UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI MILANO

**CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA**

# STIFF KNEE: ANALISI DELLE VARIABILI CINEMATICHE E PROPOSTA DI UNA NUOVA STRATEGIA RIABILITATIVA

**Tesi di Laurea di:** Cosimo Francesco Durante

**Matricola:** n. 934863

**Relatore:** Prof. Alessandro Crippa

**Correlatore:** Dott.ssa Denise Anastasi

**Anno Accademico** 2020/2021

# INDICE

*1.INTRODUZIONE* ..... *1*

**1.1 PREMESSA** ..... **1**

**1.2 IL CAMMINO FISIOLOGICO** ..... **2**

ASPETTI GENERALI ..... 2

LE FASI DEL CAMMINO FISIOLOGICO ..... 3

**1.2.1 LA FASE DI PRE-SWING** ..... **4**

**1.3 IL CAMMINO DEL PAZIENTE EMIPLEGICO** ..... **5**

L'ICTUS ..... 5

**1.3.1 CAMMINO PATOLOGICO POST ICTUS** ..... **7**

**1.4 LO STIFF KNEE GAIT** ..... **9**

**1.4.1 VALUTAZIONE E TRATTAMENTO** ..... **14**

**1.5 IL BIOFEEDBACK** ..... **17**

**1.6 IPOTESI DI LAVORO** ..... **20**

**1.7 OBIETTIVI DELL'ELABORATO** ..... **21**

*2 MATERIALI E METODI* ..... *21*

**2.1 RECLUTAMENTO DEL CAMPIONE** ..... **22**

**2.1.1 CRITERI DI INCLUSIONE ED ESCLUSIONE** ..... **22**

**2.2 VALUTAZIONE** ..... **22**

CLASSIFICAZIONE ..... 29

**2.3 TRATTAMENTO** ..... **31**

IDEA E SETTING RIABILITATIVO ..... 31

**2.3.1 STRUMENTI UTILIZZATI** ..... **33**

TRAINING PERCETTIVO ..... 35

TRAINING MOTORIO ..... 37

**ANALISI** ..... **39**

**Eliminato:** 32

**Eliminato:** 32

*3 RISULTATI* ..... *39*

**OBIETTIVO 1: caratterizzazione dei soggetti SKG** ..... **40**

DESCRIZIONE DEL CAMPIONE ..... 40

COMPARAZIONE TRA I GRUPPI SKG E NON SKG ..... 41

COMPARAZIONE TRA DIVERSE CATEGORIE ..... 43

**OBIETTIVO 2: Strutturazione dell'intervento riabilitativo** ..... **53**

*4 DISCUSSIONE* ..... *79*

L'ESERCIZIO TERAPEUTICO ..... 88

SKGA ..... 88

BSE ..... 89

ELEVAZIONE PATOLOGICA ..... 90

VAULTING ..... 91

ARRETRAMENTO DEL BACINO ..... 91

CAMMINO FALCIANTE ..... 92

*4.1 LIMITI DELLO STUDIO* ..... *93*

*5 CONCLUSIONI* ..... *93*

*6 BIBLIOGRAFIA* ..... *95*

Eliminato: *40*

Eliminato: 52

Eliminato: *78*

Eliminato: 84

Eliminato: 84

Eliminato: 85

Eliminato: 86

Eliminato: 86

Eliminato: 87

Eliminato: 87

Eliminato: *88*

Eliminato: *89*

Eliminato: *91*

# 1.INTRODUZIONE

## 1.1 PREMESSA

Lo Stiff knee gait è un segno che incide sul cammino di una parte dei pazienti con patologie neurologiche legate a un danno del primo motoneurone, come Stroke, Paralisi Cerebrali Infantili e Sclerosi Multipla. Consiste in una rigidità o nel blocco totale del ginocchio e quindi in una limitata flessione del ginocchio nella fase di oscillazione.

In questa tipologia di pazienti lo SKG ha un forte impatto sulla qualità del cammino, porta il paziente ad attuare compensi dispendiosi a livello energetico, diminuisce la velocità del passo ed è tra le cause di caduta. Solitamente il cammino è tanto compromesso da non permettere ai pazienti di svolgere attività della vita quotidiana, determinando così una riduzione dei livelli di autonomia.

Lo stiffknee è un segno che si può valutare clinicamente osservando il cammino del paziente o attraverso un'analisi strumentale del cammino. Questa permette di analizzare microscopicamente il cammino e di valutare una serie di parametri cinematici, dinamici e spazio-temporali sia sul distretto interessato e quindi la menomazione primaria, che su altri distretti dove possono svilupparsi adattamenti secondari o compensi.

