



Università degli Studi di Padova

CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA

PRESIDENTE: *Ch.mo Prof. Raffaele De Caro*

TESI DI LAUREA

“EFFETTI DI UNO SPECIFICO E PRECOCE TRATTAMENTO RIABILITATIVO SULLE MODIFICHE DEL CAMMINO IN PAZIENTI EMIPLEGICI SOTTOPOSTI AD INTERVENTO DI CORREZIONE DEL PIEDE EQUINO VARO”

(Effects of a specific early rehabilitation treatment on Gait parameters in stroke patients after equinovarus foot surgery)

RELATORE: Prof. Stefano Masiero

Correlatore: Dott.ssa Erika Giannotti, Ft Davide Mazzoli

LAUREANDO: Manuel Maggiore

Anno Accademico 2015-2016

“L’opera umana più bella è di essere utile al prossimo.”

Sofocle

“I potenti rammentino che la felicità non nasce dalla ricchezza né dal potere, ma dal piacere di donare.”

Fabrizio De André

Indice

Riassunto	VIII
Abstract	X
Abbreviazioni	XII
Capitolo 1: Introduzione	1
1 – Ictus: panoramica della patologia e il piede Equino Varo-Supinato	1
1a. Generalità	1
1b. Principali deviazioni dell'arto inferiore nella paralisi spastica	3
1c. Piede equino varo-supinato	3
2 – Analisi strumentale del cammino patologico	5
2a. GA (Gait Analysis)	5
2b. dEMG (Elettromiografia dinamica)	7
2c. Unità Inerziali	8
2d. L' Accelerometro	9
- Funzionamento generale di un accelerometro	9
- Applicabilità in campo valutativo	11
- Ictus e accelerometro	12
3 – Chirurgia funzionale dell'arto inferiore	15
3a. Chirurgia piede equino varo-supinato	16
3b. Trattamento Riabilitativo post-operatorio	17
Capitolo 2: Materiali e Metodi	19
4 – Materiali e Metodi	19
Popolazione	19
Selezione del campione	19
Procedura dello studio	20
1. <i>Valutazione clinica</i>	20
2. <i>Valutazione strumentale</i>	21
3. <i>Intervento chirurgico</i>	25
4. <i>Trattamento Riabilitativo</i>	26
5. <i>Analisi statistica</i>	31
Capitolo 3: Risultati	33
5 – Risultati	33
1. <i>Valutazione clinica</i>	33
2. <i>Valutazione strumentale</i>	36
Capitolo 4: Discussione e Conclusioni	39
6 – Discussione	39
7 – Conclusioni	43
Bibliografia	45
Allegati	
Ringraziamenti	

Riassunto

Introduzione. Il piede Equino Varo-Supinato (PEV) è la più comune deformità per l'arto inferiore nei pazienti con esiti di ictus ed è determinata dalla concomitante presenza di ipostenia muscolare, a carico dei muscoli dorsiflessori, e di ipertono spastico del compartimento posteriore della gamba. Nei casi più gravi, dove il PEV è diventato una deformità strutturata non responsiva a trattamenti conservativi, la chirurgia funzionale risulta essere una tra le opzioni terapeutiche.

Obiettivo. Osservare le variazioni del cammino a breve e lungo termine nei pazienti emiplegici sottoposti ad intervento di chirurgia funzionale di correzione PEV abbinata a trattamento riabilitativo precoce, mediante una valutazione clinica e strumentale del cammino.

Materiali e Metodi. E' stato selezionato un campione di pazienti con PEV secondario ad ictus cerebri ischemico o emorragico, in grado di deambulare per almeno 10 metri con o senza ausili/ortesi/assistenza. I soggetti sono stati valutati pre-intervento (T0), a 1 mese (T1), in concomitanza con la fine del trattamento riabilitativo, a 3 (T2) e 12 mesi (T3) dall'intervento chirurgico. Per la valutazione sono state utilizzate scale cliniche come *Verbal Numerical Scale (VNS)*, *Functional Ambulation Classification (FAC)*, *Walking Handicap Scale (WHS)*, *Clinical Global Impression of Change (CGIC)* e indagini strumentali (*Gait Analysis (GA)*, *Elettromiografia dinamica (dEMG)*, *unità inerziale G-WALK*).

Risultati. Nel campione selezionato rientrano 24 soggetti affetti da PEV candidati all'intervento di chirurgia funzionale. Per quanto concerne le scale di valutazioni cliniche, sono stati raggiunti miglioramenti statisticamente significativi nei valori della FAC e WHS a 3 e 12 mesi dopo l'intervento; i valori delle mediane per il dolore (VNS) e livello di gradimento post-operatorio (CGIC) hanno ottenuto positive variazioni mantenute fino a 12 mesi dall'intervento. Per l'utilizzo di ausili, da 15 pazienti solo 7 pazienti hanno conservato l'ausilio a T3, mentre dei 13 soggetti con ortesi gamba piede (AFO) a T0, a 12 mesi dall'intervento tutti hanno abbandonato l'ortesi. I parametri spazio-temporali, in particolare cadenza, lunghezza e velocità del passo, hanno mostrato a 3 e 12 mesi un incremento statisticamente significativo (Wilcoxon Test $p < 0,05$). Significative variazioni sono state raggiunte a 1 mese anche per i valori massimi in dorsi-flessione nella cinematica di caviglia durante il contatto iniziale ($p < 0,03$), la fase d'appoggio ($p < 0,03$) e la fase di oscillazione ($p < 0,01$), valori mantenuti anche a lungo termine rispetto ai dati pre-operatori. Infine gli indici di simmetria e fluidità del cammino, calcolati mediante l'unità inerziale *G-Walk*, hanno mostrato un miglioramento graduale nel tempo solo relativo al dato di fluidità.

Conclusioni. Dai risultati ottenuti si può ipotizzare che l'intervento chirurgico, abbinato a trattamento riabilitativo precoce, determini variazioni significative sulla attività e partecipazione sociale del paziente, migliorando la performance deambulatoria, la fluidità del cammino a breve e lungo termine. I dispositivi indossabili possono essere utilizzati per misurare gli effetti di un trattamento nel paziente emiplegico.

Abstract

Introduction. The most common lower limb deformity in stroke patients is equinovarus foot deformity (EVFD), which is a well-known cause of abnormal gait and involves an increased risk of falling, thus having a negative impact on the patient's quality of life.

The development of the EVFD is often associated with an over-activity of the posterior muscle group of the leg combined with weakness of the antagonist muscles. From the point of view of the treatment, surgical correction is efficacy to improve walking ability and to reduce the use of orthosis.

Aim: To describe gait changes and walking ability modifications after EVFD surgical correction combined with early rehabilitation treatment characterized by immediate weight bearing with an ankle-foot orthosis (AFO).

Methods. A sample of stroke patients with EVFD was selected. Patients were able to walk for at least 10 meters with or without orthosis/assistance devices. Patients were assessed before surgery (T0), and 1, 3 and 12 months (T1, T2, T3) after surgery correction combined with an early rehabilitation treatment. Clinical evaluation as *Verbal Numerical Scale (VNS)*, *Functional Ambulation Classification (FAC)*, *Walking Handicap Scale (WHS)*, *Clinical Global Impression of Change (CGIC)*; evaluation of orthosis/assistance devices and instrumental assessment (Gait Analysis (GA), dynamic Electromyography (dEMG) and G-Walk inertial sensor) were used.

Results. 24 subjects with EVFD were included in this study. As for clinical assessments, FAC and WHS showed statistically significant variations (Wilcoxon Test $p < 0,05$) at T2 and T3 after surgical correction; VNS and CGIC scales obtained a positive variation in relation to pain reduction and beneficial effects perceived by patients. At T3 after surgery correction, only 7 patients used an assistance device, while all the 13 patients removed their orthosis. Spatio-temporal parameters, in particular cadence, step length and velocity, showed a significant variation (Wilcoxon Test $p < 0,05$) at T2 and T3. Statistically significant differences were also achieved at one month after surgery for the ankle dorsiflexion values in all gait phases and these results were maintained at T3. Finally, symmetry and smoothness indices obtained using *G-Walk* sensor device, showed a progressive improvement in the follow up periods considered only for smoothness parameter.

Conclusions. EVFD surgical correction combined with an early rehabilitation treatment in stroke patients may be appropriate to improve walking ability and social participation in short and long term follow up. Wearable devices can be used to assess effects of treatment in hemiparetic patients.

Abbreviazioni

AFO: Ankle Foot Orthosis	TVP: Trombosi Venosa Profonda
CCA: Catena Cinetica Aperta	VNS: Verbal Numerical Scale
CCC: Catena Cinetica Chiusa	WHS: Walking Handicap Scale
CGIC: Clinical Global Impression of Change	
dEMG: Elettromiografia dinamica	
DF: Flessione Dorsale	
DF@IC: Dorsiflessione di Caviglia al Contatto Iniziale	
DF@ST: Dorsiflessione di Caviglia in Appoggio Completo	
DF@SW: Dorsiflessione di Caviglia in Oscillazione	
EDL: Extensor Digitorum Longus	
EHL: Extensor Hallucis Longus	
EPA: Estensore Proprio dell'Alluce	
EVFD: Equinovarus Foot Deformity	
FAC: Functional Ambulation Classification	
FDL: Flexor Digitorum Longus	
FHL: Flexor Hallucis Longus	
GA: Gait Analysis	
GAL: Gastrocnemius Lateralis	
GAM: Gastrocnemius Medialis	
GC: Gait Cycle	
IC: Ischio Crurali	
IQR: Interquartile Range	
LAMB: Laboratorio di Analisi del Movimento e di Biomeccanica	
OGA: Observational Gait Analysis	
PEV: Piede Equino Varo-Supinato	
PF: Flessione Plantare	
QF: Quadriceps Femoris	
ROM: Range Of Motion	
SOL: Soleus	
SPLATT: Split Anterior Tibialis Tendon Transfer	
TA: Tibialis Anterior	
TP: Tibialis Posterior	
TS: Triceps Surae	

Capitolo 1

Introduzione

1 – Ictus: panoramica della patologia e il piede Equino Varo-Supinato

1a. Generalità

La sindrome così definita Ictus (dal latino “colpo” o “stroke” in inglese) viene delineata dall’Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS) come l’improvvisa comparsa di segni e/o sintomi riferibili a deficit focale e/o globale (coma) delle funzioni cerebrali, di durata superiore alle 24 ore o ad esito infausto, non attribuibile ad altra causa apparente se non a vasculopatia cerebrale.

L’ictus rientra fra le malattie cerebro-vascolari e principalmente è determinata da una spontanea emorragia nel tessuto cerebrale (ictus emorragico) o da inadeguato apporto sanguigno a una parte del cervello stesso, come conseguenza di un ridotto flusso sanguigno, trombosi o embolie (ictus ischemico). Dunque la principale peculiarità consiste nella sua improvvisa comparsa, dove un soggetto sano può accusare sintomi tipici che possono essere transitori, permanenti o che possono peggiorare nelle ore successive. Tra i sintomi più frequenti ricordiamo cefalea intensa, stato confusionale, ipovisus o ipostenia di un arto o di un lato, anche se non sono assolutamente specifici^{1 2}.

Da queste premesse si può intuire il motivo per cui lo stroke (conosciuto anche come apoplezia, accidente cerebrovascolare, insulto cerebrovascolare, o attacco cerebrale) sia la terza causa in Italia di morte dopo le malattie cardiovascolari e le neoplasie, rappresentando inoltre la principale causa d’invalidità. Nel nostro paese si contano ogni anno circa 200.000 casi il cui 20% sono recidivi, rientrando così tra i 900.000-930.000 soggetti che hanno avuto un ictus e sono sopravvissuti, con esiti più o meno invalidanti³.

Il 20%-25% delle persone colpite da ictus cerebri muore entro un mese mentre un 30%-40% entro il primo anno di vita. Per quanto concerne i sopravvissuti, solo il 25% guarisce completamente, a discapito del restante 75% che continua a vivere con una forma di disabilità, e di questi la metà presenta una disabilità grave con totale o parziale perdita delle autonomie.

Fra i pazienti con esiti di ictus i danni si presentano nelle maniere più differenti poiché lo stroke può coinvolgere in maniera casuale qualsiasi area cerebrale, con conseguente perdita della funzione specializzata che ciascuna controlla. Inoltre, ha un'importanza fondamentale l'entità del danno: infatti, più l'ictus è esteso e grave, più possono essere drammatiche e letali le conseguenze. Pertanto, ogni paziente colpito da ictus rappresenta un caso a sé stante, possiede un quadro clinico sempre singolare.

Non solo, il cervello è un sistema integrato che non lavora in maniera selettiva attivando solo un'area al fine di svolgere un determinato compito, ma coinvolge anche le strutture funzionalmente connesse all'area di riferimento. Di conseguenza, quando quest'ultima viene danneggiata, anche le strutture funzionalmente associate risentono del danno⁴.

Quando si incontra un paziente con esiti di ictus, generalmente si denota un deficit dell'attività motoria volontaria di un emisoma (emiparesi/emiplegia) opposto alla sede cerebrale di lesione. E' più frequente nella pratica clinica osservare che se si verifica un danno cerebrovascolare dell'emisfero dominante si può riscontrare afasia o aprassia mentre se è colpito l'emisfero non dominante neglect e/o somatoagnosia compaiono più facilmente.

E' necessario dunque un'adeguata presa in carico del paziente da parte di un team riabilitativo al fine di strutturare un progetto terapeutico personalizzato e mirato a prevenire, risolvere e/o monitorare le possibili complicanze che seguono un insulto cerebrovascolare.

In fase acuta le complicanze di carattere infettivo sembrano essere le più comuni, ad esempio un'infezione delle vie urinarie o polmoniti. E' di vitale importanza per il paziente ricercare un'adeguata igiene posturale e cambi frequenti di posizione per prevenire le piaghe da decubito, con intervalli che spaziano da 1 a 4 ore a seconda anche dei fattori di rischio intrinseci del soggetto (es: diabete). E' inoltre indicata una precoce mobilizzazione passiva e, in presenza di quote motorie, anche attiva per prevenire il generarsi di trombosi venose profonde (TVP). Dal punto di vista dell'evoluzione del danno neurologico è possibile la completa o parziale remissione del quadro clinico iniziale. Nei casi più gravi può persistere la perdita completa di una funzione (es: afasia globale, plegia arto superiore). Fattori come il persistere dell'afasia, disfagia o delle disfunzioni vescicali possono rappresentare degli indicatori prognostici negativi.

Un altro segno secondario a danno cerebrovascolare è la spasticità, ossia un incremento del riflesso tonico da stiramento velocità-dipendente⁵ che coinvolge alcuni distretti muscolari specifici (es: plantaflessori, flessori di polso e gomito). L'ipertono spastico associato ad ipostenia muscolare concorre nel determinare deficit di attività volontaria fino a provocare la comparsa di deformazioni articolari secondarie al deficit o non uso di quel distretto corporeo. La spasticità in un paziente post-ictus tende a non comparire nelle fasi iniziali, dove è maggiormente prevalente un ipotono flaccido, mentre nel corso delle settimane può o conservarsi come tale o progredire verso un ipertono muscolare, il quale può a sua volta stabilizzarsi, accentuarsi o ridursi.

1b. Principali deviazioni dell'arto inferiore nella paralisi spastica

In seguito a danno cerebro vascolare si possono osservare nel paziente emiparetico modifiche del pattern deambulatorio determinato dall'instaurarsi di deviazioni a livello di anca, ginocchio e piede durante il cammino determinate dalla compresenza di spasticità, ipostenia e retrazioni muscolo-tendinee.

La più frequente deviazione del cammino⁵ è rappresentata dal piede equino varo-supinato.

1c. Piede equino varo-supinato

Prima di presentare la suddetta deformazione, è necessario descrivere maggiormente una delle componenti del piede equino varo-supinato, ossia l'equinismo del piede.

Con il termine "piede equino", deformità che colpisce circa 10-20% dei pazienti con esiti di stroke⁷, si definisce un'eccessiva flessione plantare (PF) dell'articolazione tibio-tarsica sul piano sagittale⁸. Le cause di tale postura del piede possono essere la spasticità o la retrazione dei muscoli planta-flessori di caviglia o, in alternativa, il deficit di dorsi-flessione (DF) dei muscoli pre-tibiali; spesso entrambe le componenti possono essere presenti con diversa prevalenza dell'una sull'altra⁵. In rapporto alla presenza dell'equinismo durante le principali fasi del ciclo del passo, stance e swing, è possibile distinguere un equinismo statico ed un equinismo dinamico. Si definisce *equinismo statico* l'atteggiamento in planta-flessione persistente in entrambe le fasi del ciclo del passo, durante il contatto del piede al suolo (stance) e durante la fase di oscillazione (swing), non modificato dal carico o alla mobilizzazione passiva.

