 2011; 8: 21-24

56. Stanton R, Ada L, Dean CM, Preston E. Biofeedback improves activities of the lower limb after stroke: a systematic review. J Physiother 2011; 57(3): 145-55

57. Gage JR, Perry J, Hicks RR, Koop S, Werntz JR. Rectus femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy. Dev Med Child Neurol 1987; 29(2): 159-66

58. Nicholls DW, Dorr LD. Revision surgery for stiff total knee arthroplasty. J Arthroplasty 1990; 5: 73-77