Il trattamento può essere farmacologico, chirurgico e riabilitativo. In ambito farmacologico il trattamento prevede iniezioni intramuscolari eco-guidate di Lidocaina o Tossina Botulinica al fine di ridurre la

spasticità. I gruppi muscolari maggiormente coinvolti sono il Retto Femorale, i muscoli Vasti e il Tricipite Surale. Solitamente le iniezioni vengono associate a trattamenti riabilitativi che mirano alla rieducazione del passo. In ambito chirurgico vengono praticati release muscolotendinei, transfer muscolari e blocchi nervosi. Anche in questo caso l'intento è quello di ridurre la spasticità post lesionale.

In riabilitazione i trattamenti proposti riguardano il rinforzo dei muscoli antagonisti alla rigidità, il training del timing di attivazione della muscolatura responsabile dello schema del passo tramite l'uso di dispositivi a biofeedback elettromiografico, esercizi di stretching, training su treadmill o l'utilizzo di robot per l'arto inferiore. In generale il lavoro del Fisioterapista Mira alla rottura dello schema patologico e la reimpostazione dello schema del passo. Talvolta vengono prescritte delle ortesi come tutori gamba-piede o molle di Codevilla per migliorare la clearance del piede al suolo, aspetto deficitario nei pazienti con SKG e causa di cadute da impaccio al suolo.

## 1.2 IL CAMMINO FISIOLOGICO

### ASPETTI GENERALI

Il cammino soddisfa il bisogno fondamentale dell'individuo di muoversi nello spazio e di spostarsi da un luogo all'altro in base alle proprie necessità; pertanto, risulta l'attività che meglio identifica l'autonomia nella vita di un individuo.

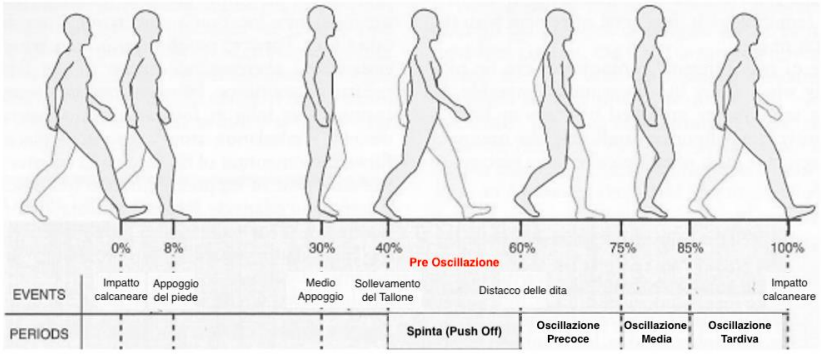
Camminare è il risultato di una serie ciclica di movimenti, si può quindi effettuarne un'analisi dettagliata mediante l'osservazione della sua unità fondamentale: Il ciclo del passo. Viene definito

"passo" l'intervallo di tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede (stride). Se si sta osservando il ciclo del passo destro avremo lo 0% dello stride al contatto iniziale del piede destro (heel strike) e il 100% nello stesso istante del periodo successivo. Il "semi-passo" invece è il tempo che intercorre tra il contatto iniziale di un piede e quello del controlaterale. Il passo è quindi composto da due semi-passi, solitamente simmetrici per lunghezza e tempo.

Dal punto di vista temporale ogni passo può essere suddiviso in una fase di appoggio (stance) in cui il piede è a contatto con il suolo e una fase di oscillazione (swing) in cui il piede è sollevato e avanza rispetto alla sua posizione precedente. La fase di stance può essere ulteriormente suddivisa nella fase di appoggio singolo (single stance) in cui il soggetto è in appoggio monopodalico, in equilibrio su un solo piede, e la fase di doppio appoggio (double support) in cui entrambi piedi sono appoggiati al terreno.

**LE FASI DEL CAMMINO FISIOLOGICO**

*Figura 1: Le fasi del cammino fisiologico, divisione tradizionale*




Secondo Neumann[1]la fase di appoggio può essere suddivisa in cinque istanti e la fase di oscillazione in tre istanti, come riportato in Figura 1.