Si definisce *equinismo dinamico* la tipica caduta del piede durante la swing dell'arto (foot drop pseudoparalitico), la presenza di pianta-flessione in swing e in parte della stance (è possibile comunque raggiungere una dorsi-flessione solo nella fase terminale della stance), e la PF in stance con una marcata limitazione dell'articolazione.

Si parla infine di *equinismo statico-dinamico* in presenza della possibile parziale riduzione dell'equinismo in stance (retrazione elastica).

Associato all'equinismo, si può verificare un atteggiamento in varismo del retro-piede determinando una deformità usualmente definita in equino-varismo. Il piede quindi si presenta:

- In Pianta-flessione (Equinismo);
- Deviato internamente (Varismo);
- Con la pianta orientata verso l'interno (Supinazione).

I pazienti frequentemente tendono a sviluppare dolore a livello della porzione laterale del piede, in particolar modo in corrispondenza della base del 5° metatarso, favorito dal patologico contatto iniziale in avampiede e successivo carico del peso corporeo sul bordo laterale del piede. Il piede con atteggiamento in equino varismo si presenta spesso in associazione a varie posture delle dita, tra cui la deformità delle dita a “griffe”, dita a martello o iperestensione dell'alluce.

I muscoli che potenzialmente possono contribuire a determinare l'atteggiamento in varismo sono:

- 1) Tibiale Anteriore (TA), una sua iperattività, spesso associata a debolezza dei Peronei;
- 2) Spasticità o retrazione del Tibiale Posteriore (TP);
- 3) Spasticità o retrazione del Tricipite Surale (TS) associata ad inappropriata attivazione del TA o del TP. Il Soleo (SOL) per la sua inserzione mediale al calcagno ha un'azione varizzante;
- 4) Co-contrazione tra TA e TP o TS;
- 5) Spasticità del Flessore Lungo delle Dita (FDL) e dell'Alluce (FHL);
- 6) Debolezza Peronei;
- 7) Mancata attività dell'Estensore Lungo delle Dita (EDL)⁹.

2 – Analisi strumentale del cammino patologico

2a. GA (Gait Analysis)

Il sistema di analisi qualitativa del cammino più utilizzato in ambito clinico è l'analisi osservazionale del cammino (OGA). I modelli sviluppati per questo tipo di analisi sono costituiti da un elenco (check-list) delle deviazioni del cammino più frequentemente osservate.

Tra gli aspetti che certamente influenzano il risultato e la variabilità tra i diversi operatori è da considerare la competenza dell'osservatore, l'esperienza maturata con un training specifico di formazione e le modalità di punteggio utilizzate⁹.

Proprio da queste limitazioni è nata la necessità di introdurre una valutazione strumentale in grado di fornire informazioni quantitative e tridimensionali, relative alla cinematica, alla dinamica ed alla attivazione muscolare durante la deambulazione.

L'analisi quantitativa del movimento viene effettuata all'interno dei Laboratori di Analisi del Movimento e Biomeccanica (LAMB), dotati di strumentazione che consente uno studio del cammino di tipo tridimensionale, non invasivo, in grado di fornire informazioni quantitative con elevata precisione e di effettuare un'analisi integrata multifattoriale, cioè di acquisire contemporaneamente dati relativi alla cinematica (per es. le traiettorie del movimento) alla dinamica (per es. lo scambio di forze al terreno) ed all'attivazione muscolare (elettromiografia o EMG).

La strumentazione tipica all'interno di un LAMB è la seguente:

- *Sistemi optoelettronici*: essi sono in grado di misurare le coordinate tridimensionali dei marker, elementi di materiale catarifrangente, apposti sul corpo del soggetto in particolari punti di repere. I marker sono illuminati ad intervalli regolari da ciascuna telecamera da una sorgente a luce in prossimità dell'infrarosso ed il riflesso ripreso dalla telecamera coassiale alla sorgente di luce; per risalire alla posizione di un marcatore o al suo andamento nel tempo è necessario che esso sia visto da almeno due telecamere contemporaneamente.

In un generico LAMB sono presenti almeno sei telecamere disposte in modo da coprire una superficie rettangolare chiusa, entro la quale vengono eseguite le acquisizioni.

Note le coordinate tridimensionali dei marker è possibile quindi calcolare traiettorie, grandezze angolari (e quindi determinare angoli di flessione-estensione, abd-adduzione e extra-intra rotazione delle principali articolazioni attraverso opportuni modelli tridimensionali), velocità, accelerazioni e conoscere quindi in dettaglio la cinematica del movimento del segmento corporeo sul quale sono stati posizionati i marker.

- *Piattaforme di forza*: sistemi in grado di misurare il sistema di forze scambiate al terreno. Conoscendo il sistema di forze scambiate sul terreno ed acquisita la cinematica mediante i sistemi optoelettronici, è quindi possibile effettuare l'analisi cinetica, ovvero conoscere il perché si osservano determinati movimenti e quali sono le conseguenze per il sistema muscolo-scheletrico attraverso la valutazione di momenti e potenze articolari. All'interno della superficie chiusa delimitata dall'apparecchiatura stereo-fotogrammetrica sono spesso situate due *pedane di forza* (Figura 1), posizionate al centro della passerella e nascoste sotto un lungo tappeto, in modo tale che il paziente, durante un esercizio, non alteri il proprio movimento alla vista di esse.



- *Sistema di ripresa video*: il sistema di telecamere permette la ripresa del soggetto nell'esecuzione dei pattern motori sul piano sagittale e frontale. *Figura 1. Pedana di forza*

Disporre anche di questa tecnica, che sembra superflua in relazione a ciò che è stato presentato finora, è invece molto utile per la descrizione della prova nella sua generalità: la ripresa video, infatti, non solo lascia un'impronta indelebile di ciò che è stato registrato, ma permette anche di ottenere informazioni riguardo al pattern motorio svolto durante l'esame; tali conoscenze sono poi integrate con i risultati cinematici, dinamici, affinché si verifichi la congruenza tra i diversi segnali che descrivono lo stesso fenomeno e per dare una significatività maggiore ai dati acquisiti ed elaborati. Inoltre la ripresa video consente di analizzare istante per istante il cammino del soggetto e di individuare dettagli anatomici durante la deambulazione (es: deformità delle dita a martello o in griffe).

Nonostante l'analisi tramite Stereofotogrammetria sia una delle procedure più utilizzate, tanto da essere assunta come gold standard in campo ortopedico e neurologico^{10 11 12}, presenta alcune problematiche:

1. Accuratezza:

- ridotta da “artefatti dei tessuto molle”^{13 14};
- inficiata da errato posizionamento dei marker¹⁵;

2. Affidabilità: Variabilità inter- ed intra-operatore;

3. Tempo di preparazione del paziente non sempre veloci;

4. Ingombro dell'apparecchiatura;

5. Costi;

6. Formazione del personale;

7. Variabili non difficilmente controllabili: ambiente “artificiale”, elettronica di gestione.

2b. dEMG (Elettromiografia dinamica)

L'attività elettrica dei muscoli coinvolti in un movimento può essere derivata tramite l'elettromiografia (EMG).

I segnali elettromiografici si originano dall'attività elettrica delle singole unità motorie le quali tendono progressivamente a sovrapporsi producendo tracciati sempre più complessi. Questo tipo di valutazione si avvale:

- di elettrodi posizionati in sede cutanea (di superficie), in grado di rilevare il segnale EMG dei muscoli sottostanti, preferibilmente utilizzati per lo studio di grandi gruppi muscolari superficiali;
- di elettrodi a filo chinesiológicos (fire wire), inseriti direttamente nel ventre muscolare attraverso la guida di un comune ago cannula, indicati nello studio di piccoli muscoli profondi o quando si voglia differenziare l'attività di muscoli contigui, per sopperire alle possibilità di rilevamento non sufficientemente selettivo degli elettrodi di superficie.

Le contrazioni muscolari sono studiate come intervalli di attivazione temporale (timing) o come ampiezze di segnale⁹.

L'elettromiografia dinamica (dEMG) consente di registrare l'attività dei muscoli degli arti superiori, inferiori e del tronco durante l'esecuzione di un movimento o di un gesto, in particolare la registrazione dagli arti inferiori consente di rilevare l'attività EMG dei diversi muscoli interessati durante l'attività deambulatoria.

Per evitare di influenzare il cammino durante l'esecuzione dell'elettromiografia, il prelevamento del segnale viene effettuato con elettrodi di superficie, non invasivi né dolorosi; solo per i muscoli posizionati più in profondità si utilizzano elettrodi a filo sottile⁹.

Attraverso l'dEMG è possibile:

- 1) Definire il timing di attivazione dei singoli muscoli esaminati correlata ad un movimento specifico;
- 2) Valutare l'entità della attività elettrica muscolare (poco utilizzabile tuttavia a fini di una valutazione diagnostica quantitativa);
- 3) Verificare le risposte muscolari in rapporto alla mobilizzazione passiva;
- 4) Individuare le modalità di attivazione di singoli muscoli agonisti ed antagonisti.

Quando il segnale dEMG viene registrato durante la deambulazione, l'attività viene correlata al ciclo del passo tramite l'analisi video o interruttori flat posti sotto il piede (foot-switch), pertanto si descriverà la presenza di attività o meno nella fase di stance o di swing o nelle rispettive sottofasi utilizzate a descrivere il ciclo.

In patologia questo consente di definire se il segnale derivato da un determinato muscolo è normale o alterato rispetto alla sua normale modalità di attivazione durante una determinata fase.

Per descrivere ed inquadrare i timing di attivazione patologica del segnale dEMG, J. Perry⁹ ha proposto una classificazione dove l'attività dEMG è descritta come intervalli on-off nei confronti di un comportamento del muscolo giudicato normale durante la deambulazione (Vedi Tabella 1).

2c. Unità Inerziali

Grazie alla costante evoluzione tecnologica, il cui scopo consiste nel raggiungimento della miniaturizzazione dei prodotti, si è posta particolare attenzione sui dispositivi indossabili, in quanto mezzi d'indagine diagnostica altamente specializzati e performanti, con impatto invasivo sul paziente pressoché nullo, il quale si rende quindi disponibile a sostenere lunghi esami clinici, anche all'esterno della struttura sanitaria stessa.

Infatti, dai primi ingombranti e costosi sensori inerziali risalenti agli anni '50 del secolo scorso¹⁶ grazie alla tecnologia MEMS del silicio ed all'introduzione dei circuiti integrati, si è potuto abbattere i costi di produzione e ridurre notevolmente

le dimensioni del dispositivo, tanto da renderlo utilizzabile nello studio di diversi movimenti, anche generati da singoli arti, sia all'interno di laboratori specializzati che "outdoor".

L'analisi del cammino ha beneficiato di questa «nuova» strumentazione, in quanto grazie all'accelerometria si possono ricavare alcune informazioni analoghe a quelle ottenute mediante stereofotogrammetria, ma in tempi minori. L'utilizzo di tali dispositivi nella pratica clinica è finalizzato alla misurazione della performance deambulatoria e della spesa energetica durante le attività di vita quotidiana^{17 18}.

Negli ultimi anni si parla prevalentemente di *unità inerziali* costituite al loro interno da tre sensori triassiali:

1) *Giroscopio*

Il giroscopio è uno dei componenti dell'unità inerziale che permette la misura della velocità angolare di un corpo, sotto forma di segnale di tensione¹⁹.

2) *Magnetometro*

Un altro sensore che compone l'unità inerziale è il magnetometro, un dispositivo che rileva l'inclinazione dell'oggetto in esame in funzione dell'angolo formato tra l'asse interno allo strumento ed il campo magnetico terrestre¹⁹.

3) *Accelerometro*

Per accelerometro s'intende uno strumento capace di rilevare l'accelerazione, ossia la variazione di velocità nel tempo, di un corpo lungo assi di riferimento. Essi costituiscono dei sensori di movimento che possono essere indossati su differenti parti del corpo al fine di ottenere informazioni sull'attività del paziente.

Di seguito si andrà ora ad approfondire il funzionamento di un accelerometro e la sua applicabilità nella pratica clinica.

2d. L'Accelerometro

Funzionamento generale di un accelerometro

Come specificato in precedenza, l'accelerometro utilizza dei sensori meccanici per raccogliere dati su possibili variazioni lineari di velocità, ottenendo informazioni da un unico asse (monoassiale), da due assi (biassiale) o tre assi (triassiale).

Per comprendere meglio il funzionamento del suddetto dispositivo, si può considerare l'apparecchio come costituito da una sfera posta nel mezzo di un cubo e attraversata da tre molle che la percorrono, le quali sono agganciate a loro volta al centro di ciascuna faccia del cubo (Figura 2).

Se si applica una forza tale per cui essa genera uno spostamento del cubo nello spazio, la sfera al suo interno risentirà di codesta forza allungando o comprimendo le molle cui essa è collegata e che la tengono sospesa all'interno del cubo. La misurazione del grado di compressione delle molle permette di stabilire la presenza di un'accelerazione nella direzione in cui la molla è compressa.

Gli assi di riferimento dell'accelerometro dipartono dal centro della sfera per cui si ottengono valori positivi o negativi a seconda del verso in cui l'accelerazione è avvenuta.

Idealmente dunque è così che si presenta un accelerometro triassiale; nella realtà, data la componente gravitazionale, la posizione della sfera sarà lievemente più in basso comprimendo così la molla sottostante ad essa.

E' essenziale sapere che l'accelerazione può essere misurata elettricamente considerando il distacco della sfera rispetto al centro di partenza. Quando la sfera, e dunque il centro di riferimento per misurare l'accelerazione, si discosta dalla posizione di partenza, si raccoglie il dato (segnale elettrico) ottenuto dallo spostamento, il quale viene filtrato, inserito ossia all'interno di un certo intervallo, con un limite minimo e uno massimo, per riconoscere il segnale raccolto come "idoneo" per la misurazione. Conseguito pertanto il valore, esso viene amplificato per poi convertito in un output numerico, ossia una serie digitale di numeri, il cosiddetto "count" dell'accelerometro.

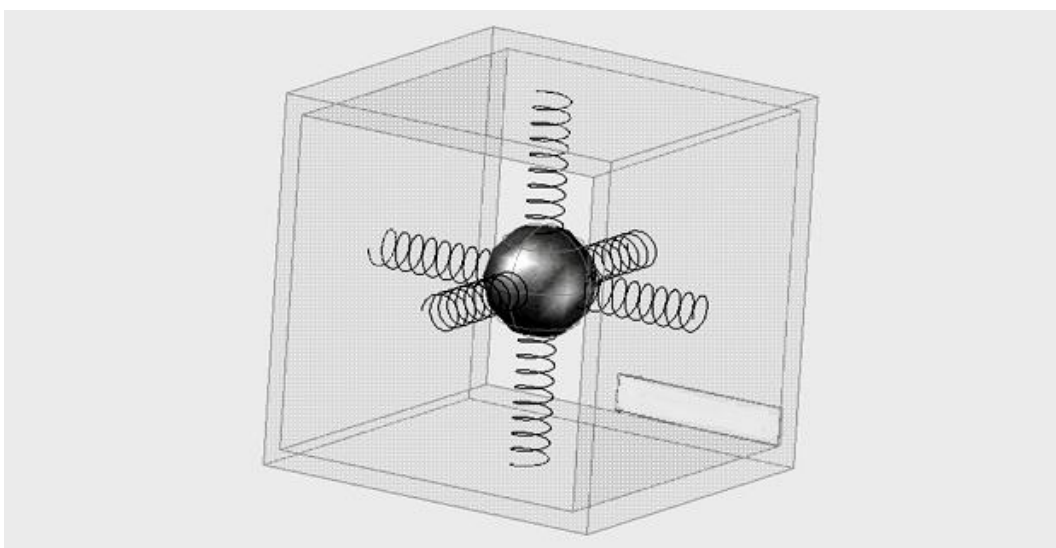


Figura 2. Modello di un accelerometro

Il valore acquisito ora viene immagazzinato, anche per periodi duraturi, per poi essere indagato successivamente a seconda dello scopo che un esaminatore si è prefissato.

Dai valori ottenuti dalle variazioni di velocità si possono ricavare un'enorme quantità di informazioni direttamente e indirettamente connesse all'accelerazione, come la frequenza, la velocità, l'intensità e la durata di un movimento, ma anche dati relativi alla posizione ortostatica o all'inclinazione di un corpo (*tilt sensing*).

Dalle precedenti affermazioni si può desumere che l'accelerometro permette di calcolare sia accelerazioni statiche sia dinamiche e che da esse si possano ricavare ulteriori dati utili ad esempio per la valutazione di un'attività motoria.

