UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI MILANO

Facoltà di Medicina e Chirurgia
Corso di Laurea in Fisioterapia
Coordinatore: Chiar.ma Prof.ssa Dott.ssa Anna Maria Di Giulio

FEEDBACK VIBRATORIO NELLE PROBLEMATICHE DELLA FASE DI SPINTA

Elaborato Finale di:

Daniele Gaviraghi

Correlatore:

FT Alessandro Crippa

Anno Accademico 2007-08

INDICE

Introduzione **pag. 2**

Cap. 1 cammino patologico **pag. 5**

Cap. 2 fisiologia del push-off **pag. 13**

Cap. 3 patologia del push-off **pag. 23**

Cap. 4 materiali e metodi **pag. 27**

4.1 il feedback pag. 27

4.1.1 le fasi dell'apprendimento pag. 30

4.1.2 gli elementi d'indagine del feedback pag. 31

4.2 la vibrazione pag. 33

4.3 i criteri di inclusione ed esclusione pag. 34

4.4 timing vibratory feedback pag. 37

4.5 l'analisi del cammino pag. 42

Cap. 5 risultati **pag. 43**

5.1 cinematica-dinamica pag. 43

5.2 elettromiografia pag. 45

5.3 parametri spazio-temporali pag. 47

Cap. 6 discussione **pag. 51**

Cap. 7 conclusione **pag. 56**

Cap. 8 bibliografia **pag. 57**

Introduzione

Il cammino, in riabilitazione, è affrontato quotidianamente da numerosi punti di vista sia nella ricerca che nella clinica visto che il recupero della deambulazione autonoma è spesso uno degli obiettivi che il fisioterapista si pone di raggiungere al termine del programma riabilitativo.

La parola "gait" (cammino) è stata la chiave per addentrarmi nella letteratura con la quale mi sono confrontato al fine di scrivere questo elaborato. Ma cos'è il cammino? Il cammino è una successione di movimenti ritmici e alternati degli arti inferiori seguita da movimenti del resto del corpo deputati al mantenimento dell'equilibrio. Tale successione avviene attraverso una serie di rototraslazoni di tutti i segmenti articolari interessati, determinando il continuo avanzamento del centro di massa che provoca la progressione del corpo in avanti nello spazio (Boccardi).

In questo elaborato, affronto la riabilitazione del cammino nel paziente emiplegico, concentrandomi prevalentemente su una fase specifica, il push-off. Questa fase ci consente di procedere in avanti nello spazio grazie alla contrazione concentrica dei muscoli flessori plantari. Attraverso studi elettromiografici[1,2,3] si è notato che nei pazienti emiplegici i flessori plantari sono molto deficitari; Peat[4] e altri hanno rilevato che i muscoli gastrocnemio mediale e laterale

hanno una bassa attività in tutte le fasi del cammino patologico. Questi muscoli, nella fase di spinta, svolgono il lavoro positivo più importante di tutto il ciclo del passo. Per questo motivo ho deciso di concentrarmi proprio sul push-off senza lavorare direttamente sul rinforzo muscolare ma sulle potenzialità residue del paziente. In letteratura sono presenti 70 articoli relativi alla rieducazione della fase di push-off; solo 5 di questi utilizzano il biofeedback in pazienti emiplegici, di cui 3 adottano l'elettromiografia (EMG), 1 un feedback visivo e acustico e 1 l'EMG in associazione con un sistema di feedback che monitora la posizione dell'articolazione. Tutti hanno avuto risultati positivi con il miglioramento della simmetria del cammino, l'aumento della velocità, della cadenza, della lunghezza del semipasso sano, dell'intero ciclo del passo, del picco della potenza alla tibio-tarsica e della flessione del ginocchio. Un punto debole comune a questi lavori è risultato l'inadeguatezza temporale della richiesta di attivazione, fornita di volta in volta dal terapista e in quanto soggettiva, variabile. Il paziente riceve informazioni dal feedback circa l'entità del reclutamento muscolare e la corretta cinematica dell'articolazione presa in esame. Nel nostro studio non abbiamo voluto dare risalto al risultato ma allo stimolo in grado di determinare un controllo sul timing di attivazione. Per raggiungere tale obiettivo, era fondamentale essere puntuali e costanti nella somministrazione dello stimolo. A tal fine abbiamo studiato e realizzato una serie di sussidi che abbiamo poi sperimentato e

riportato in questo elaborato. Lo stimolo che percepisce il paziente è di tipo vibratorio ed è localizzato direttamente sul tendine d'Achille dell'arto plegico. Nostro obiettivo era quello di somministrare lo stimolo esattamente nel momento in cui fisiologicamente inizia la fase di spinta. Dalle acquisizioni ottenute e dalla letteratura abbiamo costatato che esiste una corrispondenza temporale tra l'attivazione dei flessori plantari in contrazione concentrica e la fase di massima flessione di anca contro laterale. Abbiamo quindi utilizzato un rilevatore cinematico in grado di leggere l'angolo dell'anca e di attivare la stimolazione vibratoria sui flessori plantari dell'arto plegico.

Cap. 1 Cammino Patologico

In questo capitolo affronto come può variare in generale il cammino di un paziente emiplegico senza addentrarmi direttamente nella fase di spinta che verrà affrontata nel capitoli successivi.

In soggetti colpiti da stroke le condizioni fisiologiche del cammino sono alterate per le seguenti cause:

- difficoltà a generare delle contrazioni volontarie di normale entità sia dal punto di vista temporale che elettromiografico,
- perdita di forza per la diminuita capacità di attivare le unità motorie funzionanti e per la loro ridotta frequenza di scarica,
- spasticità
- aumentata stifness muscolare.

Dall'esperienza clinica e dai dati forniti da indagini strumentali di diversi pazienti emiplegici si è potuto notare che esistono caratteristiche comuni.

I **parametri generali spazio-temporal**i: la velocità media è sempre diminuita rispetto a quella fisiologica (4 km/h) così come la cadenza e la lunghezza del passo. La durata della fase di stance è spesso aumentata in appoggio sul lato sano e diminuita sul lato plegico. Il lato sano rimane maggiormente in appoggio monopodalico per la difficoltà del paziente nel gestire la fase di distacco del piede dal suolo e la fase di oscillazione dell'intero arto controlaterale. Il segno più caratteristico è rappresentato dalla predominanza della sinergia

estensoria all'arto inferiore che porta il paziente a utilizzare l'innalzamento e la circonduzione dell'arto esteso per permettere il superamento della verticale. La fase di stance sull'arto plegico risulta aumentata per le difficoltà ad accettare il carico a causa, dell'inadeguato approccio del piede al suolo, dell'avanzamento non corretto della tibia e dell'emibacino, ciò non permettono la corretta progressione del baricentro.

Il tempo complessivo di stance è aumentato e con questo è aumentato il periodo di doppio appoggio, utile per il mantenimento dell'equilibrio ma che contrasta con il principio di conservazione dell'energia $E_{tot} = E_c + E_p$ sul quale si basa il cammino. Questo principio ci spiega come al distacco del tallone viene prodotta la forza propulsiva, che fa aumentare l'energia cinetica necessaria per l'avanzamento del baricentro e diminuisce l'energia potenziale. Quest'ultima aumenterà al contatto del tallone controlaterale durante il periodo di decelerazione per poter affrontare l'appoggio monopodalico con l'innalzamento del baricentro. Questo susseguirsi di produzione ed assorbimento rende economico il cammino che se invece venisse bloccato, da un lungo periodo di stance o di doppio appoggio, risulterebbe più dispendioso dal punto di vista energetico.

Diversi sono gli studi effettuati sulle **caratteristiche cinematiche** del cammino dell'emiplegico, tra cui Wagenaar[5] et al. 1992 che posero l'attenzione sulle rotazioni del bacino, affermando che è il

fattore primario della lunghezza del passo. Il mancato avanzamento dell'emibacino nella fase di pre-swing è responsabile della mancata rotazione interna dell'anca e dell'inadeguato avanzamento dell'arto, con conseguente semi-passo più corto. Olney[2] et al. 1991 studiarono le posizioni lineari e angolari dei vari segmenti corporei del lato plegico rispetto a quello sano. Constatarono che vi erano notevoli differenza tra i soggetti con una deviazione standard delle escursioni articolari piuttosto ampia. Dallo studio è emersa un'alterata ampiezza delle fasi di flessione del ginocchio in stance. Spesso il ginocchio plegico si trova in estensione o iper-estensione nella fase di accettazione di carico invece di trovarsi in leggera flessione 10°-20°. Soprattutto è ridotta la flessione del ginocchio in volo con una diminuzione media di 15°. Per la tibio-tarsica hanno notato la diminuzione, in media di 5°, di flessione dorsale durante l'oscillazione dell'arto. La fase di spinta è risultata deficitaria sia per l'inadeguato lavoro dei muscoli deputati alla flessione plantare, sia per problematiche cinematiche dovute alla posizione del ginocchio. L'anca non è risultata compromessa dal punto di vista cinematico.

Knutsson e Richards[1] 1979 hanno provato a classificare le diversità **elettromiografiche** in pazienti descrivendo tre tipi di disturbi:

I) L'attivazione prematura dei muscoli della sura all'inizio della fase d'appoggio, 5-10 % del ciclo del passo. Ciò è dovuto all'inadeguato approccio del piede al suolo che determina un

repentino stiramento della muscolatura della sura che non risponde con una fisiologica attività eccentrica. Il picco di attività oltre ad essere minore rispetto al sano non avviene in corrispondenza del distacco del tallone.

L'anomala attivazione dei muscoli flessori plantari avviene per l'iperattività del riflesso da stiramento.

II) La mancata o debole contrazione sia concentrica, nella produzione del movimento, che eccentrica, per frenare l'avanzamento dell'arto, di più gruppi muscolari. Il deficit nella contrazione è una delle cause dell'iperestensione del ginocchio, perché una debole contrazione stabilizzatrice dei muscoli del ginocchio obbliga il paziente a trovare un meccanismo compensatorio per poter affrontare la fase di appoggio monopodalico, bloccando meccanicamente l'articolazione. La caduta del piede è un altro sintomo di deficit della contrazione muscolare. Il tibiale anteriore dell'arto plegico non lavora e il piede rimane in flessione plantare durante lo swing obbligando il paziente ad un andatura falciante o ad elevare l'emibacino omolaterale per poter "accorciare" l'arto .

III) La coattivazione muscolare è una strategia che viene utilizzata dal soggetto per poter dare più stabilità, infatti è

spesso presente nella fase di stance. Può accadere che vi sia una co-attivazione del quadricipite degli abduttori dell'anca degli ischio crurali e del tricipite della sura alla fine della fase di oscillazione e durante la maggior parte della fase di appoggio.

Gli autori hanno comunque precisato che questa non è una classificazione pura perché spesso capita che in un paziente possano presentarsi situazioni inseribili in due gruppi contemporaneamente.
L'attivazione anticipata del tricipite della sura può accompagnarsi con diversi patterns altamente patologici in più muscoli caratterizzati da attività troppo lunga o troppo alta per quella fase.