I deficit del cammino con Stiff Knee si concentrano nelle fasi di pre-

oscillazione e oscillazione: nella fase di pre-oscillazione si preparano le condizioni per permettere l'oscillazione dell'arto deficitario. Diventa rilevante approfondire la fase di pre-oscillazione o pre-swing.[2]

### 1.2.1 LA FASE DI PRE-SWING

L'obiettivo della fase di pre-oscillazione è quello di permettere il trasferimento del carico dall'arto preso in esame al controlaterale e di preparare il posizionamento del piede, del ginocchio e dell'anca in vista dell'oscillazione. All'appoggio del tallone controlaterale il Centro di Massa (CdM) inizia a spostarsi procedendo in senso anteriore e laterale e dall'alto verso il basso. Arrivando dal suo punto più alto e laterale, in fase di pieno appoggio, al 30-35% del ciclo del passo, il CdM si sta abbassando a seguito del rotolamento della tibia sull' astragalo, a livello dell'articolazione tibio-astragalica e dell'iniziale flessione di ginocchio. L'emibacino omolaterale sta avanzando e si trova arretrato rispetto al controlaterale, la pelvi è ruotata di circa 3-4° omolateralmente e sta cominciando l'inversione di tendenza sul piano orizzontale. Sul piano frontale invece l'emibacino omolaterale si abbassa ruotando caudalmente per poi cominciare la risalita fisiologica che porterà il bacino allineato a metà della fase di oscillazione.

Grazie allo sgravo di carico sull'arto in Pre-swing, il ginocchio può cominciare la flessione coadiuvato dalla spinta dei muscoli flessori plantari e Ischiocrurali e aiutato dall'inerzia della risalita del calcagno e della discesa dell'emibacino. Questi due movimenti sono alla base dell'accorciamento del pendolo inferiore, prerequisito indispensabile per poter effettuare la fase di oscillazione senza che il piede tocchi il suolo.

## 1.3 IL CAMMINO DEL PAZIENTE EMIPLEGICO

### L'ICTUS

L'ictus è la terza causa di morte e la causa più comune di disabilità cronica; colpisce le
attività della vita quotidiana e le funzioni cerebrali, come l'integrazione sensori-motoria, il movimento, il cammino, il linguaggio, la vista, l'equilibrio, la propriocezione e l'umore. L'Ictus acuto consiste in una lesione cerebrale che genera la morte neuronale nella sede di lesione (core). Il core è circondato dalla penombra ischemica, una zona peri lesionale in cui i neuroni sono ancora vivi ma sono disfunzionali a causa del flusso sanguigno non ottimale.

Tipicamente, i deficit neurologici migliorano nelle prime settimane o mesi dopo l'evento indice.[3]
Il recupero è variabile, anche tra i pazienti che in fase acuta presentano le stesse manifestazioni cliniche.
La differenza nel recupero può essere attribuita a diversi fattori, quali il riassorbimento dell'edema peri lesionale, la perfusione neuronale dell'area di lesione tramite vasi collaterali (arterie adiacenti, rami anastomotici), le rappresentazioni multiple di una stessa funzione in diverse aree corticali e la presenza di percorsi neurali alternativi nascenti dalla riorganizzazione sinaptica post lesionale.[4]
La comprensione dei meccanismi che stanno alla base del recupero o dell'aggravamento della sintomatologia è fondamentale per supporre delle strategie riabilitative post-ictus.
La "Plasticità Cerebrale" o Neuroplasticità è la capacità dell'encefalo di modificare la propria struttura e le proprie funzionalità a seconda dell'attività dei propri neuroni. In questa funzione si racchiudono tutte le possibili re-organizzazioni del Sistema Nervoso Centrale, quali la

generazione di percorsi funzionalmente omologhi ma anatomicamente diversi da quelli danneggiati, la sinaptogenesi, l'arborizzazione dendritica e il rafforzamento di connessioni sinaptiche "silenziose" funzionalmente corrispondenti ai circuiti danneggiati dalla lesione. [5, 6]
È stato dimostrato che nuove sinapsi si generano poche settimane dopo l'evento indice [7]e che ci sia un potenziamento sinaptico nelle aree peri lesionali[8] e la generazione di nuove fibre nate dallo sprouting dei neuroni sopravvissuti. Lo sprouting è un processo in cui i neuroni peri lesionali sopravvissuti iniziano ad emettere "germogli". In questo modo si ottiene un'espansione del territorio d'azione, così da permettere al neurone di raggiungere nuove terminazioni nervose. [9]

Le fasi immediatamente successive alla lesione sono importanti dal punto di vista riabilitativo, in quanto già a partire da questi momenti bisognerebbe trasmettere molte informazioni di input necessarie a stimolare la neuroplasticità.
La diaschisi è la diminuzione del metabolismo neuronale causato dall'evento indice. Colpisce le zone contigue alla lesione e quelle funzionalmente correlate alla zona lesa e genera la perdita di risposte motorie. [10]
Nei pazienti con scarso (o assente) recupero di controllo motorio dopo un ictus si può notare una notevole riduzione del metabolismo nel relè talamico sensoriale, pertanto risultano compromesse le funzioni del talamo [11, 12]come l'integrazione con le informazioni emozionali in arrivo dal sistema limbico, la partenza nelle attività motorie, l'attivazione dei circuiti talamo-corticali e le funzioni associative inter e intra emisferiche. A questo punto un Feedback sensoriale appropriato diventa essenziale per il recupero delle funzioni motorie perse. [13, 14]
Le cortecce sensoriali e motorie primarie hanno organizzazione simmetrica, in particolare per il controllo di funzioni complesse.