Applicabilità in campo valutativo

Oltre ad essere di dimensioni particolarmente ridotte, leggeri, economici, portatili e ben accettati dagli individui, gli accelerometri possono monitorare diversi atti motori di una persona sia in ambiente clinico-ambulatoriale che domestico, anche per lunghi periodi²¹. Grazie all'accelerometria, sarebbe possibile evitare di usufruire di differenti modalità valutative; di procedere per tempi prolungati con una valutazione funzionale; di non controllare l'attività fisica di una persona quando il valutatore non ha la possibilità di esaminarla (a casa).

Qui di seguito verranno ora presentati gli ambiti in cui ci si può avvalere di un accelerometro come strumento valutativo affidabile in soggetti sani:

❖ *Attività fisica e spesa energetica.* L'accelerometro è in grado di raccogliere quantitativamente dati su molteplici attività motorie umane, comprese le caratteristiche di un'attività fisica come intensità, tipologia, durata e frequenza, in ambiente domestico^{22 23}. Oltre all'ottenimento delle suddette informazioni, è possibile partendo dall'attività fisica ottenere indicazioni per quanto concerne la spesa energetica di un individuo^{24 25}.

❖ *Classificazione dei movimenti, postura e cammino.* Mathie et al.²⁶ hanno presentato nel loro studio una generica classificazione gerarchica ad albero a risposta binaria per la suddivisione di movimenti e posture di soggetti sani usando i segnali provenienti da un accelerometro triassiale (Fig 3). Yang CC²⁷ ha dimostrato che si può individuare sia una postura orizzontale di un soggetto che verticale, utilizzando i dati dell'accelerometro anche per la identificazione di cambi posturali.

Riferendosi al cammino, in diversi studi^{288 29} è stato possibile ricavare dati sulla deambulazione e i suoi parametri di soggetti sani usando un accelerometro sistemato a livello lombare.

❖ *Equilibrio e cadute.* Si può ricorrere all'utilizzo di un'unità inerziale come l'accelerometro anche per la valutazione dell'equilibrio nei soggetti sani, sia statico in ortostatismo che dinamico durante il cammino^{30 31}. Così come per l'equilibrio, sono stati utilizzati dei sensori d'accelerazione indossabili anche per la rilevazione di cadute, come ha proposto per primo Williams et al.³¹ nel suo studio. Lindemann nel suo lavoro³² ha utilizzato due accelerometri come rilevatori di possibili cadute, integrandoli ad apparecchi acustici posizionati dietro l'orecchio, dimostrando una buona specificità e sensibilità nel discriminare, valutando le variazioni di velocità del capo, attività di vita quotidiana (Es: sedersi su una sedia, camminare, salire le scale) da una tipica situazione di caduta (caduta in avanti, di lato, imitazione di uno svenimento).

Ictus e accelerometro

In letteratura sono modesti i dati disponibili relativi all'impiego dell'accelerometro sul paziente emiplegico in esiti di ictus. A livello dell'arto superiore, Uswatte et al. nel suo studio³³ ha convalidato l'affidabilità e validità dell'accelerometro come strumento di valutazione oggettivo per la misurazione di

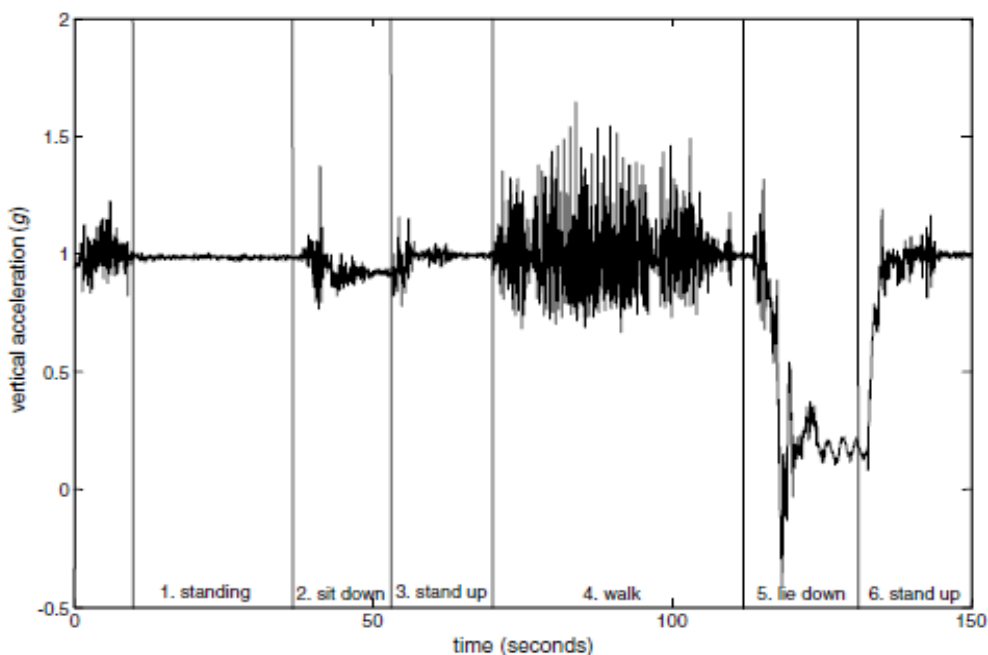


Figura 3. Segnale di accelerazione prodotto da un accelerometro a livello pelvico durante la selezione di movimenti di base giornalieri

abilità dell'arto superiore in pazienti post-ictus cronici al di fuori dell'ambiente di studio, chiedendo loro di indossarlo per tre giorni prima e dopo aver svolto un trattamento riabilitativo. In un altro suo studio³⁴ ha confermato nuovamente la sua ipotesi, usufruendo di 4 accelerometri per valutare le attività motorie dell'arto superiore di pazienti emiplegici in esiti di ictus sia in ambiente clinico che domestico.

Per quanto riguarda l'analisi dell'arto inferiore è stato confermato in diversi studi l'affidabilità e validità dell'accelerometro come strumento valutativo. Fulk et al. nel suo studio¹⁸ si è servito di un particolare modello di scarpe personalizzato con accelerometri e sensori di pressione per identificare una postura, ad esempio discriminare la posizione seduta da quella in ortostatismo, dimostrando un'alta accuratezza. Hodt-Billington et al.³⁵ si è servito di un accelerometro sistemato a livello del tronco per valutare il grado di asimmetria del passo, con il secondario obiettivo di riconoscere quale parametro di simmetria fosse il migliore per distinguere il gruppo di pazienti emiplegici dal gruppo di soggetti sani. Nel suo lavoro ha riscontrato che le sole misure di accelerazione del tronco danno l'opportunità di discriminare i due gruppi e perciò conclude che le oscillazioni del tronco dovrebbero essere incluse nella valutazione del cammino asimmetrico nei pazienti emiplegici con esiti di ictus.

Infine gli accelerometri sono stati impegnati per valutare l'attività deambulatoria dei pazienti emiplegici^{37 38 39}. Saremi et al.⁴⁰ nel suo lavoro si è avvalso di un sistema di 5 accelerometri per ricavare dati sui parametri spazio-temporali del cammino, offrendo validi e affidabili valori sui parametri del cammino per ciascun arto inferiore. Un altro studio, condotto da Hester et al.⁴¹, ha dimostrato che un accelerometro triassiale posizionato a livello della caviglia è in grado di identificare con affidabilità compiti motori associati all'uso del bastone.

Infine in un particolare studio condotto da Calautti et al.⁴², è stato utilizzato un accelerometro triassiale per misurare la regolarità del "tapping" delle dita durante esercizi di battitura accompagnati da cues uditivi. E' stato svolto questo studio poiché il grado di tapping delle dita nel paziente con esiti di stroke può essere visto come una misura del grado d'integrità del tratto cortico-spinale, perciò misurando questa variabile si può meglio comprendere la natura del deficit motorio dopo l'evento cerebrovascolare.

3 – Chirurgia funzionale dell'arto inferiore

La chirurgia funzionale ortopedica ha svolto un ruolo fondamentale nello sviluppo del trattamento della spasticità e delle sue complicanze. Gli *obiettivi* della chirurgia funzionale sia nelle paralisi cerebrali infantili che nella paralisi spastica dell'adulto vengono distinti in:

1) Goal o Obiettivi a breve termine:

- Migliorare la motilità del segmento interessato ed incrementare un Range Of Motion (ROM) attivo e/o passivo;
- Risolvere o attenuare alcune deviazioni articolari durante il cammino o a riposo;
- Favorire il nursing;
- Ridurre il dolore.

2) Obiettivi specifici o a medio termine:

- Ridurre il più possibile l'utilizzo di ausili ed ortesi durante la deambulazione;
- Rendere il paziente il più autonomo possibile nell'esecuzione delle attività di vita quotidiana incrementando e/o migliorando l'attività deambulatoria;
- Ottenere un miglior benessere del paziente.

Dati gli obiettivi a breve termine si può facilmente dedurre come vi sia una chirurgia orientata a migliorare la funzione deambulatoria ed una chirurgia che interviene sulle complicanze da non uso che interferiscono con le posture, il nursing e l'igiene. Si può pertanto distinguere:

- Un trattamento chirurgico finalizzato a migliorare l'aspetto funzionale degli arti inferiori, caratteristica di pazienti che hanno recuperato una funzione motoria e nei quali la chirurgia mira al recupero o al miglioramento dell'attività deambulatoria;
- Un trattamento chirurgico il cui scopo è di trattare le contratture fisse, caratteristica dei soggetti con gravi lesioni cerebrali o midollari che non hanno conservato o recuperato una funzione motoria tale da fare ipotizzare una ripresa del cammino. In questo caso l'obiettivo chirurgico è esclusivamente igienico⁴³.

L'intervento di chirurgia funzionale e prima ancora, la sua indicazione, devono essere il risultato di un programma nell'ambito di un progetto riabilitativo ben

definito da parte di un team competente al cui interno troviamo il medico fisiatra, il chirurgo neuro-ortopedico, il fisioterapista, il paziente ed i suoi familiari.

3a. Chirurgia piede equino varo-supinato

L'equino varo del piede è in grado di produrre una disabilità che può variare da:

1. Trascinamento dell'avampiede;
2. Instabilità della caviglia dovuta alla concentrazione del carico sulla testa del 5° metatarso;
3. Difficoltà al contatto del tallone al suolo;
4. Iperestensione secondaria del ginocchio.

Le cause di questa deformità sono evidenziabili con lo studio emg dei muscoli maggiormente responsabili: il Tricipite Surale e il Tibiale Anteriore.^{44 45}. Altri muscoli coinvolti possono essere: TP, EPA, FDL e FHL.

La *correzione chirurgica* dell'equinismo del piede è indicata quando:

- L'uso di ortesi non determina risultati soddisfacenti, perché non in grado di controllare l'eccessiva PF della caviglia;
- Il soggetto non è in grado di indossare l'ortesi a causa della deformità del piede;
- Si riscontra un incremento della deformità nel tempo;
- Non si verifica un miglioramento funzionale a dispetto di una terapia adeguata;
- C'è un'incapacità di posizionare il piede all'interno della calzatura a causa del piede equino, con dolorosità spesso associata;
- C'è un'incapacità di mantenere la caviglia in posizione neutra.

Le metodiche chirurgiche più frequentemente utilizzate, al fine di consentire un riequilibrio delle forze muscolari e quindi la correzione delle deformità avampodaliche, sono:

1. Allungamenti tendinei (tendine achilleo per correggere l'equino);
2. Tenotomie (es: flessore breve e lungo delle dita e alluce per correggere la "griffe" delle dita);
3. Transfer tendinei (es: Trasposizione dell'Emitendine del Tibiale Anteriore, Split Anterior Tibialis Tendon Transfer (SPLATT) per correggere la supinazione del piede).

3b. Trattamento Riabilitativo post-operatorio

In letteratura non ci sono linee guida relative alle caratteristiche del programma riabilitativo (inizio, durata del trattamento, numero di sedute/settimana, tipologia di esercizi)⁴⁵, in particolare non ci sono evidenze se sia indicato un periodo di immobilizzazione (ad esempio mediante un gambaletto gessato)⁴⁷ oppure iniziare precocemente il trattamento riabilitativo con carico concesso mediante un'ortesi gamba-piede⁴⁸. Potrebbe essere ipotizzabile che un trattamento riabilitativo precoce possa prevenire retrazioni e aderenze della cicatrice chirurgica, favorire un rapido recupero articolare progressivo, curando in particolare la lunghezza del muscolo spastico, la ricerca della funzionalità del gesto, il rinforzo dei gruppi muscolari deficitari o sottoposti a transfer tendinei.

Capitolo 2

Materiali e Metodi

Popolazione

Lo studio prevedeva il reclutamento di un campione di pazienti con piede equino-varo secondario a ictus cerebri ischemico o emorragico, afferenti presso il LAMB dell'Ospedale Privato Accreditato Sol et Salus di Torre Pedrera di Rimini, candidati ad intervento di chirurgia funzionale presso il Dipartimento di Ortopedia dello stesso Ospedale.

La sperimentazione, approvata dal Comitato Etico interno all'Ospedale, è stata illustrata ai pazienti arruolabili ed è stato raccolto il consenso informato di coloro che hanno aderito allo studio.

Selezione del campione

Ai fini della sperimentazione, da Novembre 2012 ad Aprile 2016, i pazienti candidati ad intervento chirurgico di correzione del piede equino-varo sono stati selezionati dal Fisiatra (Dott.ssa Longhi Maria e Dott.ssa Erika Giannotti) e dal Fisioterapista (Ft. Mazzoli Davide) presenti all'interno del LAMB.

- *Criteri di inclusione:*

1. Emiparesi destra o sinistra causata da ictus ischemico o emorragico (diagnosi confermata da TAC/RM cerebrale associate a documentazione clinica);
2. Stroke cronico (>12 mesi);
3. Documentazione clinica e strumentale attestante la condizione clinica del paziente;
4. Anamnesi negativa per pregresso intervento chirurgico agli arti inferiori;
5. Possibilità di cammino, eventualmente con ortesi/ausili o assistenza;
6. Abilità a percorrere almeno 10 metri senza scarpe o ortesi;
7. Consenso informato firmato dal paziente.

- *Criteri di esclusione:*

1. Distonia spastica;
2. Pregresse neurotomie per la correzione del piede equino-varo
3. Blocchi neuromuscolari con tossina botulinica nei 12 mesi antecedenti la valutazione clinica e strumentale pre-operatoria.

Procedura dello studio

Nel presente studio osservazionale longitudinale i soggetti sono stati valutati pre-intervento (T0), a 1 mese (T1) dall'intervento chirurgico, che coincide con la fine del trattamento riabilitativo, a 3 (T2) e 12 mesi (T3) dall'intervento chirurgico.

La valutazione clinica e strumentale mediante Gait Analysis, le scale cliniche, la valutazione degli ausili e/o ortesi sono state effettuate a T0, T1, T2 e T3, mentre l'EMG dinamica di superficie è stata effettuata solo a T0. La scala del grado di soddisfazione *Clinical Global Impression of Change* (CGIC) è stata somministrata a T1, T2 e T3.

1. Valutazione clinica

Sono stati raccolti i dati anamnestici, la documentazione clinico-strumentale attestante la condizione clinica del paziente, l'eziologia dell'ictus cerebrale e il tempo intercorso tra l'evento e l'intervento chirurgico.

Inoltre, sono state utilizzate delle scale di valutazione seguendo il modello ICF.

Funzioni e Strutture Corporee

- Visual Numerical Scale (VNS)

La VNS è un semplice strumento di misurazione delle caratteristiche soggettive del dolore provato dal paziente. Consiste nel chiedere al paziente di indicare il livello di intensità del dolore percepito in quel momento con un numero da 0 ("assenza di dolore") a 10 ("il peggior dolore immaginabile"), nello specifico, in relazione alla severità della sintomatologia algica a carico del piede.

Attività

- Functional Ambulation Classification (FAC)

Questa scala considera la capacità del paziente di deambulare in ambienti interni o esterni e valuta la necessità di assistenza durante la deambulazione, ma non prende in considerazione l'utilizzo di ausili. È una scala ordinale composta da sei categorie, con punteggi da 0 a 5⁴⁹. Le caratteristiche della scala FAC sono descritte in *Tabella 2*.

Partecipazione

- Walking Handicap Scale (WHS)

Questa scala ideata nel 1995 fornisce un metodo quantitativo per correlare la limitazione della partecipazione alla vita sociale del paziente post-stroke al grado di disabilità e menomazione⁵⁰.

La WHS valuta la qualità del cammino in ambiente domestico e sociale attraverso una scala comprendente sei categorie, che vanno da 1 (cammino fisiologico) a 6 (cammino non limitato in ambito sociale). Le caratteristiche della scala WHS sono descritte in *Tabella 3*.