DINAMICA

La dinamica è la descrizione quantitativa delle forze e dei momenti agenti su un'articolazione e delle potenze meccaniche espresse dal sistema muscolare sull'articolazione.

Il momento: è la produzione di una forza che agisce su un asse di rotazione e che causa delle accelerazioni angolari. Il momento articolare di forza (momento interno) è la somma di tutte le forza interne che agiscono su questa articolazione che include i momenti muscolari, legamentosi e gli attriti articolari. Il momento esterno è la somma di tutte le forze esterne, inerzia e direzione, che agiscono a

livello articolare. Entrambi sono definiti flessorio o estensorio, adduttorio o abduttorio. Forze interne e forze esterne interagiscono in un processo di continui aggiustamenti. La presenza di deficit di reclutamento e sinergie patologiche fanno sì che il paziente sviluppi una diversa gestione dei momenti di forza.

Nei soggetti emiplegici si può notare un maggiore momento estensorio sia all'anca che al ginocchio soprattutto nella fase di stance. Lehmann[6] e altri hanno evidenziato la predominanza del momento estensorio esterno del ginocchio nella fase di middle stance a causa dell'attività degli ischio-crurali, resa necessaria per equilibrare l'avanzamento del tronco.

La potenza: utilizzato per quantificare la capacità di generazione o assorbimento di energia dei muscoli o la capacità di cambiamento di energia di un segmento corporeo. In qualche caso alcuni muscoli che attraversano un'articolazione possono generare energia, mentre altri la assorbono. Il valore della generazione e dell'assorbimento sono evidenti analizzando la potenza meccanica del'articolazione.

E' calcolata attraverso la formula matematica:

$$P = M \times \omega$$

dove M è il momento di forza dell'articolazione presa in esame (newton-metri) e ω è la velocità angolare della stessa (radianti/sec).

Nei soggetti emiplegici il picco di potenza è minore alla tibio-tarsica dell'arto affetto rispetto all'arto sano. Com'è possibile notare nello

studio di Sandra J Olney[2] la potenza massima media alla tibio-tarsica dei tre gruppi, con il cammino veloce medio e lento, presi in esame nella fase di spinta è la metà 60 W/kg x 10^{-2} rispetto all'arto sano 125 W/kg x 10^{-2}. Per questa mancanza di potenza la propulsione dell'arto nella fase di oscillazione è a carico soprattutto dei flessori dell'anca durante il pull-off.

Il lavoro: può essere positivo o negativo. Positivo è il lavoro svolto dai muscoli attraverso una contrazione concentrica. Negativo è il lavoro fatto dalla contrazione eccentrica dei muscoli. Il lavoro positivo o negativo fatto dai muscoli che attraversano un'articolazione è equivalente al periodo in cui l'articolazione produce o assorbe energia.

Nel cammino fisiologico il maggior valore di lavoro positivo viene fatto dai muscoli plantari flessori durante la fase di spinta (A2) mentre lavorano in eccentrica nella fase di pieno appoggio (A1) per frenare l'avanzamento della tibia. Il ginocchio ha tre fasi di lavoro attribuibili ai muscoli estensori, con un lavoro in eccentrica all'accettazione del carico (K1), una piccola contrazione in concentrica durante il periodo di pieno appoggio (K2) e una importante fase in eccentrica al momento del push-off (K3). La quarta fase è attribuibile ai flessori del ginocchio alla fine della fase di oscillazione che lavorano in eccentrica per frenare l'avanzata della tibia, preparando l'appoggio del tallone (K4). L'anca mostra un piccolo lavoro in concentrica dei muscoli

estensori all'inizio della fase di appoggio (H1) e un periodo in eccentrica, sempre degli estensori, durante il resto della fase di appoggio (H2). I flessori si attivano, con una contrazione in concentrica, nell'ultimo periodo di appoggio e all'inizio dell'oscillazione (H4) con un effetto di aumento di flessione all'anca e contemporanea azione di freno alla flessione di ginocchio .

Il lavoro nei soggetti emiplegici è sempre diminuito dal lato plegico rispetto a quello sano, infatti il valore rilevato da Olney[2] del lavoro sia positivo che negativo alla tibio-tarsica è la metà di quello svolto dall'arto sano così come per tutte le articolazioni, tranne il lavoro positivo al ginocchio.

Cap.2 Fisiologia del Push-Off

Push-off letteralmente significa “spingere via” e nello specifico del cammino questa fase serve per poter spingere avanti l’intero corpo permettendone l’avanzamento nello spazio. Questa fase dominata dalla produzione è preceduta da una fase in cui predomina una funzione di assorbimento di energia, riduzione di velocità, ammortizzamento dei carichi.

Il tutto inizia con l’azione del tibiale anteriore che con una contrazione eccentrica controlla la discesa dell’avampiede. Il ginocchio, proporzionalmente alla velocità, si flette per ammortizzare l’impatto al suolo. Gradualmente il bacino avanza e supera la verticale del piede grazie al continuo avanzamento della tibia sul calcagno che aumenta la flessione dorsale della tibio-tarsica. L’angolo di flessione del ginocchio non cambia, nonostante la tibia rotoli in avanti, per l’azione stabilizzatrice dei vasti mediale e laterale. In questa fase in cui la proiezione del corpo ha una traiettoria antero-laterale, l’azione muscolare distale ha una funzione prevalentemente frenante sul piano sagittale, mentre a livello dell’anca sono attivi il medio gluteo, il tensore della fascia lata, il piccolo gluteo, gli adduttori per contrastare le traslazioni sul piano frontale.

I primi due assicurano principalmente la stabilizzazione laterale del bacino contrastando il momento adduttorio presente durante l’oscillazione dell’arto controlaterale. La loro azione termina con

l'appoggio del tallone controlaterale. Il piccolo gluteo determina la rotazione in avanti del bacino. Gli adduttori si attivano verso la fine di questa fase per controllare lo spostamento del bacino, che prima si porta lateralmente sull'arto in pieno carico poi si sposta verso l'altro arto che inizia l'appoggio. Il grande gluteo[7] si contrae concentricamente in sinergia con la componente prossimale degli ischio-crurali per mantenere esteso il tronco. Il tricipite della sura tra il 15% e il 40% della fase del passo, in particolare il soleo, ha un'azione frenante e di controllo sull'avanzamento della tibia con una contrazione in allungamento. I peronei si attivano in sinergia con il tibiale posteriore per stabilizzare il piede sul piano sagittale.

Le forze esterne che agiscono a livello della gamba: l'inerzia, la direzione e la gravità, raggiungono un alto livello di incidenza sulla tibia soprattutto quando questo segmento supera la perpendicolare rispetto al piede aumentandone la velocità lineare. Nonostante ciò il movimento cambia per l'aumento delle forze interne, che passano dall'assorbimento alla produzione. Il lavoro, infatti, si trasforma da negativo a positivo. La tibio-tarsica, per il rotolamento della tibia sul piede, raggiunge i 10°-12° di flessione dorsale ed in questo istante si ha l'aumento delle forze interne che superano quelle esterne. I muscoli flessori plantari si trovano nella posizione più favorevole per esprimere la loro capacità contrattile, grazie all'ottima qualità dei ponti che si formano tra actina e miosina[8]. La relazione tra la posizione della tibio-tarsica e la forza dei muscoli flessori plantari è

stata studiata, attraverso un modello matematico, da Hoy[9] e colleghi nel 1990. Essi integrarono la geometria di muscoli e tendini e la qualità della forza prodotta dai flessori plantari (lunghezza delle fibre, campione fisiologico e stress del tendine) con la posizione di riferimento nel ROM della caviglia. Dimostrarono che la massima contrazione muscolare è prodotta quando la tibio-tarsica si trova a 10° di flessione dorsale. I risultati ottenuti, confrontati con la cinematica del cammino, evidenziarono che l'angolo era equivalente alla posizione della tibio-tarsica durante la fase terminale di appoggio monopodalico.

Il push-off è un termine molto usato per descrivere la fase di spinta durante il ciclo del passo. In letteratura non tutti gli autori sono d'accordo sull'effettiva esistenza di questa fase o meglio non tutti sono convinti, secondo gli studi fatti, che questa fase sia determinata dall'azione dei flessori plantari. Ho trovato tre teorie che spiegano la funzione dei muscoli flessori plantari durante il cammino:

1. provvedono a controllare il rotolamento della tibia sul calcagno[10]
2. provvedono alla progressione in avanti del baricentro[11]
3. accelerano l'intero arto nello swing[12]

La prima ipotesi è sostenuta da Sutherland. Nel suo lavoro, bloccando il nervo tibiale con un'iniezione di anestetico nel cavo

popliteo, studiò i cambiamenti del cammino fisiologico in soggetti sani prima e dopo l'anestesia. Arrivò alla conclusione che i muscoli flessori plantari hanno come azione principale, durante il cammino, il controllo della rotazione in avanti della tibia, contrastando il momento esterno dato dall'inerzia e dalla direzione del movimento con una contrazione eccentrica. Lo scopo della contrazione è rallentare la velocità della tibia in modo che l'intero organismo sia in grado di seguirla su un supporto solido e stabile rappresentato dal ginocchio leggermente flesso. Oltre a questa funzione, fu in grado di stabilirne altre considerate secondarie: provvedere alla stabilità del ginocchio, della caviglia e conservare l'energia limitando le oscillazioni verticali del baricentro. Dallo studio emerge che la progressione successiva al push-off non è dovuta all'attivazione dei flessori plantari ma è il risultato di un meccanismo passivo influenzato da fattori esterni al corpo: l'inerzia e il movimento.

La seconda teoria studiata da Winter ipotizza che l'energia generata dai flessori plantari durante il push-off sia trasferita al tronco per provvedere al supporto e alla progressione dell'intero corpo. Egli esaminò la potenza e il momento della tibio-tarsica e del ginocchio durante il cammino fisiologico. Il momento della tibio-tarsica è la prima risorsa per poter avere un lavoro positivo mentre l'attivazione dei flessori plantari coincide con il secondo picco del grafico della

forza di reazione del suolo. L'energia generata a livello della tibio-tarsica, in questa fase, non è riscontrabile in nessuna altra fase del passo e rappresenta l'80% dell'energia totale utilizzata durante il ciclo del passo[3]. Come descritto nel capitolo precedente, se c'è generazione di energia ci deve essere simultaneamente assorbimento a carico di altri muscoli. Il ginocchio si flette sotto il controllo eccentrico del quadricipite per poter svolgere questa funzione. Concluse, quindi, che l'energia espressa durante il push-off fosse l'unica fonte che potesse provvedere alla progressione in avanti dell'arto controlaterale. Le posizioni angolari di piede, gamba e coscia sono importanti per il trasferimento dell'energia all'intero organismo. Il centro di massa si trova ormai nella parte anteriore del piede e la tibio-tarsica inizia a flettersi plantarmente. Il ginocchio sotto il controllo della contrazione eccentrica del quadricipite si sta flettendo e quando il tallone si alza dal suolo è flesso a 20° e la gamba è flessa a 54° rispetto al piano orizzontale. Ciò dimostra che la rapida generazione di energia da parte dei flessori plantari è trasformata in energia cinetica per l'avanzamento e in energia potenziale per la spinta verso l'alto.