Gruppi di neuroni che sono anatomicamente collegati al sito di lesione adottano progressivamente le funzioni dell'area danneggiata. [15, 16]Nel caso di ictus mono emisferici, la riorganizzazione plastica è in grado di variare i collegamenti inter-emisferici della rappresentazione somatotopica dei due emilati. L'emilato colpito fa dunque riferimento alla stessa porzione di corteccia del controlaterale.
Quelle descritte sono alcune delle modalità che il sistema nervoso centrale utilizza per riorganizzarsi a seguito di un evento lesivo come l'ictus.

### 1.3.1 CAMMINO PATOLOGICO POST ICTUS

In seguito a una lesione cerebrale si possono avere diversi quadri patologici, generalmente caratterizzati da deficit sensoriali, motori e cognitivi. Questi aspetti influiscono negativamente sull'autonomia del paziente e sulle sue abilità residue, ad esempio il cammino**.** [17, 18]L'autonomia nella deambulazione viene riacquistata da gran parte dei pazienti reduci da ictus entro i primi sei mesi dall'evento indice, anche grazie allo sviluppo di compensi e di strategie che coinvolgono la spasticità, ma spesso permangono delle anormalità nello schema del passo. Ogni paziente sviluppa delle sinergie o dei compensi diversi per colmare i suoi deficit, generando un pattern personale del cammino, ma esistono delle caratteristiche e degli schemi patologici comuni nei pazienti post ictus[19, 20].

Nel cammino di pazienti reduci da stroke si evidenzia una diminuzione della velocità e della cadenza del passo rispetto a soggetti sani. [21, 22] Inoltre, il cammino risulta asimmetrico e in base alle strategie compensative adottate si può riscontrare un aumento della larghezza del passo, un'asimmetria tra i due semipassi legata alla riduzione dello spostamento di carico sul lato plegico e/o alla difficoltà di avanzamento

dell'arto plegico. Inoltre, si evidenzia una riduzione della fase di appoggio monopodalico rispetto alle fasi di doppio appoggio.
Le alterazioni macroscopiche che possono essere osservate nel cammino patologico post-ictus sono:

Limitata flessione al ginocchio in fase di assorbimento e nel Pre-swing[23, 24]
Ridotta flessione Anca in fase di Pre-swing [19, 24, 25]
Ridotto ROM [22]
Alterazioni elettromiografiche nei muscoli: Retto Femorale e vasto Intermedio[23, 24] e nel muscolo Soleo [27]
Iperattività dei flessori plantari [23]
Riduzione della produzione di potenza potenze di Anca, Ginocchio e Caviglia[25]
Ridotta Planti-flessione in fase di push off [24, 28]
Riduzione di forza all'arto inferiore [25, 29] ai Flessori d'Anca [19] e ai Flessori Plantari [28]
Riduzione del picco flessorio del ginocchio in fase di oscillazione [23, 27, 29]
Aumentato Momento esterno estensorio al Ginocchio [29]
Riduzione della velocità di flessione del ginocchio [19, 27] e riduzione della velocità di flessione dell'anca [28]
Ridotta velocità di risalita del calcagno [30]
Variazione nella clearance del piede [19, 24]
Aumento dei movimenti verticali e laterali del CdM [23]
Aumento nella Pelvis Obliquity, quindi dei movimenti del bacino sul piano frontale [24, 25, 31, 32]
Aumento nella Hip Abduction e Foot Abduction (movimenti compensativi sul piano frontale di abduzione d'anca e circonduzione d'anca) [32]
Aumento dei movimenti del tronco sul piano frontale e sagittale [25]

Queste alterazioni sono spesso associate o indotte da una riduzione della stenia, da un aumento patologico del tono muscolare, dalla riduzione della percezione dei distretti corporei e dalla spasticità di alcuni gruppi muscoli, tipicamente i Muscoli Retto Femorale, Vasto Mediale e Laterale, Gastrocnemi e Soleo. [25, 29, 33–35]