Livello di gradimento per il trattamento

- *Clinical Global Impression of Change (CGIC)*

Nel presente studio, al fine di valutare il livello di gradimento del soggetto per il risultato del trattamento è stata utilizzata la *Clinical Global Impression of Change (CGIC)*, una scala di tipo ordinale il cui punteggio va da 1 a 7. Ai pazienti è stato posto il seguente quesito: “Come giudica la sua attuale condizione fisica successiva al trattamento eseguito, rispetto a quella precedente?” a 1, 3 e 12 mesi dall'intervento, con riferimento alla condizione preoperatoria a T1 o del follow-up precedente (T2 rispetto a T1 e T3 rispetto a T2). Le opzioni di risposta erano quelle stabilite dalla CGIC: 1- *marcatamente migliorata*; 2- *molto migliorata*; 3- *minimamente migliorata*; 4- *invariata*; 5- *minimamente peggiorata*; 6- *molto peggiorata*; 7- *marcatamente peggiorata*⁴³.

2. Valutazione strumentale

Gait Analysis (GA)

L'analisi del cammino è stata effettuata mediante un sistema a 6 telecamere (SMART-DX, BTS Bioingegneria, Milano) e due pedane di forza (Kistler AG, Winterthur, Svizzera) (*Figura 4*). È stato utilizzato il protocollo Davis⁵¹ che prevede la rilevazione di misure antropometriche del soggetto, quali peso (Kg), altezza (cm), larghezza bacino (cm), altezza bacino Dx e Sn (cm), lunghezza arto Dx e Sn (cm), diametro ginocchio Dx e Sn e diametro caviglia Dx e Sn (cm), e il posizionamento di 22 marker nella prova statica e 20 in quella dinamica su punti di reperi specifici (C7, acromion spalla, S2, SIAS, gran trocantere, condilo esterno del femore, testa della fibula, malleolo esterno, V metatarso, barra 1/3 medio coscia, barra 1/3 medio gamba, tallone solo in prova statica). I pazienti erano invitati a camminare lungo un percorso di 10 metri a velocità auto-selezionata senza calzature.



Figura 4. Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica (LAMB) Sol et Salus di Rimini.

È stata presa in considerazione la media di almeno 4 trials per ogni valutazione del paziente (a T0, T1, T2 e T3) e sono stati valutati:

- a. *Parametri spazio-temporali*: velocità normalizzata all'altezza (m/s), cadenza (step/min), lunghezza del passo dal lato patologico, larghezza del passo (mm). Questi parametri sono stati selezionati poiché rappresentativi di *equilibrio* (larghezza del passo) e *abilità del cammino* (velocità, cadenza e lunghezza del passo dal lato patologico).
- b. *Cinematica di Caviglia* (gradi), ottenuta con un opportuno tool del software *GaitEasyReport* per l'analisi dei dati di gait analysis. Sono stati ricavati la DF della tibio-tarsica all'IC (DF@IC), il picco massimo in Stance (DF@St) e il picco massimo in Swing (DF@Sw) (Fig. 5).

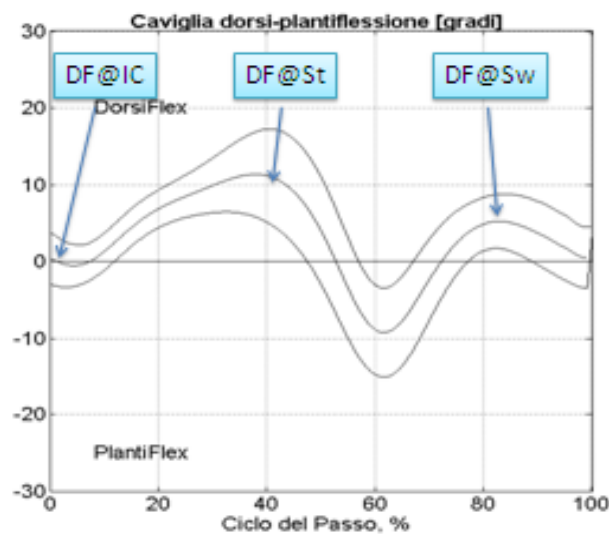


Figura 5. Cinematica di caviglia su piano sagittale

Sono stati considerati questi tre parametri perché rappresentano, rispettivamente, la posizione della tibio-tarsica al contatto con il suolo, il massimo allungamento dei muscoli posteriori della gamba in fase di stance e la capacità di raggiungere la massima dorsiflessione nella fase di swing. Se la posizione del piede nel piano sagittale è in plantaflessione l'angolo è rappresentato con segno negativo, viceversa positivo se in dorsiflessione.

EMG dinamica (dEMG)

Prima dell'intervento di chirurgia funzionale (T0) è stata eseguita la dEMG al fine di indagare i principali muscoli responsabili della deformità in equino-varismo del piede durante la statica eretta e le fasi del ciclo del passo. L'indagine strumentale è stata eseguita con un elettromiografo BTS FREEEMG, distribuito dalla ditta BTS Milano (Fig. 6).



Figura 6. Unità centrale del BTS FREEEMG, sonde wireless e sensori Foot Switches

Sono stati utilizzati elettrodi di superficie al fine di rilevare l'attività EMG dei muscoli TA, SOL, GAM e GAL. L'attività EMG dei singoli muscoli è stata normalizzata al ciclo del passo. Utilizzando i parametri temporali dei muscoli esaminati, il segnale EMG è stato definito in rapporto al timing di attivazione come: normale o fasico, precoce, prolungato, continuo, breve, ritardato, assente, fuori fase⁵². È stata inoltre segnalata la presenza di un voltaggio particolarmente ridotto quando questo rendeva difficoltosa la valutazione del timing stesso.

G-WALK

Il sensore inerziale con cui sono state svolte le acquisizioni si chiama *G-Walk* ed è commercializzato da BTS Milano; esso contiene al suo interno un accelerometro triassiale ed un giroscopio triassiale, in grado di misurare rispettivamente le accelerazioni lineari nelle tre direzioni e le velocità angolari attorno ai tre assi.



Figura 7. Sensore inerziale G-Walk di BTS Milano.

Tale dispositivo si presenta come un piccolo involucro (78x48x20 mm), facilmente applicabile a qualsiasi oggetto su cui si vogliono effettuare le misure (Figura 7).

Lo strumento, posizionato in corrispondenza della vertebra L5, ha acquisito i dati durante il cammino spontaneo del paziente all'interno del LAMB.

Sono state effettuate almeno 6 prove per sessione (pre, a 1 mese e a 3 mesi dall'intervento) per ottenere dati sufficienti per l'elaborazione.

L'acquisizione e la memorizzazione dei dati provenienti dal dispositivo è facile e veloce grazie al software associato *G-Studio*, anch'esso messo a disposizione da BTS Milano, che permette all'unità inerziale di comunicare tramite bluetooth con qualsiasi stazione computer in cui sia installato tale software, di acquisire e presentare i dati in real-time.

Il sensore wireless *G-Walk* comunica tramite bluetooth con il software *G-Studio*, che è in grado di fornire i report delle analisi effettuate (Tabella 4) includendo anche classi di normalità per un confronto automatico dei parametri acquisiti e per avere un immediato riscontro visivo della deviazione del soggetto dalla media.

Grazie al software *G-Studio* è possibile ottenere i parametri spazio-temporali (velocità, cadenza, lunghezza dello step, lunghezza dello stride, larghezza della base d'appoggio, durata del ciclo del passo (GC), della fase di stance, della fase di swing e del doppio del primo singolo appoggio) e dati di cinematica del cammino (rotazione antero-posteriore, anti-retroversione ed inclinazione del bacino).

Alla luce delle caratteristiche dei pazienti considerati (in particolare la marcata riduzione della velocità del cammino, l'elevata asimmetria e la presenza di picchi spurii nel tracciato) non si è potuto utilizzare l'algoritmo interno al software per il riconoscimento degli eventi del passo. In alcuni casi, infatti, l'algoritmo falliva nel riconoscimento e non forniva i risultati richiesti.

Pertanto sono stati sviluppati algoritmi appositi, in ambiente Matlab®, adatti per lo studio dei dati accelerometrici del campione in esame. In particolare, è stato implementato un metodo robusto per l'identificazione dei picchi relativi agli

istanti di contatto e di distacco del piede dal suolo, non oggetto di questa tesi. I parametri temporali ottenuti sono stati quindi confrontati con quelli ricavati da gait analysis, al fine di validare la metodica.

Per descrivere in modo riassuntivo il cammino dei soggetti analizzati e la sua evoluzione sono stati calcolati i seguenti indicatori:

- *Cadenza* (step/minuto);
- *L'indice di simmetria*: sulla durata dei semipassi dei picchi dei due emilati (P1 lato sano e P2 lato patologico), espressi in %, come in Zijstra et al.⁵³. Più l'indice si avvicina a 100%, più i valori tra lato sano e patologico sono sovrapponibili e quindi il paziente presenta un cammino più simmetrico (Figura 8);
- *Indice di fluidità*: numero di picchi per semipasso anteriore dx e sx, come in Merlo et al.⁵⁴. Maggiore è il numero di picchi/step, minore è la fluidità del cammino.

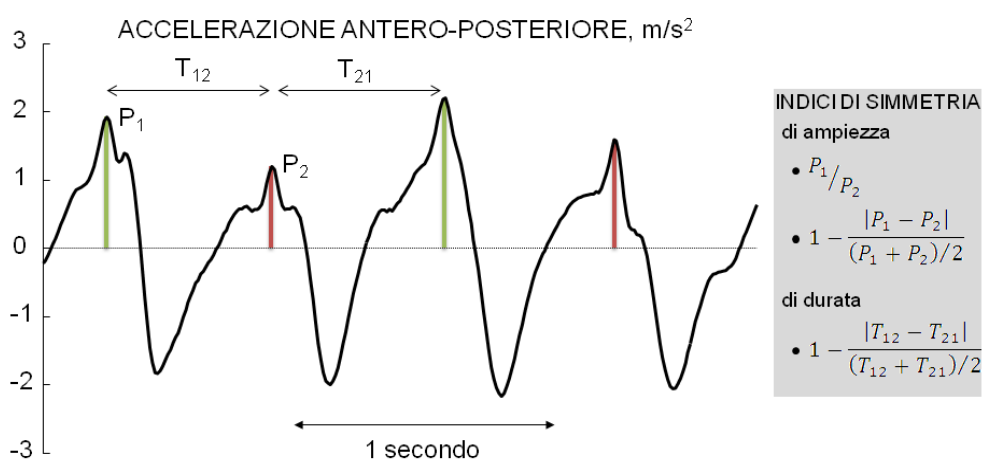


Figura 8. Indici di simmetria calcolati a partire dalla componente antero-posteriore dell'accelerazione

3. Intervento chirurgico

La scelta della procedura chirurgica specifica per ciascun paziente è stata effettuata da un team multidisciplinare (Fisiatra, Fisioterapista, Chirurgo Neuro-ortopedico) sulla base sia della valutazione clinica sia dell'analisi strumentale del cammino (GA, dEMG).

Le opzioni chirurgiche erano le seguenti: allungamento percutaneo del tendine d'Achille, allungamento/tenotomia del Flessore Lungo delle Dita (FDL) e Flessore Lungo dell'Alluce (FHL), SPLATT, transfer Estensore Lungo dell'Alluce

(EHL) a favore della dorsiflessione, transfer del FDL pro-dorsiflessione, transfer FDL su os calcis, allungamento/tenotomia del TP.

In base alla valutazione pre-operatoria, potevano essere eseguite dal Chirurgo Neuro-ortopedico diverse opzioni chirurgiche in una medesima seduta, effettuata presso l'Unità di Ortopedia dell'Ospedale Sol et Salus.

4. Trattamento Riabilitativo

Il primo giorno dopo l'intervento chirurgico veniva avviato uno specifico trattamento riabilitativo (6 giorni a settimana per 4 settimane, 90 minuti per sessione) della durata complessiva di 30 giorni in regime di ricovero presso l'Unità di Riabilitazione Neuromotoria dell'Ospedale Sol et Salus.

Gli obiettivi del trattamento prefissati per il programma riabilitativo dei pazienti sono stati riportati in *Tabella* (Tabella 5).

Per ogni obiettivo terapeutico sono state avanzate le seguenti proposte riabilitative:

- **Cura della ferita e della cicatrice chirurgica.** Il controllo della ferita chirurgica è a carico dell'infermiere, pertanto il terapeuta può verificare quotidianamente le condizioni della cute ed eventualmente avvisare il professionista di riferimento. Una volta che la cute non presentava più discontinuità, la cicatrice veniva mobilizzata al fine di prevenire l'insorgenza di aderenze.
- **Riduzione del dolore.** Il dolore, dovuto principalmente all'intervento subito, veniva diminuito attraverso terapia farmacologica.
- **Recupero del ROM articolare.** Sin dalla prima seduta terapeutica fino al giorno prima della dimissione, sono state attuate mobilizzazioni passive con il paziente supino per le articolazioni dell'arto inferiore, con maggior riferimento alla tibio-tarsica, nei rispettivi piani di movimento al fine di prevenire rigidità articolare ed incrementare l'articolarietà. Compatibilmente con le capacità residue del soggetto, si è passati a mobilizzazioni attivo-assistite dell'articolazione della caviglia sino a movimenti attivi del paziente senza l'aiuto del fisioterapista.
- **Riduzione dell'edema.** Per favorire la riduzione del gonfiore post-operatorio sono state applicate tecniche di linfodrenaggio all'arto inferiore con paziente supino. Come consiglio, è stato proposto al soggetto di posizionare un cuscino sotto il piede operato durante la notte per mantenere l'arto in scarico.
- **Allineamento e controllo posturale.** Sono stati svolti esercizi dapprima in posizione seduta per focalizzare l'attenzione prevalentemente sulle asimmetrie

posturali del tronco, utilizzando spesso lo specchio per modificare in tempo reale la postura. In seguito in stazione eretta, oltre alla richiesta di mantenere la corretta posizione, sono stati eseguiti esercizi “di distrazione” con gli arti superiori (raccogliere palline da un cesto e applicarle su una superficie di velcro, inserire anelli dentro bastoni a diverse altezze..) così da stimolare l’attività multi-tasking ed allenare l’attenzione divisa del soggetto.

▪ **Rinforzo della muscolatura deficitaria.** L’aumento di trofismo muscolare ha compreso sia la muscolatura distale dell’arto inferiore che prossimale, poiché gli squilibri muscolari presenti per l’ipertono spastico e possibili compensi hanno condotto a mal adattamento, accorciamento o inutilizzo dei muscoli. Il rinforzo, dalla prima seduta fino all’ultimo giorno di trattamento, si è concentrato su:

- Quadricipite Femorale (QF): inizialmente rinforzo isometrico da supino (schacciare una pallina a livello del ginocchio sul lettino, tener estesa la gamba poggiata su un cuneo). Successivamente sono state richieste contrazioni concentriche ed eccentriche in catena cinetica aperta (CCA) in posizione seduta (dare un calcio ad una palla, estendere il ginocchio per poggiarlo su una sedia). Infine sono state svolte attività in catena cinetica chiusa (CCC) in stazione eretta (passaggio seduto-eretto e viceversa, esercizi monopodalici).
- Ischio-Crurali (IC): in CCA in posizione prona con contrazioni concentriche ed eccentriche, con particolare attenzione alla “elevazione del bacino verso l’alto” per compensare la debolezza degli hamstring. Gli stessi esercizi per il QF sono stati riproposti per lavorare in CCC in stazione eretta.
- Grande Gluteo: sono stati sviluppati esercizi in CCA con contrazioni concentriche ed eccentriche da prono a ginocchio flesso ed esteso, seguiti in progressione da attività contro-resistenza e in CCC in stazione eretta.
- Medio e Piccolo Gluteo: inizialmente sono stati proposti esercizi in decubito laterale in isometrica, proseguendo in CCA con contrazioni concentriche ed eccentriche. La muscolatura abduktoria è stata poi sviluppata in CCC in stazione eretta e attività monopodaliche.
- Tibiale Anteriore (TA): in posizione supina e, in progressione in posizione seduta, in CCA sono state richieste contrazioni concentriche sia a ginocchio esteso che flesso. E’ uno dei muscoli più colpiti da ipostenico pertanto è necessario lavorarci in maniera selettiva e quotidianamente. Raggiunta una discreta attivazione muscolare, sono stati eseguiti esercizi contro-resistenza in

posizione seduta, mentre durante il cammino il compito era di concentrarsi sulla dorsiflessione del piede evitando dunque di “strisciare per terra”. Se è stato svolto come intervento uno SPLATT, non è possibile applicare un rinforzo della DF attiva contro resistenza.

- Estensore Lungo delle Dita (EDL) e dell’Alluce (EHL): sono state svolte attività in CCA richiedendo contrazioni concentriche da supino e in seguito seduto per concludere con esercizi contro-resistenza.
- Tricipite Surale (TS): dapprima contrazioni isometriche da supino, si è passati a attività con contrazioni concentriche in CCA da supino e seduto a ginocchio esteso e flesso. In progressione è stata aggiunta la resistenza per concludere con esercizi in stazione eretta in CCC.