In accordo con Winter è anche Kepple 1997. Egli notò che il momento di flessione plantare è fondamentale per l'accelerazione in avanti del corpo sia orizzontalmente, progressione in avanti, che verticalmente, fungendo da supporto, durante l'ultima fase di supporto monopodalico. I lavori di Winter e di Kepple sono sostenuti

anche dai risultati ottenuti da Ericson[1]. Questi studiò l'attività elettromiografica durante le varie fasi del passo, osservando che, durante la fase del push-off, il lavoro maggiore è a carico dei muscoli distali dell'arto inferiore. Infatti, l'attivazione del soleo e del gastrocnemio mediale aumenta velocemente sino, rispettivamente, al 40% e al 45% della loro capacità elettromiografica. Questo picco di potenza si è notato essere la causa di una forte accelerazione in avanti dell'arto controlaterale.

Gli altri muscoli che agiscono a livello del piede e della tibiotarsica coadiuvano i flessori plantari nella loro azione. Il flessore lungo e breve delle dita e il flessore lungo dell'alluce si contraggono in concentrica per permettere una spinta maggiore dopo il rotolamento delle teste metatarsali. Il tibiale posteriore stabilizza il piede sul piano frontale. Il peroneo lungo prima, quello breve poi contrastano e predominano l'azione del tibiale posteriore quando è necessario il sollevamento del bordo esterno del piede per rendere possibile il passaggio del carico dalla V alla I testa metatarsale.

A livello prossimale i muscoli non restano a guardare ma svolgono una funzione prevalentemente stabilizzatrice. Il grande gluteo estende il tronco e il medio gluteo stabilizza il bacino sul piano sagittale. L'attività maggiore è a carico del retto femorale che permette la flessione dell'anca.

L'ultima teoria è stata formulata da Mainders e afferma che la funzione principale dei flessori plantari è accelerare l'arto durante l'oscillazione. La progressione in avanti è dovuta al trasferimento di energia dall'arto al tronco durante l'oscillazione. Questo spiega perché il momento della tibio-tarsica genera la maggior parte del lavoro meccanico durante il push-off ancorché ma che solo una piccola parte di energia, 4.2 J, viene utilizzata per l'avanzamento. L'ampiezza del movimento, dalla flessione dorsale a quella plantare, è di circa 20° e avviene per contrastare le forze esterne. Per invertire il movimento è indispensabile un importante lavoro muscolare positivo ma non tutta l'energia prodotta viene trasferita al tronco perché il lavoro viene svolto in un periodo di tempo troppo breve (0.05 sec). È durante l'oscillazione che l'energia potenziale e cinetica diminuiscono per il diminuire della velocità; l'energia persa è in minima parte assorbita dai muscoli del ginocchio ed in maggior parte, 18.6 J, trasferita attraverso l'anca al tronco per l'avanzamento. Durante l'oscillazione però si ha l'attivazione concentrica dei flessori dell'anca che dura per tutta questa fase con la funzione di aumentare la lunghezza del semipasso omolaterale.

Dallo studio delle tre teorie sopra citate ho pensato che sarebbe possibile racchiuderle tutte in una unica spiegazione. La velocità è un elemento che è stato preso in considerazione solo nel lavoro di Winter. Egli ha notato come l'azione dei flessori plantari cambia alla

variazione della velocità. Il lavoro espresso durante il push-off passa da 37.0 J nel cammino veloce a 25.6 J nel cammino a cadenza naturale e 20.1 J nel cammino lento, mentre il lavoro negativo durante la fase di stance rimane costante. Come per la tibio-tarsica anche il lavoro del ginocchio diminuisce con la riduzione della velocità ma al contrario la fase di assorbimento non rimane costante in quanto aumenta notevolmente con l'aumentare della velocità. Il picco di potenza all'anca non è stato preso in considerazione perché non era significativo. Da questi dati emerge che la possibilità di variare la velocità del cammino é strettamente collegata alla capacità di attivazione dei flessori plantari. Perciò dare ad un paziente maggiori possibilità di variare la velocità del suo cammino sfruttando le sue potenzialità motorie mi ha spinto a lavorare in questa specifica fase. Nel lavoro di Sutherland emerge che dopo il blocco della trasmissione nervosa si verifica la riduzione della lunghezza del semipasso controlaterale e della velocità del cammino mentre non c'è una variazione significativa della lunghezza del semipasso omolaterale. La sua affermazione finale nella quale la progressione dell'arto avviene grazie all'inerzia e alla direzione del movimento è condivisibile se si prende in considerazione il semipasso omolaterale. L'influenza della spinta è, però, visibile osservando il semipasso controlaterale in quanto questo varia in relazione all'attivazione dei flessori plantari. Nella terza teoria viene affermato che l'azione principale dei flessori plantari è spingere l'arto nell'oscillazione. Se si

prende in considerazione il timing di attivazione dei flessori plantari si nota come si attivano prima che l'arto controlaterale sia in appoggio e dai risultati di Sutherland si evidenzia che la mancata flessione plantare provoca una riduzione della lunghezza del semipasso controlaterale come riferimento l'avanzamento del tronco perché questi muscoli sì hanno anche questa funzione visto che la loro azione continua anche dopo l'appoggio dell'arto controlaterale ma se si prende e che quindi la loro funzione principale non è quella descritta. della contrazione

Camminando ad una velocità ridotta l'azione di spinta di questi muscoli non è decisiva e rilevante all'aumento della lunghezza del semipasso controlaterale perché la loro attivazione avviene dopo l'appoggio del tallone controlaterale con la funzione principale di spingere l'arto nella fase di oscillazione. La funzione di propulsione con l'aumento della lunghezza dell'arto controlaterale si ha con un cammino a velocità fisiologica 4Km/h perché l'attivazione concentrica dei flessori plantari inizia quando il piede non ha ancora approcciato al suolo, quindi la loro contrazione può determinare un aumento della lunghezza. Questo concetto è deducibile anche dal grafico delle forze di reazione del suolo. A velocità ridotta ho una riduzione dell'assorbimento a causa dell'approccio del piede che spesso non è più con il tallone ma con l'intero piede, quindi i vettori visibili nel grafico sono praticamente verticali invece di essere diretti diagonalmente al terreno cosi come al distacco i vettori sono

perpendicolari e non diretti diagonalmente perché l'azione dei flessori plantari si riduce notevolmente non svolgendo più la funzione di progressione.

Cap.3 Push-Off Patologico

In questo capitolo approfondiamo il push-off patologico dal punto di vista muscolare cinematico e dinamico.

Nel cammino del soggetto emiplegico tutto ciò che accade è alterato rispetto alla fisiologia quindi è necessario affrontare ciò che accade prima rispetto alla spinta perché questa è inserita nel contesto globale del ciclo del passo e delle modificazioni nelle fasi precedenti si ripercuotono successivamente.

Le differenze di comportamento rispetto al sano sono già evidenti nella prima fase del ciclo passo in cui la componente di spasticità dei flessori plantari e la difficoltà nel reclutamento del tibiale anteriore impediscono spesso l'appoggio al suolo corretto. L'appoggio difficilmente avverrà tramite l'approccio calcaneare ma più facilmente con l'appoggio del piede piatto o addirittura delle teste metatarsali. Per effetto del carico, si determina un repentino allungamento dei muscoli flessori plantari. L'elettromiografia evidenzia una loro prematura attività durante la fase di stance. L'iperattività del riflesso da stiramento non permette alla tibia di rotolare in avanti sul piede perché non consente ad essi di lasciarsi stirare. Questo comportamento patologico non permette al centro di pressione di spostarsi gradualmente dal retropiede all'avampiede ma in relazione al loro grado di tensione (attiva-passiva), determinerà un più o meno brusco spostamento. Per poter permettere una spinta adeguata è

indispensabile che la stiffness passiva muscolare sia tale da permettere alla tibio-tarsica una completa flessione dorsale e che il paziente sia in grado di controllare la contrazione in eccentrica dei muscoli flessori plantari durante la fase di pieno appoggio.

Da questo anomalo comportamento ne deriva una variazione del momento interno alla tibio-tarsica che invece di essere negativo ha un picco medio positivo intorno al 10% del ciclo del passo. In questo modo la tibia non avanza ma arresta il suo movimento che è opposto al movimento della coscia e del tronco che stanno avanzando determinando conseguentemente l'iperestensione del ginocchio. Questa strategia, è la prima che i pazienti adottano perché è facilmente disponibile e ha come effetto funzionale la possibilità di garantire stabilità all'arto, anche in assenza di un adeguato reclutamento muscolare. Il blocco meccanico, però, alla lunga risulta essere traumatico per l'articolazione e per le strutture legamentose che sono sovrasollecitate, inoltre rende impossibile un corretto svolgimento delle fasi successive. La posizione del ginocchio è importante per poter lavorare sulla fase di spinta. Se il ginocchio rimane esteso durante tutta la fase di pieno appoggio modifica l'effetto della spinta. Il vettore di applicazione della forza di reazione del suolo non si trova più anteriormente all'articolazione femoro-tibiale ma posteriormente e una contrazione concentrica dei flessori plantari non sarebbe più utile per l'avanzamento ma provocherebbe una spinta verso l'alto e il dietro[10].

Nella maggior parte dei casi il recupero dell'attività e del controllo muscolare in soggetti emiplegici è migliore per i muscoli prossimali rispetto ai distali. Knuttson ha descritto che un basso livello di attività muscolare è stata rilevata in tutte le fasi del cammino a carico di tutti i muscoli ma, in quelli distali c'è discrepanza maggiore paragonata ai valori del soggetto sano. Ciò a conferma della difficoltà per i pazienti nella gestione della fase di spinta.

Nel cammino del soggetto emiplegico i flessori plantari esprimono un picco medio di potenza sempre minore rispetto alla fisiologia. Nello studio di Perry[13] si è evidenziato come il picco raggiunge i 2 W/Kg.m rispetto ai 3.56 W/Kg.m del soggetto sano. Accanto al deficit di reclutamento muscolare c'è da considerare che con la diminuzione della flessione dorsale (in media di 7.4°)[6], decresce anche la quantità del momento esterno e di conseguenza la possibilità di contrazione dei muscoli flessori plantari che si vengono a trovare in una posizione meccanicamente svantaggiosa[14]. Da ciò deriva che un corretto allineamento dei segmenti sia un fattore fondamentale al fine di raggiungere una spinta adeguata. La difficoltosa contrazione dei flessori plantari si ripercuote, oltre che sui picchi di potenza, anche sui tempi della fasi del passo. Jonsdottir[3] afferma che la spinta nei soggetti emiplegici avviene con un timing errato ovvero quando il piede controlaterale è già in appoggio e che quindi la loro azione non è più di allungare il semipasso dell'altro arto ma di proiettare il piede omolaterale nello swing. Visto la loro inefficace contrazione, e

nonostante l'azione vicariante dei flessori d'anca durante l'ultima fase di stance e l'intera oscillazione lo swing occupa una percentuale maggiore del ciclo rispetto la durata fisiologica[15].