## 1.4 LO STIFF KNEE GAIT

Lo Stiff Knee Gait (SKG) consiste in una rigidità o nel blocco totale del ginocchio in fase di oscillazione. Sin dai primi studi sull'analisi del cammino patologico si è cercata la causa della rigidità del ginocchio. In un primo momento si credeva che la spasticità del muscolo Retto Femorale fosse la principale causa di questo segno [23, 27]ma, ad oggi, molti studi presentano altre possibili cause di stiff knee. Ad esempio, sembrano esserci delle connessioni tra rigidità del ginocchio e spasticità dei flessori plantari, schema estensorio e debolezza dei muscoli dell'anca. Si può dire quindi, che per poter studiare le cause di un problema al ginocchio sia necessario spostarsi anche sulle articolazioni contigue.
Generalmente è appurato che le cause della mancata flessione del ginocchio vadano ricercate nella fase precedente, il pre-swing. [2]

In uno studio di Wang et al. del 2017 [23]si evidenzia una correlazione tra l'ictus e la diminuzione di flessione al ginocchio sia dell'arto paretico che di quello sano, confrontati con un gruppo di controllo, ipotizzando una connessione tra lo SKG e la contrazione del muscolo Gastrocnemio, considerando che dal lato paretico ha mostrato valori elettromiografici significativamente più bassi rispetto a quelli del lato non paretico. Inoltre, i risultati suggeriscono una coordinazione muscolare semplificata dopo l'ictus, confermando l'ipotesi dell'autore

per cui la coordinazione di più muscoli, piuttosto che la contrazione di un singolo muscolo, sia responsabile della flessione del ginocchio limitata nell'andatura post-ictus.
La flessione di ginocchio risultava diminuita sia in fase iniziale che terminale di oscillazione, evidenziando il ruolo della fase di appoggio terminale nel controllo cinematico del ginocchio. Dunque, la riduzione della propulsione e della velocità di flessione del ginocchio in pre-swing potrebbe comportare una diminuzione della flessione del ginocchio durante l'oscillazione.
In questo studio non è stato riscontrato alcun effetto dell'ictus sull'attivazione del muscolo Retto Femorale sebbene il ginocchio avesse mostrato una flessione del ginocchio significativamente ridotta. Si può dire in conclusione che non sempre vi sia una correlazione diretta tra la spasticità del Retto femorale e lo Stiff Knee. [23]

Altri studi escludono o affiancano la spasticità del Retto Femorale ad altre possibili cause di Stiff Knee. È il caso degli studi di Merlo e Campanini [30, 36]che prendono in considerazione un'inadeguata produzione di potenza della caviglia in fase di push-off e utilizzano la valutazione tramite Gait Analysis per poter differenziare le cause della rigidità del ginocchio e proporre diversi trattamenti in base alla causa primaria. Gli studi di Goldberg et al[19, 27]fanno riferimento al Retto Femorale come uno trai muscoli responsabili dello Stiff Knee. Insieme a questo, infatti, anche altri muscoli dell'arto inferiore possono influenzare la velocità di flessione al ginocchio durante il pre-swing e quindi causarne la rigidità. Goldberg et al escludono la spasticità come unica causa in quanto non hanno apprezzato un netto miglioramento di flessione del ginocchio in soggetti che erano stati sottoposti a transfer del Retto Femorale.
Alcuni autori parlano di una coordinazione anormale nella muscolatura dell'arto inferiore. Come se ci fossero degli schemi patologici acquisiti per cui il timing di attivazione di un muscolo viene

abbinato a quello di un altro, creando delle sinergie non presenti nel cammino fisiologico. Gli studi di Akbas et al sulle sinergie e i compensi[20, 31] concludono sulla presenza, nei pazienti affetti da SKG, di un accoppiamento di attivazione trai muscoli Retto Femorale e Gluteo Medio conseguente ad uno stretch-reflex. La circonduzione dell'Anca sembra dunque non essere un meccanismo di compenso per aumentare la clearance del piede. Akbas conferma invece la relazione tra rigidità del ginocchio e un aumento nella PelvisObliquity, considerando i movimenti di elevazione del bacino sul piano frontale come compensi per aumentare la distanza dal suolo alla punta del piede.
Sullo stesso argomento, Sulzer et al [32], in uno studio su nove pazienti cronici post Ictus e 5 soggetti sani, hanno conclusioni differenti. Forzando l'aumento di flessione del ginocchio, tramite l'uso di un Robot per l'arto inferiore, i pazienti con SKG abbinano all'aumentata flessione del ginocchio un Abduzione dell'anca di 2,5°, mentre nel gruppo di controllo non c'è un compenso d'anca sul piano frontale. Inoltre, in entrambi i gruppi non viene osservato il fenomeno di elevazione di bacino (= PelvisObliquity). Pertanto, secondo gli autori, l'elevazione non corrisponde a un movimento compensatorio.