▪ **Rieducazione precoce al carico e successiva simmetrizzazione.** Il paziente utilizzando inizialmente un’ortesi tipo Walkboot, è stato precocemente addestrato ad eseguire esercizi di distribuzione del carico sul lato affetto in un primo momento in posizione seduta. La richiesta era di “spingere” sul pavimento alternando il carico sugli arti, utilizzando spesso anche una pedana con perno trasversale. Attività in stazione eretta a piedi paralleli e in schema del passo (uno anteriore e uno posteriore), il passaggio posturale seduto-stazione eretta e viceversa, esercizi con le bilance sotto i piedi sono stati svolti già dalla prima settimana con il compito di conferire, all’inizio con moderazione, maggior peso sull’arto più affetto e abituarlo al carico. Anche durante la deambulazione, dalla seconda settimana, si chiedeva al paziente di ridurre il carico sull’arto meno colpito e sull’ausilio utilizzato ricercando un’omogenea distribuzione di peso tra i due arti inferiori.

▪ **Raggiungimento e mantenimento della stazione eretta.** Passaggio posturale seduto-eretta e viceversa dalla carrozzina e dal letto, mantenimento della postura dapprima con sostegno del terapeuta o di tavoli o ausili, esercizi di “distrazione” in stazione eretta sono stati svolti per abituare il paziente all’ortostatismo in maniera corretta dopo l’intervento chirurgico.

▪ **Prevenzione da retrazioni e ulteriori complicanze.** Mobilizzazioni articolari, esercizi attivi di potenziamento muscolare, allungamenti muscolari sono stati svolti per prevenire complicanze da immobilità e peggioramenti del quadro clinico. A seconda dell’intervento subito era necessario tener conto di alcune considerazioni al fine di non compromettere la situazione clinica del soggetto: al paziente operato di allungamento percutaneo del tendine achilleo era possibile

per le prime settimane attuare solo uno stretching moderato ed una mobilizzazione in dorsiflessione molto cauta, per non rischiare di peggiorare le condizioni del tendine d'Achille già parzialmente reciso.

- **Rieducazione alla deambulazione.** La deambulazione veniva inizialmente proposta con sostegno del terapeuta in mezzo alle parallele e, quando possibile, eventuale appoggio di entrambi gli arti superiori. In progressione si è ridotta l'assistenza del fisioterapista abbandonando di seguito l'appoggio degli arti superiori del paziente. E' stato svolto anche un training alle scale con le parallele in salita e discesa, dapprima con sostegno per poi raggiungere la completa indipendenza. Sono state successivamente abbandonate le parallele per deambulare prima su terreno non sconnesso e con l'utilizzo di un eventuale ausilio e sostegno, diminuendo in evoluzione l'aiuto del terapeuta e il sostegno dell'ausilio. Infine, le ultime proposte consistevano in un cammino su terreno sconnesso, salita e discesa dalle scale, utilizzo di un tapis roulant, ricercando la completa indipendenza del soggetto.
- **Correzione di eventuali compensi.** E' stata ricercata la riduzione dei compensi dell'anca (abduzione ed extrarotazione d'anca in oscillazione), della pelvi (tilt anteriore in appoggio e tilt posteriore in oscillazione), eccessiva flessione anteriore del tronco in appoggio per favorire la progressione.
- **Raggiungimento e mantenimento della stazione eretta.** Passaggio posturale seduto-eretta e viceversa dalla carrozzina e dal letto, mantenimento della postura dapprima con sostegno del terapeuta o di tavoli o ausili, esercizi di "distrazione" in stazione eretta sono stati svolti per abituare il paziente all'ortostatismo in maniera corretta dopo l'intervento chirurgico. E' essenziale che vi sia un buon controllo della stazione eretta così da poter lavorare sulla distribuzione del carico, sull'equilibrio statico e promuovere attività utili durante la deambulazione.
- **Riduzione del carico assistenziale e successivo svezzamento da ausili/ortesi.** Man mano che il carico sull'arto affetto aumentava e il soggetto prendeva maggior sicurezza, si cercava sempre più di diminuire l'attività del terapeuta, stimolandolo all'indipendenza. Ove possibile, si cercava di adoperare meno l'ausilio conferito per la deambulazione e lavorare maggiormente o con il terapeuta di riferimento o con l'aiuto dei familiari, così da ricercare la maggior autonomia possibile. Dal 15 giorno veniva abbandonato l'ortesi indossato dopo

l'intervento chirurgico, abituando il soggetto ad una stazione eretta ed un cammino più funzionali.

▪ **Miglioramento delle reazioni d'equilibrio statiche e dinamiche.**

Compatibilmente con le capacità di ciascun individuo, sono stati svolti esercizi in stazione eretta con l'utilizzo di tavole oscillanti (a perno trasversale, longitudinale e sferico, con piedi paralleli e in schema del passo AP), cuscini ad aria, attività in monopodolica (portare un arto sopra un panchetto) per stimolare lo schema motorio da usare nelle scale. Anche la proposta di camminare e di salire e scendere le scale, quando possibile, sono state svolte per migliorare l'equilibrio dinamico.

▪ **Incremento della resistenza allo sforzo.** Dalla seconda settimana, prima di iniziare e/o concludere la seduta di trattamento, si proponeva al paziente di svolgere un training con cyclette (15-20 minuti) così da incrementare la resistenza allo sforzo. In aggiunta, a seconda delle condizioni del soggetto, si prolungava la durata della deambulazione, si eseguiva un training con tapis roulant in pendenza o si ripeteva una o più volte una rampa di scale, sempre con l'obiettivo di abituare il soggetto allo sforzo.

▪ **Educazione dei familiari/caregiver alla cura del paziente e ad eventuale utilizzo di ausili.** E' di estrema necessità per il paziente educare i familiari/caregiver alla propria cura, così da promettere una buona gestione anche in ambiente domestico e in assenza del terapeuta. Sono state dunque insegnate le modalità per accompagnare il soggetto durante il cammino con le relative prese, facilitazioni verbali e particolari su cui la persona deve fare attenzione. Qualora non sia stato possibile abbandonare l'ausilio, il curante del paziente è stato educato all'utilizzo di esso, alla corretta postura che il paziente deve avere quando lo adopera, ai passaggi posturali, i cambi di direzione, all'uso di eventuali freni e dell'ausilio nelle scale.

Ogni sessione era divisa in 4 parti:

1. **Addestramento del paziente** (10 minuti) durante il quale il fisioterapista illustrava inizialmente al paziente le caratteristiche dell'intervento chirurgico; successivamente diveniva l'intervallo dentro cui istruiva il soggetto sulle modalità di esecuzione degli esercizi, su particolari su cui focalizzare l'attenzione, sugli errori da non compiere, su come adoperare l'ausilio scelto;

2. **Warm up** (20 minuti) in cui il paziente effettuava training con cyclette o tapis roulant quando vi era la possibilità;
3. **Periodo principale** (40 minuti) dedicato a esercizi di mobilizzazione attiva e passiva degli arti inferiori (anca, ginocchio e caviglia, nei rispettivi piani di movimento), potenziamento muscolare (in particolare QF, IC, TA, EHL, EDL, SOL, GAM e GAL), esercizi di stretching degli stessi muscoli, rieducazione al carico, alla stazione eretta e al cammino. Quest'ultimo veniva effettuato nei primi 20 giorni post-intervento con l'utilizzo di un'ortesi caviglia-piede articolata (AFO), rimossa dal 20° giorno post-intervento;
4. **Defaticamento** (20 minuti) durante il quale il paziente eseguiva cyclette oppure si prolungava la durata della camminata con il terapeuta.

Ciascuna sessione era individuale e condotta da un fisioterapista addestrato. L'utilizzo dell'AFO permetteva una precoce rieducazione del cammino, la protezione e il monitoraggio della guarigione delle ferite.

5. Analisi statistica

La completezza dei dati disponibili, clinici e strumentali, con misure ripetute nel tempo, ha permesso di effettuare un'approfondita analisi dei dati. Data la numerosità del campione, si sono riportati la mediana e il range interquartile (IQR), preferibili a media e deviazione standard.

I dati relativi alla correzione della deformità in equino durante la deambulazione, indagata attraverso lo studio di tre valori specifici ricavati dalla cinematica di caviglia (DF@IC, DF@ST, DF@SW), la cadenza, la variazione degli indici di simmetria e di fluidità del cammino, ottenuti dai dati accelerometrici, la performance deambulatoria post-chirurgia a 1, 3 e 12 mesi, misurata attraverso FAC, WHS, velocità normalizzata all'altezza, cadenza, lunghezza del passo lato patologico, larghezza del passo, sono stati analizzati mediante test di Wilcoxon per dati appaiati.

L'analisi statistica è stata effettuata in ambiente Matlab®, con il tool *Statistic*. Si è richiesta significatività al 5%.

Infine si presenta la statistica descrittiva per:

- L'eliminazione di ausili o ortesi a 1, 3 e 12 mesi dall'intervento;
- La scomparsa del dolore (VNS) a 1, 3 e 12 mesi dall'intervento;
- La soddisfazione del paziente (CGIC) a 1, 3 e 12 mesi dall'intervento.

Capitolo 3

Risultati

È stato reclutato un campione consecutivo di 24 soggetti, 15 maschi e 9 femmine, omogenei per tipo di deviazione, con piede equino-varo secondario a ictus cerebri e candidati a intervento di chirurgia funzionale di correzione di tale deformità.

Il follow-up a 1, 3 e 12 mesi è stato completato da 18 pazienti, 3 hanno rifiutato il solo controllo al T3 e 3 hanno in programma l'ultima valutazione, per cui non sono stati esclusi dall'analisi statistica (Tab. 6).

La dorsi-flessione passiva a ginocchio flesso pre-operatoria era compresa tra -50° e $+5^{\circ}$. Le tecniche chirurgiche utilizzate per la correzione del PEV corrispondono a quelle descritte da Keenan e coll.⁵⁵ e la tipologia degli interventi effettuati nei pazienti reclutati sono riportate in *Tabella 7*.

1. Valutazione clinica

Funzioni e Strutture Corporee

- Visual Numerical Scale (VNS)

Alla valutazione pre-chirurgica, presentavano dolore al piede 9 pazienti (mediana VNS 7), mentre al T1 e al T2 rispettivamente 5 e 2 pazienti (entrambi con mediana VNS 3). Al T3, invece, lamentavano sintomatologia algica 3 pazienti, tra questi: un soggetto riferiva persistenza del dolore, seppur di ridotta intensità (VNS da 5 al T0 a 4 al T3); un soggetto, con VNS 4 al T0, lamentava riacutizzazione della sintomatologia (VNS 3) dopo completa remissione sia al T1 che al T2; un altro, precedentemente asintomatico, segnalava insorgenza del dolore (VNS 7), ma a livello del terzo distale posteriore della coscia, secondario a contrattura dei muscoli ischio-crurali (Fig. 9, Tab. 8).

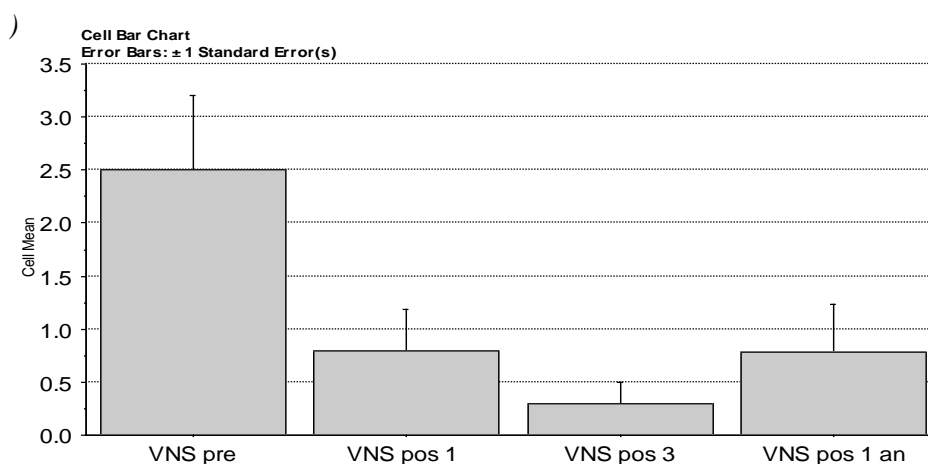


Figura 9. Intensità del dolore tramite Visual Numerical Scale (VNS)

Attività

- *Functional Ambulation Classification (FAC)*

L'andamento nel tempo del punteggio della scala ha mostrato, rispetto al pre-operatorio, un aumento statisticamente significativo nel follow-up a 1, 3 e 12 mesi del valore della mediana (da 4 al T0 e T1 a 5 al T2 e T3) (Fig. 10, Tab. 8).

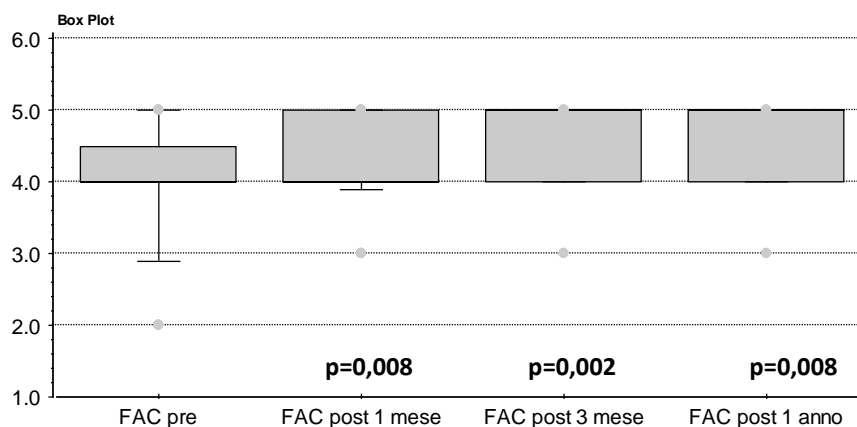


Figura 10. *Functional Ambulation Classification (FAC)*. * Significatività statistica con $p < 0,05$

Dal punto di vista dell'utilizzo di *ausili e/o ortesi* prima dell'intervento:

- 5 pazienti presentavano un cammino autonomo;
- 9 pazienti deambulavano indossando un'AFO con necessità di impiegare anche un ausilio;
- 4 pazienti utilizzavano solo l'ortesi;
- 6 soggetti impiegavano solo l'ausilio.

Tra i 15 pazienti che al T0 deambulavano con un ausilio (1 tetrapode, 4 tripodi, 1 bastone ad appoggio antibrachiale e 9 bastoni a una punta), al T3 solo un paziente ha mantenuto l'uso del tripode, mentre 7 pazienti hanno abbandonato l'ausilio e 7 pazienti deambulavano con l'ausilio di bastone ad una punta. Dei 13 pazienti che usavano un'AFO, a distanza di 12 mesi dalla chirurgia tutti i soggetti hanno rimosso l'ortesi.

Partecipazione

- *Walking Handicap Scale (WHS)*

L'andamento nel tempo del punteggio della WHS ha mostrato un aumento del valore della mediana non statisticamente significativo a T1 (da 4 nel pre-operatorio a 5 dopo 1 mese dall'intervento), ma significativo nel follow-up a 3 e 12 mesi (Fig. 11, Tab. 8).

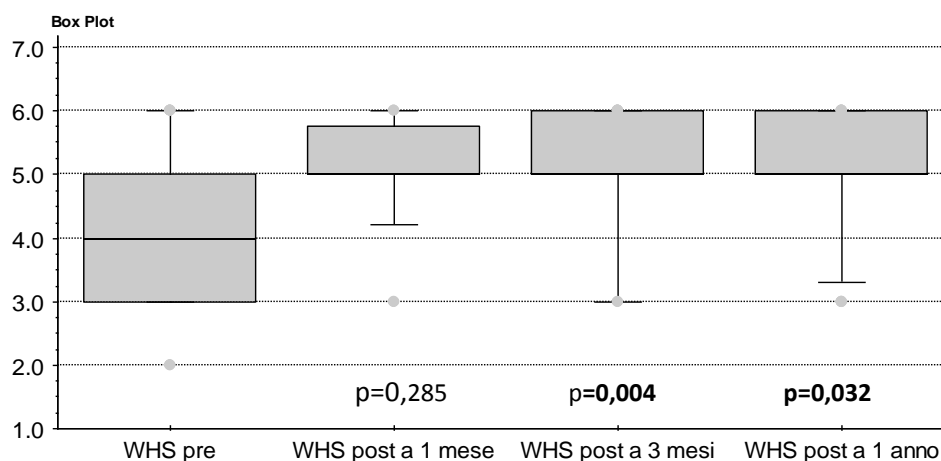


Figura 11. Walking Handicap Scale (WHS). * Significatività statistica con $p < 0,05$

Livello di gradimento per il trattamento

- Clinical Global Impression of Change (CGIC)

Per quanto riguarda il livello di gradimento espresso dai pazienti a 1, 3 e 12 mesi dopo il trattamento, tutti i pazienti hanno espresso parere positivo nel follow-up considerato: a T1 mediana 2 “molto migliorato”, a T2 mediana 2.5 e a T3 mediana 3 “minimamente migliorato”.