La fase di swing è spesso caratterizzata da uno schema estensorio che rende indispensabile l'utilizzo di compensi. Gli abduttori d'anca e il quadrato dei lombi intervengono in questi meccanismi di compenso per il superamento della verticale.

Il dispendio energetico conseguente a questa attività muscolare è notevolmente aumentato. Ciò impedisce ai soggetti emiplegici, a causa della facile affaticabilità, di percorrere lunghi percorsi e spiega la necessità di frequenti pause.

Cap. 4 Materiali e Metodi

4.1 Il feedback

Il biofeedback (BFB) è uno strumento che attraverso segnali di varia natura tattile, acustica, visiva e vibratoria fornisce delle informazioni provenienti dall'attività elettromiografica, cinematica o dinamica che permettono al paziente di attuare dei cambiamenti nell'azione che si sta compiendo. Ha un ruolo importante nell'apprendimento grazie alle facilitazioni date dallo strumento che informa il paziente sull'eventuale errore e sui meccanismi di correzione guidandolo nell'apprendimento di nuove posture o movimenti. Il nostro feedback ha le caratteristiche di feedback informazionale temporale ma è il paziente che deve confrontare il suo comportamento motorio (contrazione muscolare) in relazione allo stimolo vibratorio dato.

Nel corso della storia[16] le tecniche di BFB si sono evolute e tutte sono partite dalla scoperta del 1830 che portò alla luce l'emanazione di eventi elettrici da parte dei muscoli durante la loro contrazione. Ci è voluto quasi un secolo per poter vedere il primo prototipo di elettromiografo, strumento che registra l'attività elettrica dei muscoli e primo tipo di BFB poi utilizzato in riabilitazione. I primi studi con l'utilizzo di strumenti di biofedback EMG risalgono alla fine degli anni '50 primi anni '60. Negli anni successivi sono stati pubblicati numerosi lavori sull'utilizzo del BFB che è stato sperimentato in numerose patologie quali le lesioni midollari, il torcicollo spastico, i

disturbi distonici, le paralisi cerebrali infantili, le lesioni dei nervi periferici fino alla più vasta area di utilizzo ovvero la riabilitazione post-stroke.

Nell'interazione terapista-paziente è implicito lo scambio di informazioni grazie alla quale si informa o si viene informati di ciò che si sta facendo. La voce del fisioterapista che guida il paziente, dandogli informazioni sulla performance o sul risultato, è un biofeedback. Altra tipologia molto semplice e molto usata è il contatto manuale ovvero l'utilizzo delle mani per far "sentire" al paziente ciò che vogliamo che faccia[17]. Questi BFB sono semplici e immediati. Nell'evoluzione del mondo scientifico, con la ricerca di strumenti sempre più precisi e affidabili nella diagnosi, l'utilizzo e la qualità del feedback sono migliorati con lo scopo di renderlo uno strumento esatto e attendibile con il quale il terapista integra il suo lavoro. Con questo scopo sono stati realizzati strumenti in grado di trasformare il comportamento motorio in segnali visivi, uditivi o vibratori costanti e precisi. Il ruolo del terapista rimane comunque importate nell'impostazione dell'esercizio e nella regolazione dello strumento.

Uno dei motivi per cui risulta essere efficace è legata al fatto che il paziente, attraverso il feedback aggiuntivo, acquisisce informazione in grado di confrontarsi con i parametri interni di riferimento. Il paziente è invitato ad attivare un processo cognitivo cosciente tale da dare significato alle informazioni in entrata utili per la strutturazione di un comportamento motorio evoluto. I sussidi forniscono riferimenti

oggettivi che danno stabilità al percorso informazionale. L'obbligo di confrontarsi con riferimenti esterni, ricercando una nuova unità "di misura", suscita nel paziente iniziali sensazioni paradosse di inadeguatezza posturale. Da questa fase, di messa in crisi del sistema afferente patologico, scaturisce un nuovo riferimento comportamentale. Il feedback è necessario per modificare lo schema, controllare il compenso, ottimizzare il reclutamento e avviare un processo di coscientizzazione. Attraverso la pratica e la ripetizione degli esercizi vengono richieste continue auto-correzioni attive in modo che il programma e il controllo motorio siano sempre stimolati a indurre la riorganizzazione cerebrale. L'apprendimento delle nuove strategie affrontate in palestra è realizzabile grazie all'attivazione di vie e aree neurali ancora integre, in grado di vicariare le funzioni delle vie e delle aree danneggiate. Grazie al vicariamento è possibile, attraverso un'azione cosciente del paziente, modificare l'attività delle unità motorie portandole verso dei pattern funzionali di movimento.

4.1.1 LE FASI DELL'APPRENDIMENTO[18]

Per giungere ad un apprendimento funzionale, è importante che la somministrazione del feedback avvenga attraverso una serie di steps consequenziali.

La prima fase è definita cognitivo-verbale e ha come obiettivo la coscientizzazione da parte del paziente del proprio deficit e tramite l'uso costante del feedback la correzione dello stesso. Il terapista deve identificare il canale informazionale più adatto per raggiungere lo scopo. È importante in questo stadio del lavoro, focalizzare l'attenzione in una fase specifica del gesto funzionale. Il paziente è invitato a ricercare le sensazioni provate durante lo svolgimento degli esercizi con i sussidi guida anche nei periodi che intercorrono tra le diverse sedute.

Il secondo step si basa sull'alternanza del feedback. Il paziente ha ormai capito la richiesta dell'esercizio e tramite un uso discontinuo del feedback si cerca di non renderlo dipendente dallo strumento. Le informazioni ora non viaggiano su uno solo, ma su più canali e in situazioni ambientali diverse con lo scopo di abituare il paziente a trasferire ciò che fa in palestra in varie situazioni. L'ultima fase, la terza, è di autovalutazione. Il paziente, senza l'ausilio del feedback si auto-corregge e ragiona con il terapista sulla buona riuscita o meno della performance. Il setting vede la presenza di esercizi aperti e dinamici in cui predomina la variazione del contesto.

In questo modo, non si rimane ad una modificazione dell'imparement, ma si agisce per modificare le performance del paziente. Ciò che viene appreso in palestra non rischia di essere isolato solo alla durata e al setting del trattamento ma i continui cambiamenti apportati agli esercizi somministrati aiutano il ripristino di una funzionalità efficace.

4.1.2 GLI ELEMENTI D'INDAGINE DEL FEEDBACK

È possibile aiutare il percorso riabilitativo del paziente attraverso informazioni provenienti da:

- L'attività del muscolo, utilizzando l'elettromiografia che ci fornisce un'informazione di ritorno visiva o acustica circa l'entità della contrazione muscolare.
- L'angolo articolare, utilizzando un BFB posizionale che ci fornisce un'informazione visiva, acustica o vibratoria riguardo la posizione dei segmenti corporei.
- Il momento in cui attivare la muscolatura con un timing corretto in relazione ad un dato cinematico preciso. L'informazione può essere visiva, uditiva o vibratoria. Questo punto è l'argomento della tesi.

Il segnale di ritorno dallo strumento che informa il paziente e il terapista può essere di varia natura come accennato sopra e ha caratteristiche differenti in base al sussidio e allo scopo:

- Visivo, acustico o VIBRATORIO
- Continuo o PUNTUALE
- Assoluto o RELATIVO
- Negativo o POSITIVO
- Discreto o ON-OFF
- Statico o DINAMICO

In stampatello maiuscolo sono riportate le caratteristiche dell'informazione fornita dal feedback che è stato usato per questo elaborato. Il sussidio realizzato si avvale di un vibratore posizionato a livello cutaneo sul tendine d'Achille. Il sistema invia una vibrazione circoscritta e puntuale finalizzata alla richiesta di attivazione muscolare durante il cammino. La VIBRAZIONE è l'informazione percepita dal paziente, circoscritta perché è trasmessa su un area cutanea limitata dalla grandezza del vibratore; PUNTUALE perché arriva in una determinata percentuale del ciclo del passo. Lo strumento, che ci permette di identificare il momento esatto in cui attivare lo stimolatore, è un rilevatore cinematico che misura l'angolo RELATIVO bacino-femore. Esso viene messo in tensione nel momento di massima flessione dell'anca controlaterale. POSITIVO perché ha una funzione di rinforzo nel far capire al paziente che in quel momento i muscoli flessori plantari devono contrarsi concentricamente. ON-OFF perché non offre spiegazioni circa l'andamento angolare ma è essenziale per determinare l'apertura o la

chiusura del circuito con conseguente comando sulla vibrazione. DINAMICO perche viene utilizzato durante il cammino.

4.2 La vibrazione

Il Timing Vibratory Feedback è uno strumento di biofeedback che utilizza lo stimolo vibratorio come meccanismo informazionale. La vibrazione è percepita dai corpuscoli di Pacini, recettori posti sotto la cute. Essi sono a rapido adattamento e ogni corpuscolo riceve informazioni da un'ampia area cutanea sovrastante perché ogni fibra nervosa ne innerva uno solo. Le fibre nervose sono a grosso diametro con una conduzione di 100 m/s che attraverso il fascicolo gracile arrivano al bulbo, qui crociano e si dirigono verso il nucleo ventro-postero-laterale del talamo che invia i segnali all'area somatosensitiva 3b[19]. Uno stimolo che arriva all'area 3b provocherà una risposta con un tempo di latenza nell'ordine dei 20 ms. Questo tempo è importante perché è il tempo che il paziente impiega per contrarre i muscoli flessori plantari dopo che ha percepito lo stimolo.

In questo lavoro la vibrazione è stata utilizzata come veicolo informazionale e non è stato importante approfondirne le caratteristiche di frequenza, in quanto non la si vuole utilizzare a fini terapeutici. Ciò che è stato preso in esame, in quanto utile conoscere, è la percezione o meno da parte del paziente dello stimolo.

4.3 I criteri di inclusione ed esclusione

Il paziente preso in esame è un uomo di 55 anni colpito da ictus 3 anni fa sfociato in una emiplegia sinistra.

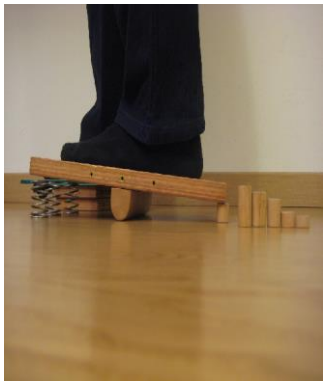
I criteri di inclusione sono:

1. la lunghezza muscolare adeguata del tricipite della sura che permetta una flessione dorsale non inferiore ai 90°.
2. la corretta posizione del ginocchio nella fase di stance
3. Ashworth inferiore a 2 al retto femorale, agli aschio-crurali e ai flessori plantari.