Apti et al [28]hanno studiato come la debolezza dei muscoli Flessori Plantari del piede possa causare SKG. Mediante lo stretching del Plantiflessori, eseguito su venti soggetti sani, hanno riscontrato una riduzione di forza nei muscoli allungati che causava la diminuzione della velocità di flessione plantare del piede in fase di pre-swing, una minore produzione di potenza della caviglia e un minor momento esterno Plantiflessorio. Nonostante l'aumento del ROM in flessione dorsale, utile per accorciare il pendolo inferiore, le conseguenze dello stretching portano ad una diminuzione della velocità del cammino e ad una minor KVF e dunque allo SKG.

Mazzoli et al [24] hanno eseguito un'elettromiografia ad ago a quarantasei soggetti con SKG per poter valutare l'attività del muscolo Vasto Intermedio durante le fasi terminali di appoggio e nell'oscillazione iniziale. Dai loro risultati, si evince che solo 2 pazienti su 46 hanno un'attività fisiologica di questo muscolo. Per i restanti soggetti si verificano attivazioni premature, prolungate, continue nel tempo, fuori fase o un insieme di queste possibilità. Il VI ha un ventre quattro volte maggiore rispetto al retto femorale e la sua azione estensoria è rilevante. Solitamente non viene preso in considerazione perché è difficile raggiungerlo tramite elettromiografia di superfice, ma i risultati di questo studio confermano che anche la valutazione dell'attività di questo muscolo andrebbe valutata ai fini di una migliore comprensione della fisiopatologia dello SKG.

Lo studio di Reinbolt et al [37]valuta come un'attivazione alterata del Retto Femorale in Pre-swing possa generare una ridotta flessione del ginocchio nella fase di oscillazione. Secondo l'autore, si ottiene una maggiore flessione del ginocchio se si interviene sull'attività spastica del retto in fase di pre-swing. Come detto nei capitoli precedenti la fase precedente all'oscillazione è fondamentale per la preparazione dell'arto inferiore.

Gli studi di De Quervain[25] effettuati su diciotto pazienti con SKG a una settimana dal recupero di un cammino funzionale mostrano come in questo periodo la debolezza muscolare predomini sul grado di spasticità, sul controllo dell'equilibrio e sull'attività muscolare fasica. Inoltre, denotano come la velocità sia estremamente ridotta e di come all'aumentare di questa diminuiscano i compensi di bacino, tronco e arto superiore messi in atto dai pazienti per poter sopperire ai deficit dell'arto plegico.

Nel 1995 Lage et al si sono occupati dell'influenza dello SKG sulle altre articolazioni dell'arto inferiore omolateralmente e controlateralmente alla rigidità. Effettuando uno studio su sette soggetti sani, hanno concluso che bloccando il ginocchio a -10°, 0° e 20° le forze agenti

sull'anca e sulla caviglia omolaterale possono provocare Osteoartrite o Infortuni biomeccanici. [38]

Kerrigan et al si sono occupati della biomeccanica dell'arto sano [17, 18] e della cinematica delle articolazioni dell'arto affetto. In media, in confronto a soggetti sani, lo sforzo fisico eccessivo ed il rischio di lesioni biomeccaniche sono minimi. Data l'alta variabilità nei pazienti affetti da SKG, gli autori concludono che in una fase valutativa sarebbe corretto inserire anche l'arto non affetto per poter escludere possibili patologie da sovraccarico. Per quanto concerne le variabili cinematiche e dinamiche si è riscontrato una significativa riduzione del picco di flessione al ginocchio e della potenza di assorbimento, una diminuzione di generazione di potenza alla caviglia, un aumentato momento esterno estensorio all'anca e un aumento della generazione di potenza all'anca in risposta al carico. In fase di Mid-stance, un momento estensorio al ginocchio e un aumento del momento dorsiflessorio della caviglia e della potenza di assorbimento della caviglia in stance.

Gli studi di Lewek et al [39] sul dispendio energetico del cammino con SKG, condotti su un gruppo di 20 soggetti sani hanno dimostrato che alla velocità media di 1,25 m/sec il costo energetico di un cammino SKG, imposto tramite un tutore limitante la flessione a 0°, aumenta del 17% rispetto al gruppo di controllo. Se il cammino SKG viene ottenuto mediante l'elettrostimolazione del muscolo Quadricipite questa percentuale si porta al 37% in più rispetto al gruppo di controllo. In merito gli autori hanno concluso che l'aumento del dispendio energetico nel cammino SKG è dovuto sia alle limitazioni biomeccaniche e ai compensi attuati che alla contrazione spastica del Quadricipite Femorale.