La Figura che segue mostra il bar plot per il punteggio CGIC nelle tre valutazioni successive all'intervento chirurgico.

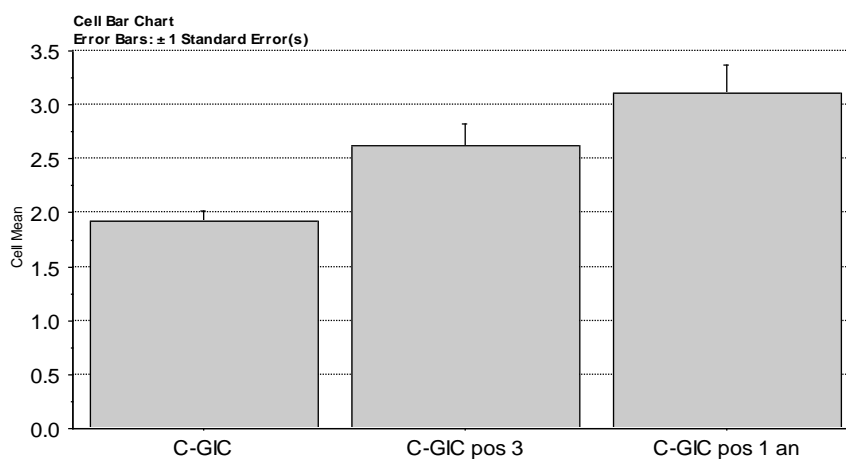


Figura 12. Livello di gradimento per il trattamento (CGIC)

2. Valutazione strumentale

Gait Analysis (GA)

a) Parametri Spazio-Temporali

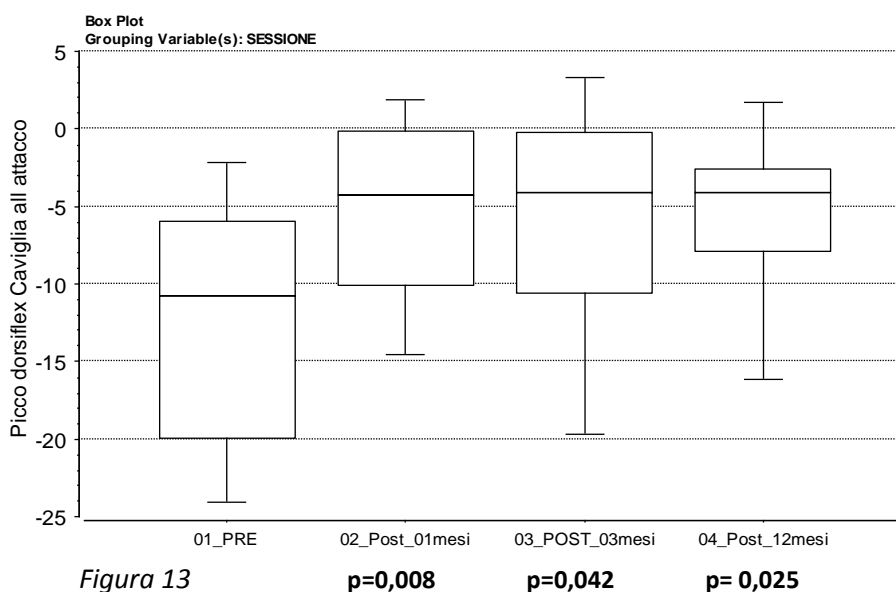
I dati relativi ai parametri spazio-temporali sono riportati nella *Tabella 9* (mediana, range interquartile).

La larghezza del passo, indicatore indiretto di *equilibrio durante il cammino*, si è ridotta in modo statisticamente significativo da T0 a T1 ($p = 0.002$) e da T0 a T2 ($p = 0.008$) con sostanziale mantenimento del valore della mediana dal T2 al T3 (da 210 a 206 mm).

Infine, la velocità, la cadenza e la lunghezza del passo dal lato patologico, che rappresentano parametri riguardanti l'*abilità del cammino*, hanno presentato un incremento statisticamente significativo confrontando i valori pre-intervento con quelli a 3 e 12 mesi.

b) Cinematica Caviglia

I dati cinematici articolari della caviglia del lato affetto sul piano sagittale hanno mostrato un incremento statisticamente significativo della dorsiflessione della tibio-tarsica al Contatto Iniziale (DF@IC), del picco massimo in Stance (DF@St) e del picco massimo in Swing (DF@Sw) nel follow-up a 1 mese post-intervento che si è mantenuto a 3 e 12 mesi. La mediana di DF@IC passa da -11° al T0 a -4° al T3, di DF@St da 5° a 11° e di DF@Sw da -6° a 3° (Fig. 13, 14, 15, Tab. 10, 11).



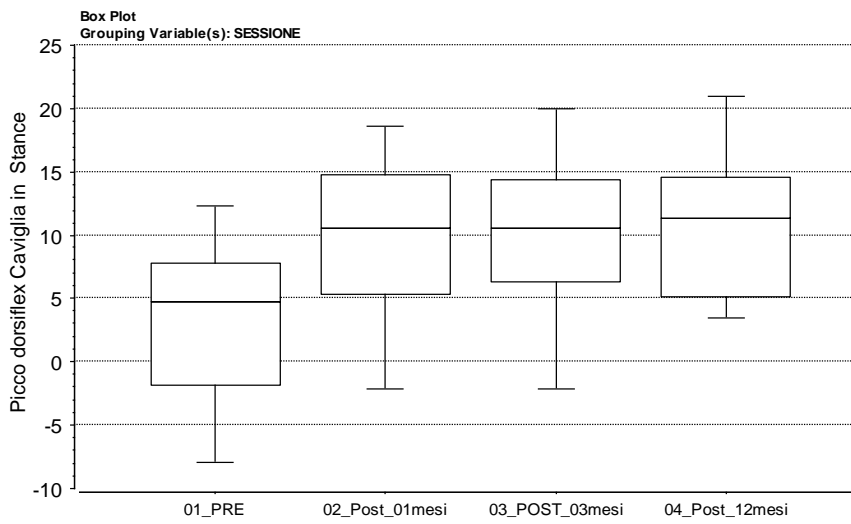


Figura 14 $p=0,017$ $p=0,044$ $p= 0,034$

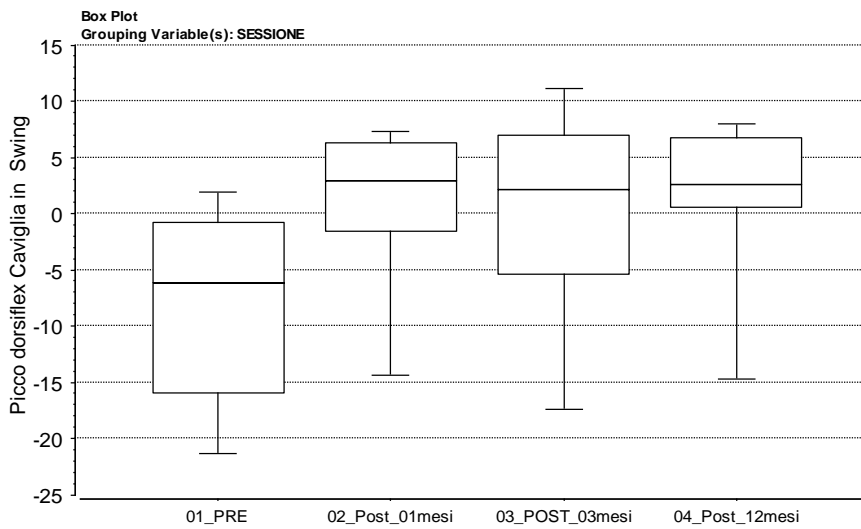


Figura 15 $p=0,001$ $p=0,026$ $p= 0,014$

Figura 13, 14, 15. Cinematica della caviglia (Picco di dorsi-flessione in contatto iniziale, in stance e in swing). * Significatività statistica con $p < 0,05$

G-WALK

Servendosi dell'unità inerziale *G-Walk*, sono stati inclusi i dati relativi a 16 pazienti. I dati accelerometrici di 8 pazienti sono risultati non utilizzabili poiché non presentavano picchi di accelerazione ripetibili su almeno tre passi consecutivi, ovvero per 6 semipassi. I dati del test di Wilcoxon sono riportati in *Tabella 12*.

I risultati raggiunti relativi alla *cadenza* dei soggetti in esame sono evidenziabili nella Figura 16. Dal grafico si evince come rispetto al pre-intervento vi sia stato un progressivo aumento, non statisticamente significativo, del valore della mediana a T1 e a T2 ($p=0.756$ e $p=0.663$), che si è poi stabilizzato a 1 anno dall'intervento.

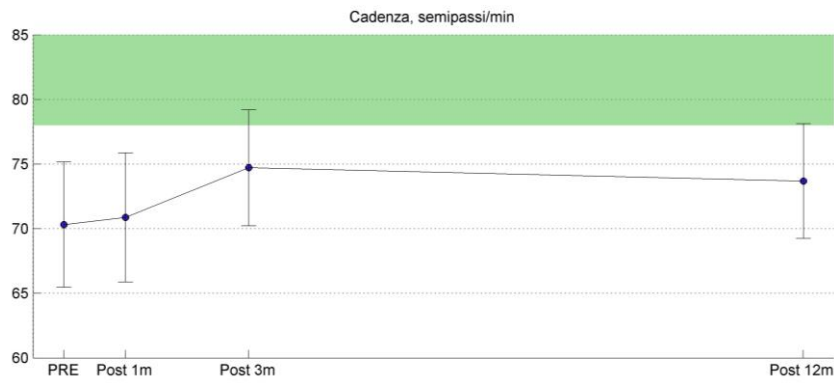


Figura 16. Cadenza del passo misurato con G-Walk

Per quanto concerne l'indice di simmetria, premettendo che maggiore è il risultato maggiore è la simmetria del lato patologico rispetto al sano, è stata invece riscontrata una lieve riduzione non statisticamente significativa del valore in percentuale della mediana sia a 1 mese sia a 3 mesi dall'intervento chirurgico, con un parziale recupero a T3 (Figura 17).

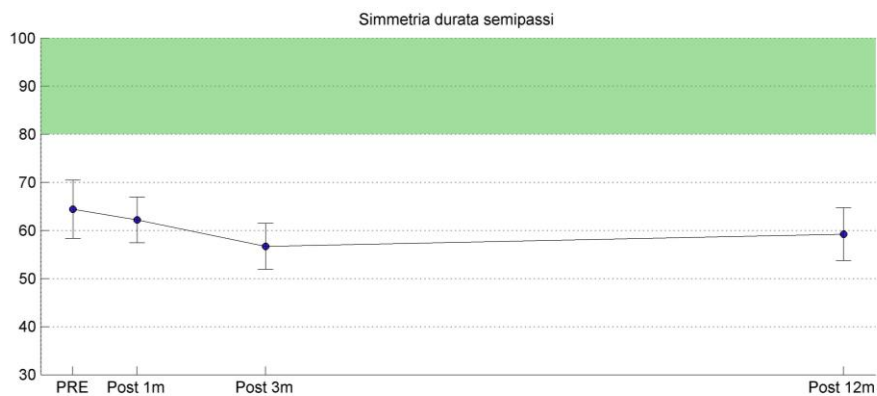


Figura 17. Indice di simmetria tra emilato patologico e sano

Infine l'indice di fluidità del cammino ha evidenziato una riduzione, non statisticamente significativa, del n° picchi/step progressivo nel tempo (Figura 18).

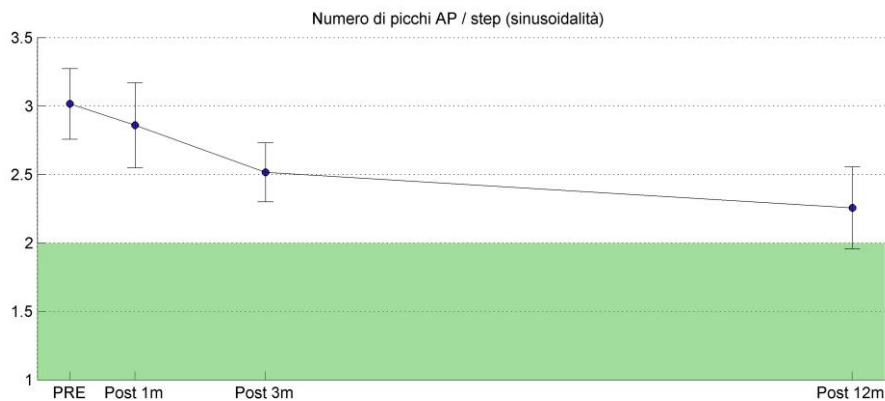


Figura 18. Valori della mediana relativi all'indice di fluidità del cammino

Capitolo 4

Discussione

Il PEV è la deformità dell'arto inferiore più frequente nell'adulto con esiti di stroke e può determinare modifiche del pattern deambulatorio, con riduzione della velocità e della simmetria del cammino, necessità di ortesi, ausili e/o assistenza durante la deambulazione e conseguente riduzione di attività e partecipazione sociale^{56 57 58}.

La chirurgia funzionale rappresenta un'opportunità terapeutica del PEV che si è dimostrata a lungo termine sicura, permanente ed efficace nel migliorare la funzione del cammino e nel ridurre la necessità dell'utilizzo dell'ortesi^{45 59}.

L'analisi strumentale del cammino⁶⁷ e i dispositivi indossabili^{33 41 34}, sono ampiamente utilizzati nel paziente emiplegico per assistere i clinici nella scelta e nella successiva misura degli effetti del trattamento proposto.

In letteratura non è stata ben indagata l'evoluzione a breve e lungo termine della disabilità deambulatoria del soggetto con esiti di stroke post-chirurgia funzionale di correzione del PEV, abbinata a trattamento riabilitativo precoce, misurata con indicatori clinici e strumentali.

In questo studio osservazionale longitudinale sono stati reclutati 24 pazienti affetti da PEV i cui parametri (età, tempo evento-intervento, eziologia dello stroke) non hanno influenzato il tipo di trattamento chirurgico e il risultato (Tab. 6). La scelta dell'intervento chirurgico specifico per ogni paziente è stata stabilita da un team multidisciplinare (Fisiatra, Fisioterapista, Chirurgo Neuro-ortopedico) sulla base delle valutazioni cliniche e strumentali. Nei trenta giorni successivi all'intervento i pazienti hanno effettuato in regime di ricovero un trattamento riabilitativo intensivo precoce standardizzato, seguito dalla presa in carico presso i Servizi Territoriali di riferimento.

Durante il periodo di osservazione del campione in esame non si sono verificate complicanze a carico dell'arto operato (quali ematomi, rotture tendinee o infezioni), elemento che indica come il trattamento chirurgico, combinato a riabilitazione e carico precoci, sia sicuro e ben tollerato dal paziente sia a breve che a lungo termine.

In relazione agli obiettivi la *velocità normalizzata all'altezza*, la *cadenza* e la *lunghezza del passo dal lato patologico*, che rappresentano parametri riguardanti l'*abilità del cammino*, hanno mostrato un trend di miglioramento statisticamente

significativo nel follow-up a 3 e 12 mesi, che trova riscontro con quanto riportato in letteratura^{59 60 61}. La mancanza di un aumento significativo di tali parametri a 1 mese post-intervento potrebbe indicare la necessità di un maggiore intervallo temporale post-chirurgia e di un trattamento riabilitativo prolungato per l'adattamento alla nuova condizione e il recupero del corretto schema del passo⁶². Infine, si è osservata una riduzione della *larghezza del passo*, statisticamente significativa solo a T1 e T2, che riflette indirettamente il miglioramento dell'*equilibrio* e della stabilità dinamica durante la deambulazione.

I dati di *cinematica articolare della caviglia* sul piano sagittale hanno mostrato un incremento statisticamente significativo del picco di dorsi-flessione all'IC, in stance e in swing nel follow-up a 1, 3 e 12 mesi post-intervento. Il recupero della biomeccanica di caviglia, unito all'assenza di eventi avversi, sottolinea come un intervento chirurgico abbinato a trattamento riabilitativo con precoce concessione del carico, sia sicuro ed efficace a breve e lungo termine.

Questo studio ha dimostrato l'efficacia della chirurgia funzionale associata alla riabilitazione precoce nel ridurre la disabilità dei pazienti, come evidenziato dal globale miglioramento del livello di *attività* (FAC, rimozione ortesi ed ausili) e *partecipazione* (WHS) registrato nel follow-up a breve e lungo termine e dalla diminuzione dell'impiego di ausili e ortesi.