La presa in carico del paziente durante il periodo di tirocinio è avvenuta in una fase propedeutica, nella quale si sono svolti degli esercizi per poter creare le condizioni affinché egli risultasse adeguato ai criteri sopra descritti.

Di seguito sono stati descritti gli esercizi che sono stati utili per il raggiungimento dell'obbiettivo.

Esercizio n°1: paziente in stazione eretta con la tavoletta oscillante sotto il piede plegico. La richiesta era di abbassare il tallone e riconoscere le diverse altezze poste sotto la tavoletta. Obiettivo: allungare il tricipite della sura.





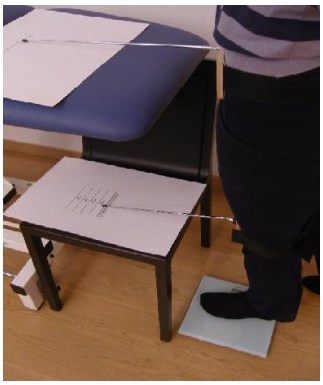
Esercizio n°2 paziente in stazione eretta con il piede plegico avanti e un visualizzatore pelvico posto al centro della linea bisiliaca anteriore. La richiesta è di spostare il carico sul piede plegico facendo in modo che il visualizzatore segua la traiettoria, disegnata in precedenza su un piano orizzontale posizionato di fronte al paziente, indicante la traiettoria del baricentro. Obiettivo: guidare il paziente nel coretto spostamento antero-laterale.

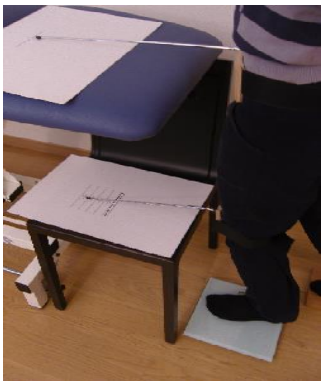




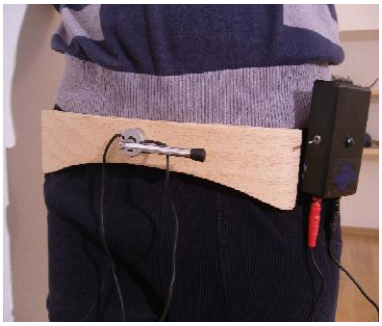
Esercizio n°3 paziente in piedi in carico sull'arto plegico con un indicatore al ginocchio e uno al bacino. La richiesta era di riconoscere diversi gradi di flesso-estensione al ginocchio mantenendo stabile il

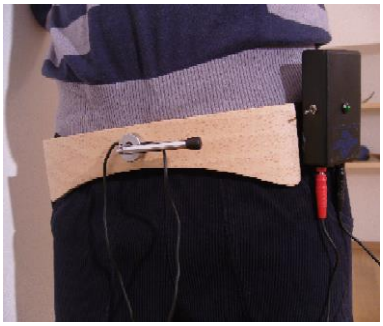
baricentro. Obiettivo: rinforzo del quadricipite per stabilizzare il ginocchio in compiti conoscitivi.





Esercizio n°4 si svolge in dinamica. Inclinometro posto parallelamente alla linea bisiliaca superiore rivolto verso il lato plegico in modo che attivi il segnale sonoro nel momento in cui elevando l'emibacino supera il range prestabilito. Feedback negativo. Obiettivo: controllo dell'elevazione dell'emibacino dal lato plegico.





Esercizio n°5 paziente in fase di pre-swing dell'arto plegico. Goniometro al ginocchio e indicatore laser al bacino. Il paziente è invitato a portare il carico sull'arto anteriore sano indirizzando il puntatore laser verso destra. Il goniometro informa il paziente della

corretta flessione. Obiettivo: flettere il ginocchio tramite una corretta intrarotazione del bacino.





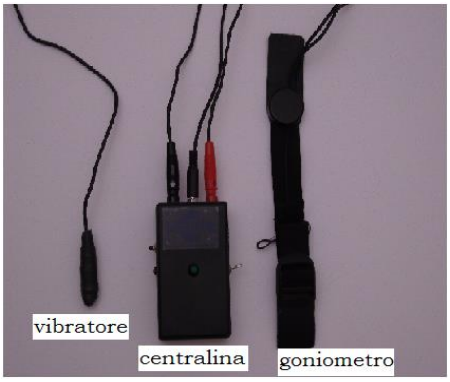
4.4 Timing Vibratory Feedback (TVF)

È un semplice sussidio, di fabbricazione artigianale, composto da tre strumenti: un rilevatore cinematico (goniometro), un vibratore e una centralina di collegamento.

La realizzazione del goniometro parte dalla necessità di monitorare il comportamento cinematico angolare. Gli elettrogoniometri presenti in commercio non soddisfacevano pienamente le caratteristiche di vestibilità, flessibilità, immediatezza nell'utilizzo ed economicità. Abbandonando il concetto di goniometro composto da due bracci articolati per la difficoltà di adattamento alle superfici articolari ci si è indirizzati verso la costruzione di un rilevatore di lunghezza basato sull'utilizzo di sistemi elastici, in grado di monitorare la variazione angolare. Lo strumento è dotato di un sistema di regolazione che permette di scegliere il punto preciso oltre il quale si attiva un

interruttore. Un sistema di frizione permette il completamento del range articolare senza che il paziente avverta disturbo dalla presenza del sussidio. L'applicazione sul paziente avviene tramite delle fasce di velcro o direttamente con del tape. Il goniometro si connette ad una piccola centralina tascabile alimentata da una batteria a 9 V che alla chiusura del circuito, tramite l'interruttore, determina l'attivazione di un led luminoso, di un buzzer acustico o come nel nostro caso di un vibratore. Quest'ultimo è costituito da un piccolo motore dal moto circolare dotato di un volano decentrato rispetto all'asse, contenuto in un guscio di plastica del diametro di 10mm applicato sulla cute tramite del tape.





Scopo del nostro lavoro, come dicevamo, è stimolare il paziente ad attivare i flessori plantari subiti prima dell'appoggio del tallone controlaterale.

Il primo problema è stato quello di individuare un parametro significativo sovrapponibile temporalmente all'onset della produzione di potenza alla caviglia. La ricerca ci ha portato all'identificazione della massima flessione di anca controlaterale come risposta.

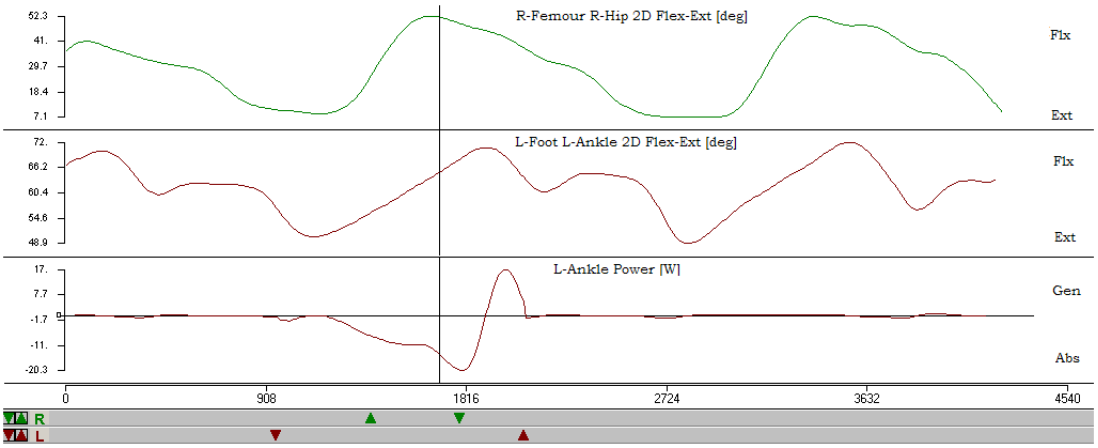


Figura 1 la barra nera di scorrimento è posizionata in corrispondenza del picco di massima flessione d'anca destra (primo grafico).
Legenda: ▼ appoggio del piede sx ▲ distacco del piede dx ▼ appoggio del piede dx, ▲ distacco del piede sx

Come è rappresentato nella Fig. 1, il punto di massima flessione viene a collocarsi nell'ultima fase di volo. La barra di scorrimento evidenzia come questo momento si trovi nella fase temporale, in cui l'angolo alla tibio-tarsica dell'arto plegico si sta ancora flettendo dorsalmente e parallelamente il grafico di potenza alla caviglia indica un periodo di assorbimento. Questo comportamento fa si che il paziente non sia in grado di produrre potenza per spostare il carico sull'arto anteriore sano.

Un secondo problema ha riguardato le caratteristiche dello stimolo fornito al paziente. Per dare una risposta concreta abbiamo applicato la vibrazione ad un campione di 10 soggetti sani e 8 pazienti emiplegici (Tabb.1-2). La percezione dello stimolo è stata possibile quantificarla attraverso l'utilizzo della VAS dove 0 è l'assenza di sensibilità e 10 la perfetta percezione.

	Statica		Dinamica	
	Gastro med.	Tend. d'Achille	Gastro med.	Tend. d'Achille
S 1	10	10	5	8
S 2	9	10	5	9
S 3	9	9	7	9
S 4	10	10	8	9
S 5	8	9	6	8
S 6	8	9	7	8
S 7	10	10	7	9
S 8	8	9	6	7
S 9	8	8	5	6
S10	10	10	8	8

Tabella 1 la percezione della vibrazione in soggetti sani. Da notare la differenza della percezione tra il gastrocnemio mediale e il tendine d'Achille in statica e la diminuzione della percezione tra la statica e la dinamica.

S t a t i c a				
Arto sano			Arto plegico	
	Gastro med.	Tend. d'Achille	Gastro med.	Tend. D'Achille
S 1	7	10	4	5
S 2	7	10	4	7
S 3	10	10	8	9
S 4	10	10	6	6
S 5	6	7	0	0
S 6	8	9	7	8
S 7	8	6	6	6
S 8	8	7	5	8

Tabella 2 la percezione della vibrazione in soggetti emiplegici durante la stazione eretta. Differenziando l'arto sano dall'arto plegico si è notata la netta diminuzione della sensibilità dovuta al danno del SNC e anche in questo caso la percezione della vibrazione è migliore sul tendine rispetto al muscolo.