In un altro studio sul dispendio energetico [40], si è osservato come un trattamento realizzato su treadmill mirato alla diminuzione degli spostamenti del CdM e all'abbassamento del CdM verticale portino ad

una riduzione del dispendio energetico del cammino e in abbinamento ad un aumento del picco di flessione massima del ginocchio.

### 1.4.1 VALUTAZIONE E TRATTAMENTO

**VALUTAZIONE**

Lo Stiff Knee è un segno valutabile clinicamente tramite l'osservazione del cammino del paziente. In base al grado di severità può essere più o meno osservabile chiedendo al paziente di camminare e osservandolo sul piano frontale e sagittale.
Un metodo strumentale più oggettivo è l'analisi del cammino con sistema optoelettronico. Grazie alla presenza di marker sui fulcri articolari e sui segmenti ossei, il sistema è in grado di calcolare le posizioni reciproche dei segmenti nello spazio.
Nel caso di uno Stiff +Knee causato da una debolezza o da una spasticità muscolare è utile associare l'analisi elettromiografica dei muscoli interessati. Per quanto riguarda la muscolatura spastica invece, esistono diverse scale di valutazione per poter categorizzare il grado di spasticità. Alcuni esempi sono: Ashworth Modified Scale, Tardieu Modified Scale, Nrs Scale, Ely's test, Tone Assesment Scale, Spasm severity scale.[41]

**TRATTAMENTO**

**Tenotomia o Transfer del Retto Femorale**
Storicamente la spasticità del retto femorale è stata considerata la principale causa di questo disturbo. Pertanto, qualora si riscontrasse una contrazione prolungata nel tempo, veniva proposto il trattamento chirurgico ortopedico di Tenotomia del ventre muscolare. L'operazione prevede l'incisione del tendine del Retto Femorale a livello prossimale,

circa 3 cm al di sotto dell'origine sulla Spina Iliaca antero-superiore. Mediamente si riscontravano dei miglioramenti nella flessione del ginocchio, al tempo stesso il muscolo, tagliato nella sua parte prossimale si indeboliva, soprattutto nell'azione sull'anca. Con il progresso scientifico si è passati alla Trasposizione del muscolo anziché la resezione. In questo modo si va a cambiare l'azione del muscolo solo a livello distale.[27, 28] Il Retto diventa così un flessore del ginocchio. Inoltre, la forza rimane invariata, garantendo una maggior sicurezza per il paziente in fase di appoggio dell'arto e una preservata flessione dell'anca. Solitamente il Transfer interessa il tendine distale, che viene disinserito e accostato all'inserzione dei muscoli Sartorio, Gracile e Semitendinoso a livello della "Zampa d'oca". In fase di valutazione, nel caso di un'attività spastica del Vasto Intermedio, si era soliti procedere con gli stessi interventi chirurgici. In questo caso, la resezione viene fatta in senso longitudinale sopra la Patella. Un'alternativa può essere l'allungamento dei muscoli Vasti.
Secondo gli studi di Goldberg et all. [19, 27]questi interventi non hanno degli outcome significativi sul picco di flessione del ginocchio e vengono descritti come inconcludenti.

**Tossina Botulinica**

La tossina botulinica è uno strumento abbastanza recente in riabilitazione, usato per contrastare la spasticità muscolare in pazienti con patologie che agiscono sulla muscolatura striata. Nel caso dello Stiff Knee, la tossina viene usata per la spasticità del muscolo Quadricipite, ma potrebbe essere utilizzata anche per tutti i muscoli che si attivano in sinergie spastiche di compenso. Solitamente l'iniezione è distribuita tra il Retto Femorale e i Vasti se coattivi in fase di oscillazione. [27] Un altro muscolo interessato dall'iniezione potrebbe essere il tricipite surale, in quei casi di equinismo del piede, che generano problemi di clearance. Sebbene si riscontri una riduzione della spasticità e quindi un aumento nei movimenti passivi o che sfruttano l'inerzia del cammino, iniettare la tossina significa perdere

l'azione attiva di un gruppo muscolare. È stato verificato che in pazienti con Stiff Knee l'impiego della tossina botulinica porta a risultati più soddisfacenti e prolungati nel tempo se abbinata al trattamento fisioterapico.