Per quanto riguarda l'*attività*, il dato più rilevante è stato l'incremento statisticamente significativo del punteggio della scala FAC nel follow-up a 1, 3 e 12 mesi che riflette il miglioramento della performance deambulatoria e la maggiore indipendenza dei pazienti.

Per quanto concerne la *partecipazione*, si è evidenziata una riduzione della limitazione sociale del paziente dopo l'intervento chirurgico, evidenziato dall'aumento statisticamente significativo del punteggio della WHS nel follow-up a 3 e 12 mesi.

Dal punto di vista dell'utilizzo di *ausili e/o ortesi*, tra i 15 pazienti che al T0 deambulavano con un ausilio (1 tetrapode, 4 tripodi, 1 bastone ad appoggio antibrachiale e 9 bastoni a una punta), al T3, solo un paziente ha mantenuto l'uso del tripode, mentre 7 pazienti hanno abbandonato l'ausilio e 7 pazienti deambulavano con ausilio di bastone ad una punta.

Dei 13 pazienti che usavano un'AFO, a distanza di 12 mesi dalla chirurgia tutti i soggetti hanno rimosso l'ortesi. La rimozione dell'ortesi, associata all'incremento della velocità e alla conservazione del miglioramento della cinematica della

caviglia a lungo termine dopo correzione del PEV, è in accordo con i risultati riportati nella Review di Renzenbrink e coll.⁴⁵.

Un altro aspetto di fondamentale importanza è l'effetto del trattamento chirurgico e riabilitativo precoce sulla *sintomatologia dolorosa*. Nel follow-up a breve termine, si è registrata una riduzione sia in termini del numero di soggetti che lamentava dolore sia della sua intensità, valutata con la VNS, importante indicatore di tollerabilità e sicurezza del trattamento chirurgico e del training precoce del cammino che non si è dimostrato fattore scatenante del sintomo dolore. Nel follow-up a lungo termine, la sintomatologia algica si è completamente risolta nel 77% dei pazienti rispetto alla valutazione pre-chirurgica, concorrendo alla riduzione della disabilità dei pazienti e al miglioramento della performance deambulatoria.

Per quanto riguarda il *livello di gradimento per il trattamento*, valutato con la scala CGIC, tutti i pazienti si sono ritenuti soddisfatti e hanno espresso un sostanziale miglioramento della condizione fisica al T1 rispetto a quella pre-operatoria (mediana a T1= 2 “molto migliorato”). Un dato rilevante è stato che il miglioramento dichiarato dai pazienti ad 1 mese non solo si è mantenuto, ma è incrementato, seppur lievemente, anche nel follow-up a 12 mesi rispetto al T2 (mediana a T3 = 3 “minimamente migliorato”).

Infine i dati ottenuti mediante *l'unità inerziale G-Walk*, hanno mostrato variazioni nel follow-up rispetto al pre-intervento nei parametri di fluidità e cadenza, tuttavia con valori non statisticamente significativi. I risultati possono trovare spiegazione nella non omogeneità della campione (a TO i pazienti presentavano livelli funzionali differenti che potrebbero aver influenzato i valori relativi alla mediana). Nello specifico, è stato individuato un incremento della *cadenza del passo* a 1 e 3 mesi, che trova conferma anche nel dato misurato mediante GA, con stabilizzazione del dato ad 1 anno. Lo stesso trend positivo è stato registrato per *l'indice di fluidità* del cammino che ha mostrato un miglioramento progressivo nel tempo, dato che trova spiegazione nel recupero dei rocker di caviglia secondario alla correzione della deformità in equino. A differenza dei risultati precedentemente discussi, *l'indice di simmetria* (durata semipasso) non ha registrato variazioni significative nel tempo. Tale risultato può trovare spiegazione dal fatto che, nonostante la correzione della deformità del piede (cinematica caviglia) e l'incremento della lunghezza del passo del lato patologico (GA), il

paziente impiega ugualmente un tempo maggiore, rispetto al controlaterale sano, per staccare il piede dal suolo ed iniziare la fase di oscillazione.

I limiti dello studio sono rappresentati dall'eterogeneità e ridotta numerosità del campione che non ha permesso di effettuare un'analisi in sottogruppi relativi a differenti condizioni di disabilità pre-operatoria. Inoltre, un punto debole potrebbe essere considerato il disegno dello studio: sono infatti noti i limiti degli studi osservazionali⁶³ e uno studio randomizzato controllato sarebbe probabilmente risultato più accurato per l'analisi dei dati, ma con implicazioni etiche circa il gruppo di controllo.

Un altro aspetto critico potrebbe essere relativo ai possibili errori tecnici durante le valutazioni clinico-strumentali. Al fine di ridurre le fonti di errore, come ad esempio la variabilità nel posizionamento dei marker per la GA, le procedure sono state eseguite secondo protocolli standardizzati sempre dallo stesso operatore, con esperienza consolidata all'interno di un LAMB coinvolto in studi di ripetibilità tra operatori di diversi Laboratori a livello nazionale^{64 65}.

Inoltre, si sottolinea che studi di ripetibilità condotti sulla cinematica degli arti inferiori nel paziente con esiti di stroke hanno evidenziato che alcuni parametri, come ad es. la cinematica articolare della caviglia nel piano sagittale, presentano una ripetibilità intersessione di 0.98⁶⁶.

Studi futuri, in presenza di una adeguata numerosità del campione, potrebbero essere orientati a classificare i pazienti in sottogruppi non solo in relazione al loro livello funzionale pre-operatorio, ma anche in base ai diversi pattern deambulatori classificati da Wolley e coll.⁵⁶.

7 - Conclusioni

I risultati ottenuti confermano come la chirurgia funzionale associata a trattamento riabilitativo e carico precoce rappresenti un'opportunità terapeutica del PEV che si è dimostrata sicura, permanente ed efficace sia a breve che a lungo termine nel migliorare la disabilità deambulatoria e la partecipazione sociale nei pazienti con esiti di ictus cerebrali.

Grazie ai risultati ottenuti si può affermare che una valutazione clinico-strumentale, che includa la GA associata a dEMG, sia attualmente il gold standard per orientare il team multidisciplinare nel *decision making* chirurgico e valutare l'*outcome* del trattamento^{67 68} fornendo dati oggettivi e ripetibili⁶⁶. Infatti dal punto di vista riabilitativo e in una più globale visione bio-psico-sociale del paziente, tutti gli indicatori di *outcome* considerati hanno evidenziato un miglioramento dell'abilità deambulatoria (FAC) e conseguentemente della partecipazione sociale (WHS), anche in relazione alla riduzione della sintomatologia dolorosa (VNS) e dell'impiego di ausili e ortesi.

Inoltre, il recupero della biomeccanica di caviglia e il miglioramento dei parametri spazio-temporali, accanto al miglioramento rilevato nelle scale cliniche hanno favorito l'incremento dell'autonomia deambulatoria e il miglioramento percepito della qualità di vita del paziente, come dimostrato anche dall'alto grado di soddisfazione (CGIC) dichiarato dai pazienti in tutto il follow-up.

Dai dati strumentali dell'accelerometro sono emersi cambiamenti positivi in termini di cadenza e fluidità del passo, convalidando i dati ottenuti dalla GA e permettendo di ipotizzare un suo utilizzo come valido strumento per il monitoraggio del cammino dei pazienti post-stroke.

Questo risultato, seppur con i limiti dello studio, permette di ipotizzare che lo stato funzionale del paziente con esiti di ictus cerebrali sia modificabile anche a distanza di anni dall'evento e che i soggetti siano in grado di modificare il pattern del cammino grazie a un trattamento chirurgico e riabilitativo adeguato.

Bibliografia

1. Centers for Disease Control and Prevention (CDC) (2004) “*Awareness of stroke warning signs – 17 states and the U. S. Virgin Islands, 2001*”. MMWR Morb Mortal Wkly Rep.; 53(17): 359-62
2. Stuart-Shor M. E. et al. (2009) “*Gender differences in presenting and prodromal stroke symptoms.*” Stroke; 40(4): 1121-1126.doi:10.1161/STROKEAHA.108.543371.
3. Stroke Prevention and Educational Awareness Diffusion (SPREAD) (2012) “*Ictus cerebrale: linee guida italiane di prevenzione e trattamento*”. Disponibile online all’indirizzo: www.siapav.it/pdf/SPREAD%202012.pdf
4. Teasell R. et al. (2013) “*Clinical Consequences of Stroke. Evidence-based Review of Stroke Rehabilitation*”. Disponibile on-line all’indirizzo: <http://www.ebrsr.com/evidence-review/2-clinical-consequences-stroke>
5. Lance J. W. Symposium synopsis. In: Feldman RG, Young RR, Koella WP, editors. “*Spasticity: disordered motor control*”. Chicago: Yearbook Medical; 1980; 485-94
6. Lawrence S. J. et al. (1994) “*Management of the adult, spastic, equinovarus foot deformity*”. Foot Ankle Int; 15(6): 340-6
7. Kinsella S. S. et al. (2008) “*Gait pattern categorization of stroke participants with equinus deformity of the foot*”. Gait and Posture; 27: 144-51
8. Mazaux J.M. et al. (2004) “*The equino-varus foot deformity in patients with emiplegia*”. Ann Readapt Med Phys; 47(2): 87-9
9. Perry J. (1992) “*Gait Analysis. Normal and Pathological Function*”. SLACK Incorporated, Thorofare, New Jersey
10. Mills K. et al. (2013) “*Biomechanical deviations during level walking associated with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis*”. Arthritis Care & Research DOI; 10.1002/acr.22015
11. Patrick J.H. et al. (2007) “*Gait analysis to assist walking after stroke*”. Lancet; 369: 256-7.
12. Keenan M.A. et al. (1990) “*Dynamic electromyography to assess elbow spasticity*”. J Hand Surg; 15: 607-14.
13. Leardini A. et al. (2005) “*Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation*”. Gait and Posture; 21: 212–225
14. Blickhan R. et al. (1993) “*Similarity in multilegged locomotion: Bouncing like a monopode*”. J Comp Physiol A; 173: 509-517
15. Della Croce U. et al. (2005) “*Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics*”. Gait and Posture; 21: 226–237
16. Logica N. “*Monitoraggio MEMS dell’attività motoria per la valutazione funzionale: validazione di strumenti e riconoscimento preliminare di gesti quotidiani*”. Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica presso Il Politecnico di Milano, Anno Accademico 2009-10
17. Hendelman D et al. (2000) “*Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field*”. Med Sci Sports Exerc; 32(Suppl 9): S442-9

18. Fulk G. D. et al. (2011) *“Using Sensors to Measure Activity in People with Stroke”*. Top Stroke Rehabil; 18(6): 746-57
19. Molinari R. *“Sviluppo di un dispositivo basato sull’integrazione di sensori inerziali e visivi per la stima della posa di segmenti corporei durante il movimento”*. Tesi di Laurea magistrale, Anno Accademico 2011-12
20. Fuschillo V.L. *“Stima model-based della cinematica e della dinamica del movimento umano mediante reti di sensori inerziali”*. Tesi di Laurea magistrale, Anno Accademico 2007-2008
21. Mathie M. J. et al. (2004) *“Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement”*. Physiol. Meas. 25 R1–R20 PII: S0967-3334(04)70442-6
22. Yang C. C. et al. (2010) *“A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring”*. Sensors, 10, 7772-7788; doi:10.3390/s100807772
23. Chen K. Y. et al. (2005) *“The Technology of Accelerometry-Based Activity Monitors: Current and Future”*. Med. Sci. Sports Exerc., Vol. 37, No. 11(Suppl), pp. S490–S500
24. Bouten C. V. et al. (1994) *“Assessment of Energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer”*. Med. Sci. Sports Exerc., Vol. 26, No. 12, pp. 1516-1523
25. Bouten C. V. et al. (1997) *“A Triaxial Accelerometer and Portable Data Processing Unit for the Assessment of Daily Physical Activity”*. IEEE Transactions on biomedical engineering, Vol. 44, No. 3
26. Mathie M. J. et al. (2004) *“Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer”*. Med. Biol. Eng. Comput., 42: 679-687
27. Yang C. C. et al. (2009) *“Development of a wearable motion detector for telemonitoring and real-time identification of physical activity”*. Telemed J E Health.; 15(1): 62-72. doi: 10.1089/tmj.2008.0060
28. Henriksen M. et al. (2004) *“Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis”*. Gait and Posture 19: 288–297
29. Moe-Nilssen R. et al. (2004) *“Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry”*. Journal of Biomechanics; 37: 121–126
30. Moe-Nilssen R. (1998) *“Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking”*. Arch Phys Med Rehabil; 79: 1377-1385
31. Ruth E. et al. (2002) *“Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer”*. Gait and Posture; 16: 55–59
32. Williams G. et al. (1998) *“A Smart Fall & Activity Monitor For Telecare”*. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 20, No 3
33. Lindemann U. et al. (2005) *“Evaluation of a fall detector based on accelerometers: a pilot study”*. Med. Biol. Eng. Comput.; 43: 548-551

34. Uswatte G. et al. (2005) “*Ambulatory monitoring of arm movement using accelerometry: an objective measure of upper extremity rehabilitation in persons with chronic stroke*”. Arch Phys Med Rehabil; 86: 1498-501
35. Uswatte G. et al. (2000) “*Objective Measurement of Functional Upper-Extremity Movement Using Accelerometer Recordings Transformed With a Threshold Filter*”. Stroke; 31: 662-667
36. Hodt-Billington C. et al. (2008) “*Should trunk movement or footfall parameters quantify gait asymmetry in chronic stroke patients?*”. Gait & Posture; 27: 552–558
37. Michael K. M. et al. (2005) “*Reduced ambulatory activity after stroke: the role of balance, gait, and cardiovascular fitness*”. Arch Phys Med Rehabil; 86: 1552-6
38. Haeuber E. et al. (2004) “*Accelerometer monitoring of home and community-based ambulatory activity after stroke*”. Arch Phys Med Rehabil; 85: 1997-2001
39. Gebruers N. et al. (2010) “*Monitoring of physical activity after stroke: a systematic review of accelerometry-based measures*”. Arch Phys Med Rehabil; 91: 288-97
40. Saremi K. et al. (2006) “*Reliability and validity of bilateral thigh and foot accelerometry measures of walking in healthy and hemiparetic subjects*”. Neurorehabil Neural Repair; 20: 297–305
41. Hester T. et al. (2006) “*Identification of Tasks Performed by Stroke Patients Using a Mobility Assistive Device*”. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA
42. Calautti C. et al. (2006) “*Quantification of index tapping regularity after stroke with tri-axial accelerometry*”. Brain Research Bulletin; 70: 1–7
43. Esquenazi A. et al. (2004) “*Evaluation and management of spastic gait in patients with traumatic brain injury*”. J. Head Trauma Rehabil; 19: 109-18
44. Perry J. (1993) “*Determinants of muscles function in the spastic lower extremity*”. Clin.Orthop; 288: 10-26
45. Lelievre J. (1985) “*Manuale di Patologia del piede*”. Elsevier Masson
46. Renzenbrink G.J. et al. (2012) “*Improving walking capacity by surgical correction of equinovarus foot deformity in adult patients with stroke or traumatic brain injury: a systematic review*”. J Rehabil Med; 44(8): 614-23
47. Kamath A.F. et al. (2009) “*Surgical Technique for the Correction of Adult Spastic Equinovarus Foot*”. J Foot and Ankle Surgery; 8 (4): 160-7
48. Giannotti E. et al. (2016) “*Early rehabilitation treatment combined with equinovarus foot deformity surgical correction in stroke patients: safety and changes in gait parameters*”. Eur J Phys Rehabil Med; 52(3): 296-303
49. Mehrholz J. et al. (2007) “*Predictive validity and responsiveness of the functional ambulation category in hemiparetic patients after stroke*”. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation; 88(10): 1314-9