Dai dati forniti dalle sperimentazione siamo giunti alla conclusione che la scelta è ricaduta quindi sul tendine d'Achille. In entrambi i gruppi si è notata un aspetto interessante legato alla diminuzione della percezione durante la deambulazione, questo probabilmente per

il fatto che il SNC tende a selezionare e ad eliminare le informazioni reputate inutili e fastidiose in relazione all'azione. Mentre si cammina le informazioni che arrivano al SNC sono molte di più rispetto al mantenimento della stazione erette così come i segmenti corporei e i gradi di libertà che questo deve controllare (Tab. 3).

D i n a m i c a		
Arto plegico		
	Gastro med.	Tend. d'Achille
S 1	3	5
S 2	5	7
S 3	6	8
S 4	5	5
S 5	0	0
S 6	3	8
S 7	3	3
S 8	0	2

Tabella 3 la percezione della vibrazione in soggetti emiplegici durante la deambulazione. Confrontando questa tabella con la n°2 si nota come diminuisce la percezione durante la deambulazione.

Dall'analisi percentuale dei dati si evidenzia che non viene mantenuto lo stesso rapporto di percezione tra il soggetto sano e il paziente durante le due situazioni proposte. La maggiore diminuzione nel paziente non è frutto dell'alterata percezione dello stimolo ma di una differente selezione delle variabili essenziali nella deambulazione.

4.5 L'analisi del cammino

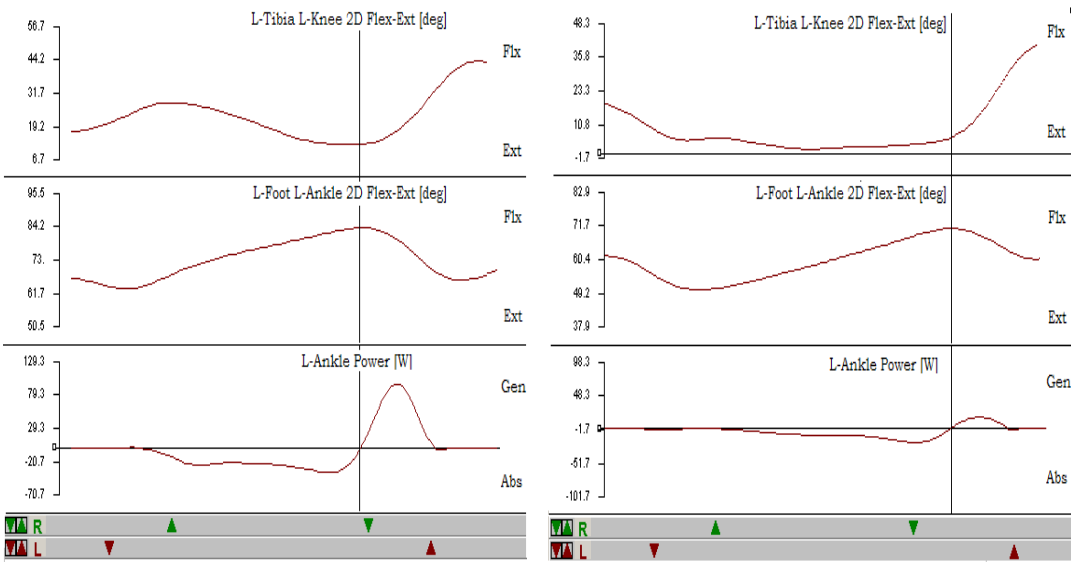
L'analisi del cammino è stata fatta in un percorso di 8 metri. Il soggetto è stato registrato mentre camminava con delle scarpe comode e alla sua naturale andatura. La cinematica tridimensionale della deambulazione del paziente è stata documentata con il sistema di analisi del movimento ELITE usando il protocollo del SAFLO. Le forze di reazione del terreno sono state misurate con la piattaforma di forza Kistler (50 Hz). L'EMG di superficie triggerata con i dati cinematici e dinamici è stata acquisita su otto gruppi muscolari.

Le acquisizioni sono state fatte prima dell'inizio dell'iter riabilitativo e subito dopo la fine. Dai molteplici dati elaborati abbiamo selezionato quelli che abbiamo ritenuto essere significativi rispetto allo studio.

Cap. 5 Risultati

I risultati ottenuti sono stati suddivisi in tre sottocapitoli: cinematica-dinamica, elettromiografia e parametri spazio-temporali.

5.1 Cinematica-Dinamica



Legenda: ▼ appoggio del piede plegico ▲ distacco del piede sano ▼ appoggio del piede sano, ▲ distacco del piede plegico.

Figura 2 In questa figura sono rappresentati tre grafici ottenuti con l'analisi del cammino pre-trattamento a sinistra e post-trattamento a destra.

Il primo grafico raffigura l'angolo di flesso-estensione del ginocchio; nell'analisi pre, il ginocchio approccia con meno di 10° di flessione evitando la fase di ammortizzamento per poi portarsi in estensione nella fase di stance. La traiettoria lineare ne caratterizza il

comportamento patologico. Nell'analisi successiva la traiettoria esprime il comportamento del ginocchio nettamente più fisiologico.

Il secondo grafico riporta l'angolo di flesso-estensione della tibio-tarsica; il dato più rilevante è l'escursione articolare che risulta maggiore nell'analisi post-trattamento grazie all'aumento della flessione dorsale nell'ultima fase di stance mentre il grado di flessione plantare al distacco e in volo rimane pressoché sovrapponibile.

Il terzo grafico mostra la potenza alla caviglia; nell'analisi post è maggiore la capacità di assorbimento nella fase di stance passando da -18 W al pre a -37 W. Il picco di produzione ha un aumento superiore alle 5 volte tra le due analisi raggiungendo il valore di 95.8 W nel post rispetto ai 17 W del pre. Come si vede dalla barra nera verticale l'inizio di produzione coincide con l'inizio della flessione plantare della caviglia.

5.2 Elettromiografia

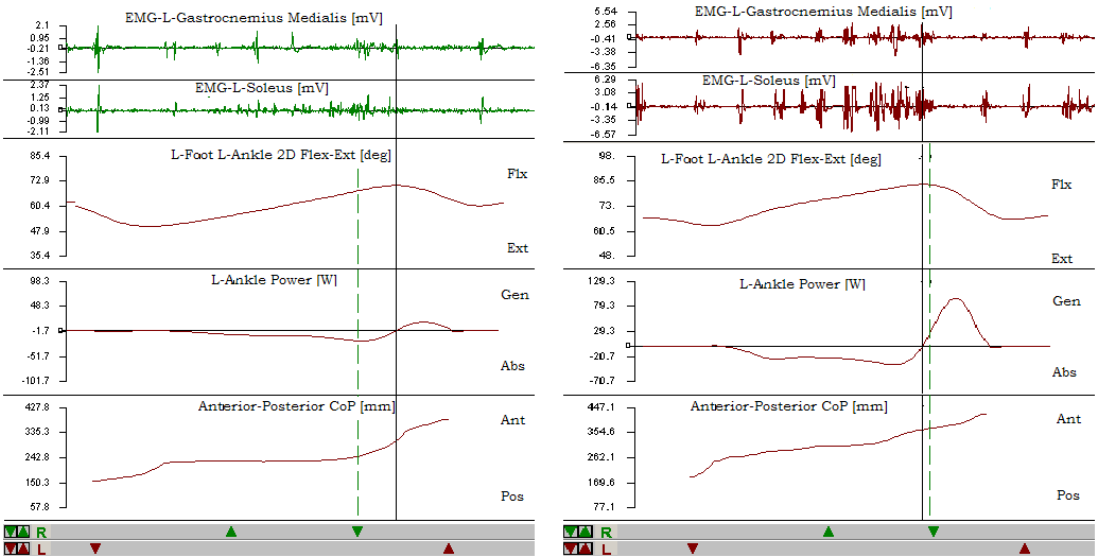


Figura 3. I primi due grafici in alto mostrano l'attività elettromiografica del gastrocnemio mediale (il primo) e del soleo (il secondo) durante tutto il ciclo del passo. Il segnale eletromiografico è caratterizzato dal comportamento patologico per la presenza di attività isolate (burst). L'intensità del segnale è aumentata nel tracciato post trattamento e ciò, sarebbe ancora più evidente, se i quattro tracciati avessero la medesima scala di riferimento. Comunque questo dato non è indicativo e non va preso come riferimento oggettivo perché le due rilevazioni sono state fatte a distanza di tempo e sono strettamente dipendenti dalla posizione degli elettrodi. Il risultato importante, dal punto si vista elttromiografico, è la modificazione temporale di attivazione del segnale. Nei tracciati, dell'analisi post, si può riscontrare che l'attività

muscolare continua anche oltre l'inizio della produzione mentre, nelle analisi pre trattamento, i muscoli si disattivano precocemente.

Tenendo come riferimento l'appoggio del tallone controlaterale (linea tratteggiata verde) e confrontandola con l'onset della produzione di potenza si possono infatti notare i cambiamenti indotti dall'uso del TVF. La chiave di lettura si evince nel rapporto tra queste due barre verticali. Nei grafici pre-trattamento la linea verde è posizionata notevolmente prima della linea nera. Ciò indica che l'appoggio dell'arto sano avveniva quando ancora i flessori plantari non producevano energia; anzi la tibio-tarsica si stava ancora flettendo dorsalmente, la caviglia stava assorbendo energia e il CdP era arretrato. Al contrario nell'analisi post-trattamento la posizione delle due linee è invertita. Ora li linea verde si trova dopo il punto di massima flessione dorsale della tibio-tarsica ovvero quando si inverte il movimento, dopo l'onset di produzione di potenza e quando ormai il CdP è quasi il massimo spostamento anteriore. Questo è il risultato che attendevamo con l'utilizzo del TVF, ovvero anticipare la produzione di potenza fornendo al paziente il corretto timing di attivazione dei flessori plantari.

5.3 Parametri spazio-temporali

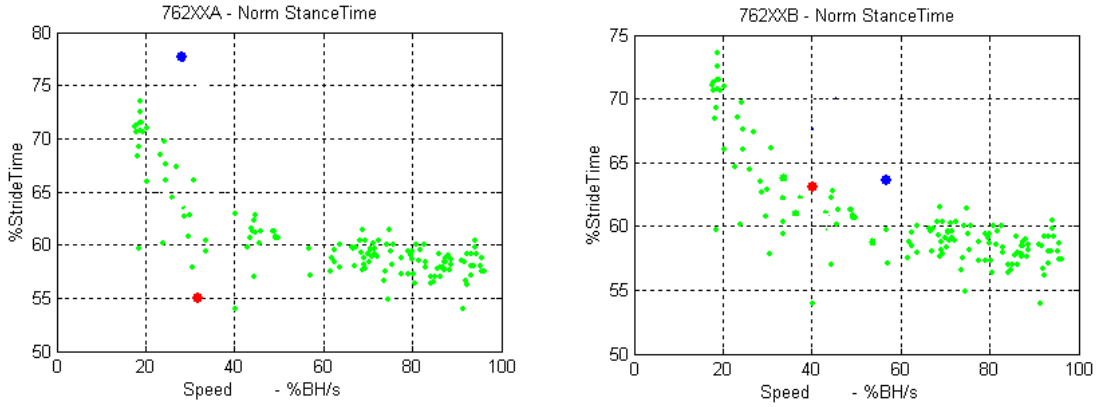


Figura 4. in questa figura è rappresentata la durata della fase di stance rispetto all'intero ciclo del passo (asse y) nella quale la nuvola verde rappresenta la normalità in relazione alla velocità di cammino (asse x). Nel grafico a sinistra sono rappresentate le percentuali prima del trattamento. La fase di stance dell'arto dx (pallino) dura molto di più circa il 77% del tempo del ciclo del passo mentre la fase di stance dell'arto sx (pallino) dura il 55%.