50. Perry J. et al. (1995) "*Classification of Walking Handicap in the Stroke Population*". Stroke; 26: 982-9
51. Davis R. B. et al. (1991) "*A gait analysis data collection and reduction technique*". Hum Mov Sci; 10: 575-87
52. Perry J. et al. (1978) "*Electromyographic analysis of equinovarus following stroke*". Clin Orthop; 131: 47- 53
53. Zijlstra W. et al. (2003) "*Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking*". Gait Posture; 18(2): 1-10
54. Merlo A. et al. (2013) "*Upper limb evaluation with robotic exoskeleton. Normative value for indices of accuracy, speed and smoothness*". Neurorehabilitation; 33 (4): 523-30
55. Keenan M.A. et al. (1984) "*Surgical correction of spastic equinovarus deformity in the adult head trauma patient*". Foot Ankle; 5: 35-41
56. Woolley S. M. (2001) "*Characteristics of gait in hemiplegia*". Top Stroke Rehabil; 7(4): 1-18
57. Weerdesteyn V. et al. (2008) "*Falls in individuals with stroke*". J Rehabil Res Dev; 45: 1195-213
58. Deltombe T. Et al. (2007) "*The treatment of spastic equinovarus foot after stroke*". Crit RevPhys Rehabil Med; 19: 195–211
59. Carda S. et al. (2009) "*Gait changes after tendon functional surgery for equinovarus foot in patients with stroke: assessment of temporo-spatial, kinetic, and kinematic parameters in 177 patients*". Am J Phys Med Rehabil; 88(4): 292-301
60. Keenan M. A. et al. (1999) "*Improving calf muscle strength in patients with spastic equinovarus deformity by transfer of the long toe flexors to the os calcis*". J Head Trauma Rehabil; 14(2): 163-75
61. Morita S. et al. (1998) "*Tendon transfer for equinovarus deformed foot caused by cerebrovascular disease*". Clin Orthop Relat Res; (350): 166-73
62. Botte M. J. et al. (2000) "*Surgical reconstruction of acquired spastic foot and ankle deformity*". Foot Ankle Clin; 5(2): 381- 416
63. Grimes D. A. et al. (2002) "*Descriptive studies: What they can and cannot do*". Lancet; 359: 145-9
64. Benedetti M. G. et al. (2013) "*Inter-laboratory consistency of gait analysis measurements*". Gait Posture; 38(4): 934-9
65. Coluccini M. et al. (2004) "*Ripetibilita' inter-operatore delle misure di gait analysis: confronto dei risultati tra operatori di diversi Laboratori italiani*". Atti di Congresso SIAMOC 2004.
66. Yavuzer G. et al. (2008) "*Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke*". Gait Posture; 27: 31-5

67. Fuller D. A. et al. (2002) "*The impact of instrumented gait analysis on surgical planning: treatment of spastic equinovarus deformity of the foot and ankle*". *Foot Ankle Int*; 23: 238-43
68. Wren T. A. et al. (2011) "*Influence of gait analysis on decision-making for lower extremity orthopaedic surgery: baseline data from a randomized controlled trial*". *Gait Posture*; 34: 364-9

Allegati

Tabella 1. Deviazioni muscolari all'EMG

Deviazioni	Definizione
<u>Prematura</u>	Attività EMG iniziata prima dell'onset dell'attività normale.
<u>Prolungata</u>	Attività continua oltre la cessazione dell'attività normale.
<u>Continua</u>	Attività EMG non interrotta per il 90% o più del ciclo del cammino.
<u>Accorciato</u>	Precoce termine dell'attività EMG.
<u>Ritardata</u>	Insorgenza di attività EMG in ritardo rispetto alla norma.
<u>Assente</u>	Attività EMG insufficiente in durata e in ampiezza.
<u>Fuori fase</u>	Attivazione EMG presente nella fase di swing o di stance opposta a quella normale.

Tabella 2. Scala FAC (Functional Ambulation Classification)

GRADO	CATEGORIE	DEFINIZIONE
0	Cammino non funzionale	Il soggetto non è in grado di camminare, deambula solo tra le parallele o richiede supervisione o assistenza fisica di più di una persona per deambulare fuori dalle parallele.
1	Cammino dipendente da assistenza fisica (Livello 2)	Il soggetto richiede assistenza fisica di non più di una persona con contatto continuo su superficie piana per sostenere il paziente e controllare l'equilibrio e la coordinazione
2	Cammino dipendente da assistenza fisica (Livello 1)	Il soggetto richiede assistenza fisica di non più di una persona su superfici piane con contatto intermittente o leggero, per assistere il paziente nel controllo dell'equilibrio e della coordinazione
3	Dipendente da supervisione	Il soggetto può deambulare senza contatto fisico su superfici piane. Necessita della sola supervisione di non più di una persona per consigli e sulla coordinazione e l'affaticamento
4	Dipendente dalla superficie	Il soggetto può deambulare autonomamente su superfici piane, mentre necessita di supervisione o assistenza fisica su superfici non piane, piani inclinati o scale.
5	Indipendente	Il soggetto è indipendente su tutte le superfici e scale

Tabella 3. WHS (Walking Handicap Scale)

Walking Handicap Scale(WHS)	
	Punteggio
Cammino fisiologico: cammino solo come esercizio	1
Cammino limitato a casa: cammino solo in attività domestiche, può richiedere assistenza ne camminare, usa di norma la carrozzina	2
Cammino non limitato a casa: cammino in attività domiciliari, non usa la carrozzina, ma trova difficoltà nelle scale e nei terreni instabili, non è capace di lasciare la casa da solo	3
Cammino molto limitato in ambito sociale: entra ed esce di casa indipendentemente, può salire e scendere dal marciapiede, sale scale con corrimano e non ripide, non richiede aiuto in casa, è abbastanza indipendente in luoghi protetti ma richiede aiuto in attività di basso impiego	4
Cammino mediamente limitato in ambito sociale: indipendente nell'eseguire le scale, esegue tutte le attività sociali, non impegnative, senza la carrozzina. È indipendente in luoghi pubblici non affollati ed è indipendente in almeno due attività sociali non impegnative	5
Cammino non limitato in ambito sociale: indipendente in tutte le attività, su terreni sconnessi, in luoghi affollati, mostra una completa indipendenza in luoghi pubblici	6

Tabella 4. Report fornito da G-Studio tramite elaborazione dei dati acquisiti da accelerometro.

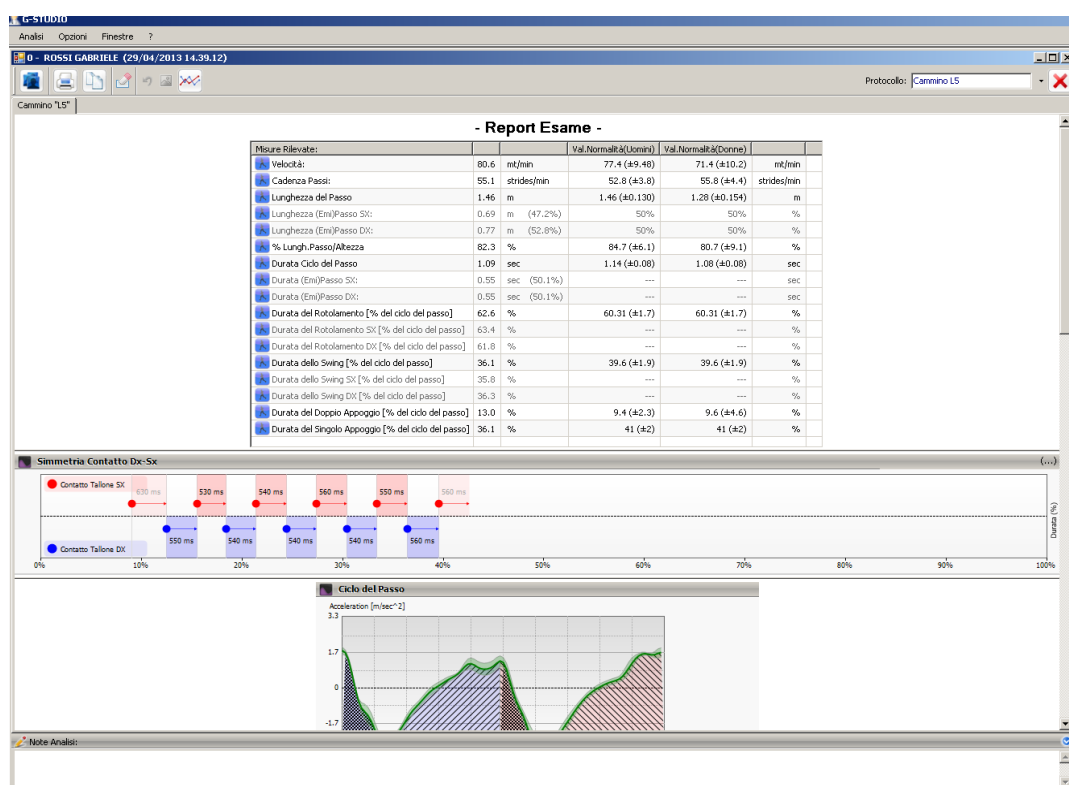


Tabella 5. Obiettivi del trattamento riabilitativo per il paziente operato di PEV

Obiettivi Trattamento Riabilitativo Precoce	
Obiettivi a Breve Termine (10 gg)	Cura della ferita chirurgica
	Riduzione del dolore
	Riduzione dell'edema
	Favorire il recupero del ROM articolare;
	Miglioramento dell'allineamento e del controllo posturale
	Rinforzo della muscolatura deficitaria
	Rieducazione precoce al carico
	Raggiungimento e mantenimento della stazione eretta
	Prevenzione da retrazioni e ulteriori complicanze
	Avvio alla deambulazione con ortesi (Walkboot) e sostegno del terapeuta o tramite un eventuale ausilio
Obiettivi a Medio Termine (20 gg)	Cura della cicatrice chirurgica
	Ricerca di una miglior simmetrizzazione del carico in statica e in dinamica
	Correzione di eventuali compensi
	Rieducazione alla deambulazione
	Riduzione carico assistenziale
	Miglioramento delle reazioni d'equilibrio statico e dinamico
Obiettivi a Lungo Termine (30gg)	Rimozione Ortesi/Ausili
	Aumento della resistenza allo sforzo
	Miglioramento qualitativo della deambulazione
	Educazione dei familiari/caregiver alla cura del paziente e ad eventuale utilizzo di ausili

Tabella 6. Caratteristiche generali popolazione

Pazienti	Età	Sesso	Tempo evento – intervento (anni)	Eziologia Ictus	Lateralità PEV
1	36	F	2	Ischemico	Dx
2	49	F	4	Ischemico	Sn
3	52	M	4	Ischemico	Dx
4	74	M	8	Ischemico	Sn
5	43	M	3	Ischemico	Dx
6	62	M	6	Ischemico	Sn
7	66	M	7	Emorragico	Sn
8	59	M	2	Ischemico	Dx
9	58	F	3	Emorragico	Sn
10	35	M	10	Emorragico	Sn
11	29	F	5	Emorragico	Dx
12	66	M	2	Ischemico	Dx
13	66	F	6	Ischemico	Sn
14	74	F	7	Emorragico	Dx
15	67	F	11	Ischemico	Dx
16	47	M	4	Emorragico	Dx
17	52	M	19	Emorragico	Sn
18	74	M	2	Emorragico	Sn
19	69	M	2	Emorragico	Sn
20	52	F	2	Ischemico	Sn
21	59	M	2	Ischemico	Dx
22	45	F	3	Ischemico	Dx
23	55	M	3	Emorragico	Dx
24	36	F	2	Emorragico	Sn
	Età	Sesso	Tempo evento – intervento (anni)	Eziologia Ictus	Lateralità PEV
Tot		F: 9		Ischemica: 13	Dx: 12
		M: 15		Emorragica: 11	Sn: 12
Media ± DS	55 ± 13		5 ± 4		
Mediana	57		3.0		
Min	29		2		
Max	74		19		

Tabella 7. Interventi chirurgici effettuati nei pazienti

N. pazienti	Intervento chirurgico
6	Allungamento tendine d'Achille (ATA), tenotomia FDL e FHL, SPLATT
6	ATA, tenotomia FDL e FHL
5	ATA, tenotomia FDL e FHL, SPLATT, transfer FHL pro-DF
3	ATA, tenotomia FDL e FHL, transfer FHL pro-DF
2	ATA, tenotomia FDL e FHL, SPLATT, transfer EHL pro-DF
1	ATA, tenotomia FDL e FHL, transfer EHL pro-DF
1	ATA, tenotomia FDL e FHL, transfer EHL pro-DF, transfer FHL pro-DF

Tabella 8. Risultati della valutazione clinica pre-intervento e follow-up T1, T2 e T3.

* Significatività statistica con $p < 0,05$

		Pre-intervento chirurgico (T0)	1 mese (T1)	3 mesi (T2)	12 mesi (T3)
VNS	<i>Mediana</i>	7	3	3.5	4
	<i>Min</i>	4	1	3	3
	<i>Max</i>	9	8	4	7
FAC	<i>Mediana</i>	4	4 *	5 *	5 *
	<i>Min</i>	2	3	3	3
	<i>Max</i>	5	5	5	5
WHS	<i>Mediana</i>	4	5	5 *	5 *
	<i>Min</i>	2	3	3	3
	<i>Max</i>	6	6	6	6
CGIC	<i>Mediana</i>		2	2.5	3
	<i>Min</i>		1	1	1
	<i>Max</i>		3	5	5

Tabella 9. Parametri spazio-temporali. * Significatività statistica per $p < 0.05$

		T0	T1	T2	T3
Abilità Cammino					
<i>Velocità</i>	Mediana	18	19	21 *	23 *
	IQR	15	15	15	16
<i>Cadenza</i>	Mediana	67	71	78 *	76 *
	IQR	22	26	26	17
<i>Lunghezza passo Lato Patologico</i>	Mediana	509	609	660 *	712 *
	IQR	334	248	297	382
Equilibrio Cammino					
<i>Larghezza Passo</i>	Mediana	231	194 *	210 *	206
	IQR	47	46	52	49

Tabella 10. Valori massimi relativi alla mediana e al Range Interquartile della DF al contatto iniziale, nella fase di stance e di swing.

Variabile	T0		T1		T2		T3	
	Mediana	IQR	Mediana	IQR	Mediana	IQR	Mediana	IQR
<i>Max DF Caviglia all'IC</i>	-11	14	-4	10	-4	9	-4	5
<i>Max DF Caviglia in Stance</i>	5	9	11	8	11	8	11	9
<i>Max DF Caviglia in Swing</i>	-6	15	3	7	2	11	3	6

Tabella 11. Risultati al Wilcoxon Test della cinematica articolare di caviglia.
 Max: massimo valore registrato in Swing (Sw), Stance (St) o al contatto iniziale (IC).

VARIABILE	pT0-T1	pT0-T2	pT0-T3
Max DF Caviglia all'IC	0.01	0.04	0.03
Max DF Caviglia in St	0.02	0.04	0.03
Max DF Caviglia in Sw	0.00	0.03	0.01

Tabella 12. Risultati del test di Wilcoxon dei dati dell'accelerometro relativi a cadenza, Indice di fluidità con i picchi AP e l'indice di simmetria.

Variabile	Confronto pT0/T1	Confronto pT0/T2	Confronto pT0/T3
<i>Cadenza</i>	0.756	0, 663	1.000
<i>Picchi AP</i>	0.633	0.280	0.489
<i>Indice Simmetria Step</i>	0.678	0.290	0.369

Ringraziamenti

Desidero ricordare tutti coloro che mi hanno sostenuto nella stesura della tesi anche solo con consigli, critiche ed osservazioni: a loro porgo la mia gratitudine, mentre vorrei precisare che a me spetta la responsabilità per ogni possibile errore o imprecisione presente in questa tesi.

Ringrazio anzitutto il Prof. Stefano Masiero nonché Relatore che mi ha permesso con il suo supporto di realizzare, svolgere e completare questa tesi.

Sono profondamente grato alla Dott.ssa Erika Giannotti mio Co-relatore per la sua particolare disponibilità, per i preziosi insegnamenti e per aver contribuito nella stesura della tesi leggendo e discutendo con me le bozze del lavoro.

Ringrazio l'altro Co-relatore il Fisioterapista Davide Mazzoli e il Dott. Andrea Merlo per aver speso del tempo per esaminare ed eventualmente sostenermi nel rielaborare alcuni paragrafi della tesi.

La mia riconoscenza va espressa anche alla struttura Sol et Salus di Torre Pedrera, a tutto il personale, ai collaboratori del Lamb ed ai fisioterapisti, ed in particolare a Davide Casali e Matteo Ferri per avermi seguito durante il tirocinio svolto in funzione della tesi.

Sincera gratitudine va espressa per i miei compagni di corso, in particolare Edoardo, Alessandro e Francesca, e per i miei coinquilini Anna, Gionatan, Damiano e il vecchio Marino per avermi accompagnato e sostenuto in questi tre anni di sforzi ma anche di grandi soddisfazioni, portando alla realizzazione di profonde amicizie.

Ringrazio poi Alessio, Eleonora, Antonio e Giacomo, miei compagni di vita di Riccione; i ragazzi del Kokoro; Valentina del corso di Venezia; Elena e Francesca di Noventa Padovana; Giorgio e i suoi genitori per avermi ospitato il primo anno; il gruppo del Trip Volley e tutti coloro che mi hanno appoggiato in questi tre anni. Senza di voi tutto sarebbe stato più difficile.

Ringrazio Gaetano, il cui supporto è stato essenziale per portare avanti il mio corso di studi, sostenendomi ed appoggiandomi nei momenti del bisogno.

Infine la mia più profonda gratitudine va alla mia famiglia e ai miei genitori Marco e Marisa, senza i quali non sarei mai diventato quello che ora sono.