Nel grafico di destra sono rappresentati i risultati ottenuti dopo il trattamento. Si può notare come la fase di stance si sia equilibrata tra l'arto dx 64% del ciclo del passo e l'arto sx 63%. L'arto sx si trova all'interno della nuvola della "normalità" mentre il dx è ancora un po' discostato ma comunque migliorato rispetto all'analisi pre.

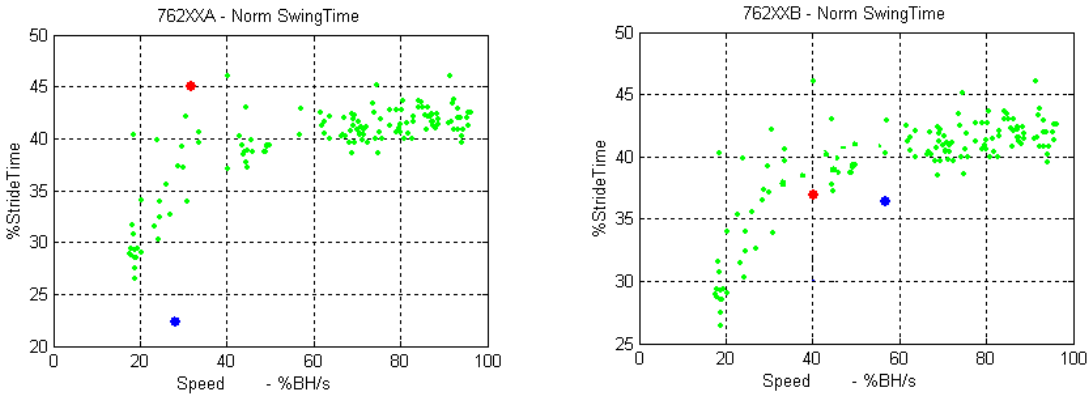


Figura 5. in questa figura è rappresentata la durata della fase di swing rispetto all'intero ciclo del passo (asse y) nella quale la nuvola verde rappresenta la normalità in relazione alla velocità di cammino (asse x). Nel grafico a sinistra sono rappresentate le percentuali prima del trattamento. La durata dello swing dell'arto sx 45% del ciclo del passo è il doppio dell'arto dx 22%.

Nel grafico di destra sono rappresentati i risultati ottenuti dopo il trattamento. Le fasi di swing dell'arto dx 36% e sx 37% sono equivalenti, simmetriche e come per la fase di stance la fase con l'arto sx è nella nuvola della "normalità" mentre con l'arto dx è appena discostato.

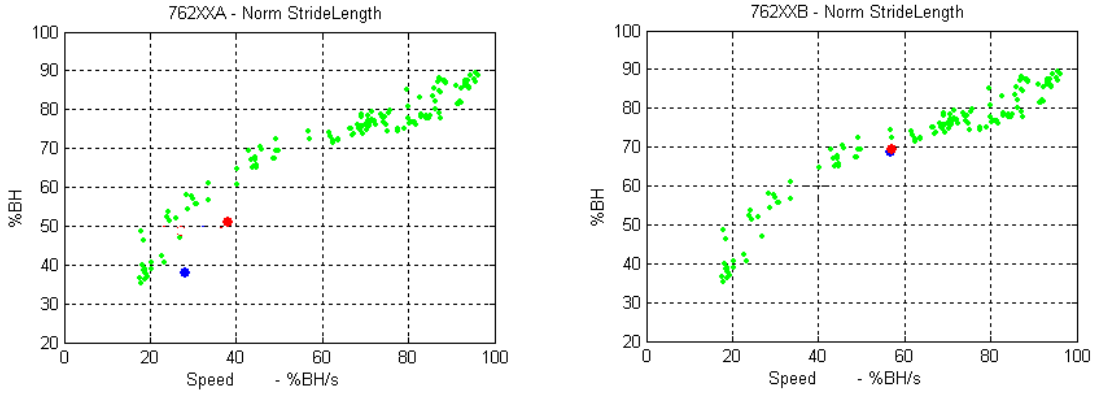


Figura 6. in questa figura è rappresentata la lunghezza del ciclo del passo (asse y) nella quale la nuvola verde rappresenta la normalità in relazione alla velocità (asse x). Nel grafico di sinistra sono rappresentate le percentuali prima del trattamento. Si può notare l'asimmetria dei due cicli del passo sia in lunghezza che in velocità. Il ciclo più lungo è quello sinistro (pallino ●) rispetto al destro (pallino ●) più corto ma entrambi sono più corti rispetto alla lunghezza fisiologica per un cammino alla stessa velocità.

Nel grafico a destra sono rappresentati i risultati ottenuti con il trattamento. Si nota che i due cicli del passo si sovrappongono indicando un'ottima simmetria e una velocità aumentata rispetto al grafico sinistro.

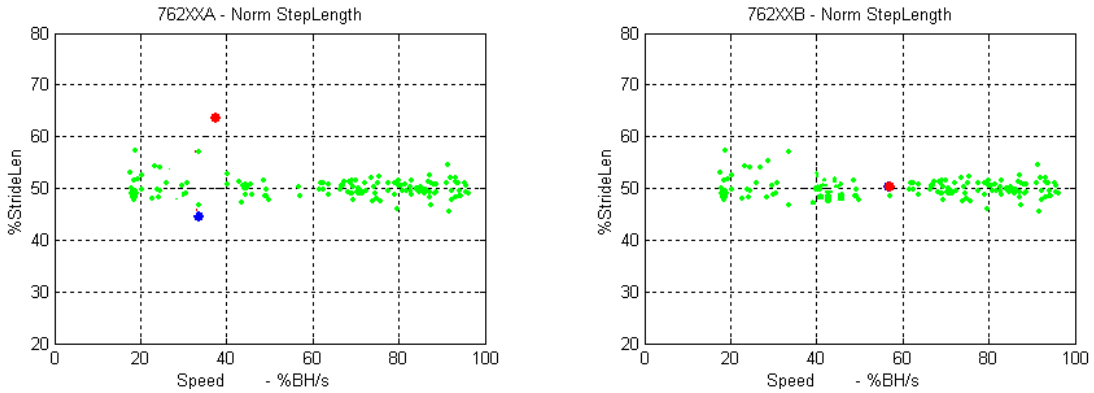


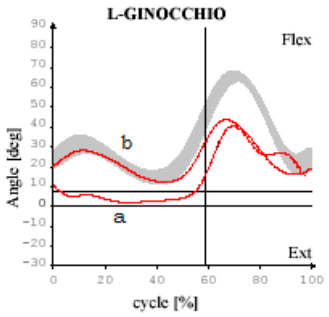
Figura 7. in questa figura è rappresentata la lunghezza dei due semipassi rispetto all'intero ciclo del passo (asse y) nella quale la nuvola verde rappresenta la normalità in relazione alla velocità (asse x). Nel grafico di sinistra sono rappresentate le percentuali prima del trattamento riabilitativo. Il semipasso di sinistra (pallino ●) risulta più lungo occupando il 65% del ciclo del passo di quello di destra (pallino ●) 45%.

Nel grafico a destra sono rappresentati i risultati ottenuti dopo il trattamento. In questo caso i due semipassi si sovrappongono indicando una perfetta simmetria e una velocità aumentata.

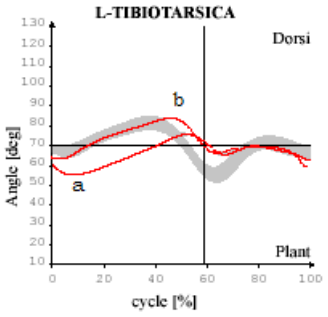
Cap.5 Discussione

All'analisi dei risultati emerge che ci sono miglioramenti significativi sia nella fase di stance che nella fase di push-off.

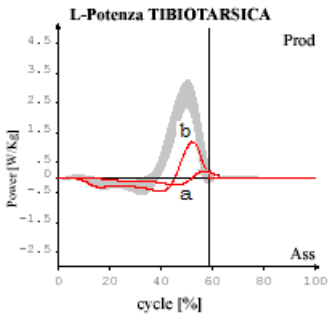
Nella figura qui accanto è stato paragonato il comportamento del ginocchio, durante tutta la fase del passo, delle acquisizioni fatte prima (a) e dopo (b) il trattamento. All'approccio il ginocchio si presentava con una minima flessione non svolgendo la funzione di assorbimento (a). Nel report dell'analisi post trattamento l'angolo di flessione del ginocchio rientra nel range di normalità rappresentato dall'ombra grigia. La flessione nella fase iniziale dell'oscillazione ha un incremento di 5°. La diminuita tensione dei flessori plantari influenza in positivo l'angolo del ginocchio permettendo un maggiore assorbimento all'approccio e evitando il blocco in estensione durante il pieno appoggio. All'approccio del piede la tibio-tarsica non si trova nella posizione ideale ma leggermente flessa plantarmente in entrambe le analisi effettuate.



Ciò non va ricercato in una incompleta inclinazione in avanti della tibia ma in una inadeguata sinergia tra la muscolatura agonista ed antagonista del piede. Così come per il ginocchio la miglior capacità di assorbimento a carico dei flessori plantari ha



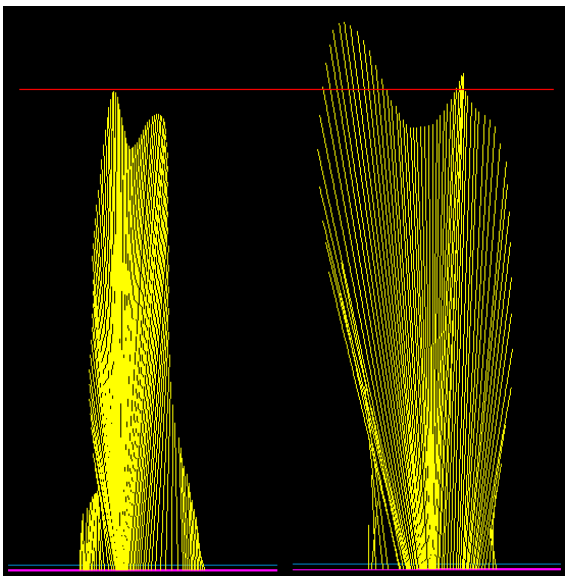
permesso di aumenta l'angolo in flessione dorsale. L'inversione del movimento della tibio-tarsica viene anticipato nell'analisi post rimanendo comunque posticipato rispetto al fisiologico. Le due prove risultano sovrapponibili nella fase di oscillazione.



Come già accennato, è aumentato l'assorbimento alla caviglia nella prova b. Così come la fase di produzione. Correlato a ciò si riscontra un inizio anticipato della produzione di potenza che raggiunge un picco 5 volte superiore all'acquisizione pre trattamento. Rimane ancora posticipato sia pur in misura minore l'onset della fase propulsiva.

Le caratteristiche di assorbimento e produzione di potenza sono strettamente collegate tra di loro e la variazione di una influenza anche l'altra. Infatti il paziente non assorbiva potenza prima del trattamento anche perché non ne produceva. Se nel push-off del ciclo precedente la produzione era quasi nulla, come in quello rappresentato, nella fase di accettazione di carico l'assorbimento ovviamente è risultato superfluo. Con l'aumento della produzione di potenza ho anche l'aumento della velocità e quindi un significativo assorbimento successivo. La relazione si può valutare anche dal punto di vista opposto. Se non posso assorbire energia, per esempio, a causa dell'aumentata stifness dei flessori plantari, nel momento in cui dovrebbe iniziare la produzione di potenza, la tibio-tarsica non sarà flessa dorsalmente tanto che i muscoli deputati alla flessione

plantare si troveranno in una condizione svantaggiosa. I due grafici qui sotto, che rappresentano i vettori di forza di reazione al suolo, sono molto esplicativi del concetto appena espresso. Quello a sinistra, acquisito prima del trattamento, come si vede è molto più compatto e di colore più intenso rispetto a quello di destra per il fatto che il paziente arriva sulla piattaforma di forze con una velocità ridotta. Il secondo grafico assume la caratteristica forma "a farfalla" in relazione alla direzione dei vettori. Ciò è stato possibile grazie ad loro una maggiore inclinazione verso sinistra nella fase di approccio che indica l'avvenuto assorbimento e verso destra nella fase di spinta che indica la produzione. La linea orizzontale rossa è rappresentativa del peso del paziente e viene ampiamente superata nel secondo grafico per effetto di una maggiore accelerazione del piede in pedana.



Il comportamento del ginocchio descritto in precedenza è in linea con la logica funzionale di ammortizzamento del peso. I primi vettori, guardando i grafici da sinistra a destra, sono indicativi dell'appoggio al suolo e la loro direzione verticale in entrambe le prove indica che l'angolo di approccio tra la tibia e il terreno è molto prossimo ai 90° a differenza dell'angolo acuto presente fisiologicamente. Gli ultimi del

grafico di destra ritornano ad essere perpendicolari, questo indica che il paziente non riesce a medializzare il carico quando questo si trova sulle teste metatarsali e a concludere in modo efficace la fase di spinta.

Il miglioramento nella cinematica e nella dinamica influenza anche i parametri spazio-temporali. Dalle figure 4, 5, 6 e 7 del capitolo precedente è possibile notare come la lunghezza dei passi e la durata delle fasi si siano uniformate tra arto destro e arto sinistro. La fase di stance dell'arto sinistro ha aumentato la sua durata in relazione alla diminuzione della fase di swing. Le due fasi che prima del trattamento occupavano rispettivamente il 55% e il 45% del ciclo del passo ora ne occupano il 63% e il 37%. Il miglioramento è stato ottenuto grazie alla possibilità maggiore che ha il paziente di rimanere in carico sull'arto plegico e alla maggiore velocità del cammino che permette un'oscillazione più veloce. Conseguentemente a questi risultati anche l'arto sano ha raggiunto un rapporto migliore tra la durata di appoggio e l'oscillazione che fisiologicamente è 3:2.

I risultati migliori si sono ottenuti nella simmetria dei due passi e dei due semipassi. Nell'analisi post trattamento si è riscontrata una perfetta corrispondenza, infatti in entrambi i casi i pallini raffiguranti gli arti si sovrappongono in modo perfetto. Oltre la simmetria tra il passo destro e il sinistro è notevole l'aumento della lunghezza di quello destro che quasi raddoppia nell'analisi post. Sempre in queste quattro figure è possibile valutare il cambiamento della velocità del

cammino. Se si osservano i pallini e in relazione all'asse delle ascisse si evidenzia come questi si siano spostati verso destra confrontando i grafici pre e post trattamento. Ciò è frutto dell'aumento della velocità che è quasi raddoppiata.

La realizzazione del Timing Vibratory Feedback aveva lo scopo di migliorare la temporalità dell'attivazione muscolare e come si vede dalla fig. 3 il nostro proposito, con questo paziente, è stato raggiunto. Siamo partiti da una situazione in cui il paziente approcciava al suolo con l'arto sano quando la tibia dell'arto plegico stava assorbendo energia ora il paziente inizia a produrre energia prima dell'appoggio dell'arto sano. Grazie a questo risultato anche altri parametri del cammino come la simmetria spaziale e temporale dei passi, la velocità e la cinematica articolare hanno avuto dei miglioramenti portando il paziente verso un cammino più corretto.

Cap. 7 Conclusione

Il Timing Vibratory Feedback è un sussidio che è stato utile nella riabilitazione della fase di spinta del paziente preso in carico. Il miglioramento è stato evidente sia nell'osservazione soggettiva del cammino che nello studio dei risultati ottenuti. Ciò non indica che il TVF sia utilizzabile nella riabilitazione di tutti i pazienti emiplegici ma è indispensabile la presenza di capacità e di potenzialità che permettano poi la buona riuscita dell'intervento. Statisticamente e scientificamente non si può certo affermare che sia uno strumento valido in assoluto anche perché è stato sperimentato su un solo soggetto e senza la comparazione con un gruppo di controllo. I risultati ottenuti sono comunque un inizio da cui partire per una futura sperimentazione più completa e scientificamente rilevante. Nella palestra di fisioterapia del Don Gnocchi, dove ho svolto il tirocinio che mi ha portato alla realizzazione di questo elaborato, è già stato realizzato uno studio che ha dimostrato l'efficacia nella rieducazione del push-off in pazienti emiplegici con l'utilizzo del BFBEMG. In futuro si potrebbe associare il feedback vibratorio all'EMG in un unico studio per produrre un lavoro più completo.

Cap. 8 Bibliografia

1. Knutsson E, Richards C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. Brain. 1979 Jun;102(2):405-30.

2. Olney SJ, Griffin MP, Monga TN, McBride ID. Work and power in gait of stroke patients. Arch Phys Med Rehabil. 1991 Apr;72(5):309-14.

3. Jonsdottir J, Cattaneo D, Regola A, Crippa A, Recalcati M, Rabuffetti M, Ferrarin M, Casiraghi A. Concepts of motor learning applied to a rehabilitation protocol using biofeedback to improve gait in a chronic stroke patient: an A-B system study with multiple gait analyses. Neurorehabil Neural Repair. 2007 Mar-Apr;21(2):190-4.

4. Peat M, Dubo HIC, Winter DA, Quabury AO, Steinke T Grahame R Electromyographic temporal analysis of gait: Hemiplegic locomotion. Arch Phys Med Rehabil. 1976 Sep;57(9):421-5.

5. Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. J Biomech. 1992 Sep;25(9):1007-15.

6. Lehmann JF, Condon SM, Price R, de Lateur BJ. Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. Arch Phys Med Rehabil. 1987 Nov;68(11):763-71.

7. Ericson MO, Nisell R, Ekholm J. Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking. Scand J Rehabil Med. 1986;18(4):159-63.

8. Herman R. Function of gastrocnemius and soleus muscles. A preliminary study in the normal subject. Phys Ther. 1967;47:105-13

9. Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment at the hip, knee,and ankle. J Biomech. 1990;23:157-69

10. Sutherland DH, Cooper L, Daniel D. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. J Bone Joint Surg Am. 1980 Apr;62(3):354-63.

11. Winter DA. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. Clin Orthop Relat Res. 1983 May;(175):147-54

12. Meinders M, Gitter A, Czerniecki JM. The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. Scand J Rehabil Med. 1998 Mar;30(1):39-46.

13. Perry J, Burnfield JM, Gronley JK, Mulroy SJ. Toe walking: muscular demands at the ankle and knee. Arch Phys Med Rehabil. 2003 Jan;84(1):7-16.

14. Mueller MJ, Minor SD, Schaaf JA, Strube MJ, Sahrmann SA. Relationship of plantar-flexor peak torque and dorsiflexion range of motion to kinetic variables during walking. Phys Ther. 1995 Aug;75(8):684-93.

15. Colborne GR, Olney SJ, Griffin MP. Feedback of ankle joint angle and soleus electromyography in the rehabilitation of hemiplegic gait. Arch Phys Med Rehabil. 1993 Oct;74(10):1100-6.

16. Morton Glanz, Sidney Klawansky, Thomas Chalmers. Biofeedback therapy in stroke rehabilitation: a review. J R Soc Med 1 997;90:33-39.

17. Aruin AS, Hanke TA, Sharma A. Base of support feedback in gait rehabilitation. Int J Rehabil Res. 2003 Dec;26(4):309-12.

18. Fitts PM, Posner MI. Human performance. Brooks/Cole, Belmont, CA, 1967.

19. Kandell ER, Schwartz JH, Jessel TM. Principi di neuroscienze. Appleton & lange 2000.

20. Woodford H, Price C. EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke. Cochrane Database Syst Rev 2007 Apr 18;(2):CD004585.

21. Gilchrist LA, Winter DA. A multisegment computer simulation of normal human gait. Trans Rehabil Eng. 1997 Dec;5(4):290-9.

22. Morris ME, Matyas TA, Bach TM, Goldie PA. Electrogoniometric feedback: its effect on genu recurvatum in stroke. Arch Phys Med Rehabil. 1992 Dec;73(12):1147-54.

23. Winter DA. Foot Trajectory in Human Gait: A Precise and Multifactorial Motor Control Task. Phys Ther. 1992 Jan;72(1):45-53; discussion 54-6.

24. Matjacić Z, Olensek A, Bajd T. Biomechanical characterization and clinical implications of artificially induced toe-walking: differences between pure soleus, pure gastrocnemius and combination of soleus and gastrocnemius contractures. J Biomech. 2006;39(2):255-66.

25. Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. J Biomech. 2001 Nov;34(11):1387-98.

26. Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1999 Feb;14(2):125-35.

27. Milot MH, Nadeau S, Gravel DJ. Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. Electromyogr Kinesiol. 2007 Apr;17(2):184-93.

28. Olney SJ, Colborne GR, Martin CS. Joint angle feedback and biomechanical gait analysis in stroke patients: a case report. Phys Ther. 1989 Oct;69(10):863-70.

29. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. University of Waterloo press. Second edition.

30. Milot MH, Nadeau S, Gravel D, Requião LF. Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. Stroke. 2006 Aug;37(8):2070-5. Epub 2006 Jun 22.