**Trattamento Fisioterapico**

Nel seguente capitolo si illustrano i tipi di trattamento per pazienti post ictus presenti in letteratura. È fondamentale ricordare che più del 50% di questi pazienti può riscontrare il segno di SKG; dunque, il trattamento standard per pazienti emiplegici include un lavoro mirato alla riduzione del deficit dell'arto inferiore che necessariamente include il segno di SKG.
Il trattamento fisioterapico può spaziare in base alla fase in cui si trova il paziente e ai deficit specifici riscontrati in fase di valutazione. Solitamente, in fase acuta si propongono trattamenti mirati al recupero percettivo e alla strutturazione dell'immagine motoria. Questi trattamenti si basano sull'immaginazione del movimento con confronto tra l'arto affetto e quello sano o sul riconoscimento posizionale o cinestesico di un segmento corporeo. La riproduzione di movimenti è l'ultimo stadio di questo tipo di trattamento. Se svolto precocemente può avere influenze positive sul recupero del cammino, sulla diminuzione della spasticità, sull'equilibrio e sulla gestione motoria dell'arto inferiore.[42]
Altri trattamenti per l'arto inferiore sono la mirror teraphy per la gamba paretica, la tecnica del sovraccarico degli arti con pesi esterni, l'utilizzo del biofeedback, il training del passo con o senza ortesi, la mobilizzazione passiva manuale, esercizi di movimento della gamba paretica e la terapia ad ultrasuoni.
Il un recente studio sono stati valutati i trattamenti più utilizzati in campo fisioterapico per migliorare le abilità motorie ed il cammino in pazienti reduci da ictus.[43]

Il training dell'equilibrio statico con o senza l'utilizzo di feedback eseguito su una pedana stabilometrica con sensori di forza e del CdP hanno dato risultati positivi per il controllo posturale ma non significativi miglioramenti riguardanti la velocità del cammino, la lunghezza del passo, il controllo della spasticità e l'equilibrio dinamico.
Il training dell'equilibrio con dual task ha dato risultati positivi per il mantenimento dell'equilibrio e la gestione del CdM ma sono stati trovati risultati non significativi per la velocità dell'andatura, la diminuzione del rischio di caduta e l'impatto sulla qualità di vita.
L'allenamento su tapis roulant con sgravio del peso corporeo ha dato risultati positivi per la velocità di andatura e per la distanza percorribile. Non sono stati evidenziati risultati positivi riguardanti la funzione motoria dell'arto paretico, la velocità massima del cammino, il dispendio energetico e la qualità della vita.
Il trattamento basato sull'utilizzo di un esoscheletro elettromeccanico con o senza elettrostimolazione muscolare ha dato dei risultati significativi riguardo la velocità massima di andatura, la distanza percorsa autonomamente, l'equilibrio, la qualità del cammino e una migliore gestione nelle Adl.
L'uso di un treadmill senza sgravio del peso ha dato dei risultati significativi sulla velocità del cammino, e la larghezza del passo.
Altre tipologie di trattamento possono essere il training del passo su superfici all'aperto, l'utilizzo della realtà virtuale, l'esercizio in acqua, l'elettrostimolazione dell'arto paretico e il training del cammino con biofeedback elettromiografico.

## 1.5 IL BIOFEEDBACK

Gran parte dei soggetti post-stroke raggiunge la stazione eretta e deambula autonomamente, spesso però la qualità del cammino è

scarsa e distante dal cammino fisiologico. Da qui la necessità di elaborare un percorso che parta dai primi schemi di movimento e ne garantisca la corretta esecuzione. In una fase iniziale, il riapprendimento di una funzione motoria è gestito a livello cosciente e cognitivo dal paziente. In queste prime fasi il Biofeedback occupa un ruolo fondamentale e di grande aiuto nella percezione di movimento e nell'acquisizione del gesto da parte del paziente. A seguire il compito appreso passa ad un livello più incosciente e automatizzato, è quindi utile inserire dei compiti secondari funzionali che portino l'attenzione lontana dal compito primario. In questo modo il paziente interiorizza i gesti e le sequenze di movimento correttamente, fattore che gli permetterà di eseguirli in diversi ambiti senza dovervisi concentrare e senza movimenti accessori di compenso, dispendiosi a livello energetico.
Nei pazienti che in fase cronica presentano schemi patologici, risulta più difficile ottenere dei cambiamenti nello schema del passo. Questi pazienti hanno interiorizzato e reso automatici dei gesti scorretti. Rompere lo schema patologico è il primo passo verso il riapprendimento di una funzione fisiologica e l'automatizzazione di un gesto corretto.

Il biofeedback (BFB) è un insieme di tecniche che mettono a disposizione del soggetto informazioni aggiuntive accurate e in tempo reale riguardo al compito (feedback estrinseco). Amplifica la percezione del sé e dei propri movimenti nello spazio e facilita l'apprendimento di nuove combinazioni motorie. Si tratta di un controllo retroattivo del movimento, che permette al soggetto di conoscere a posteriori la pulizia del suo movimento, in modo da permetterne l'autocorrezione o la consapevolizzazione. A seconda del tipo di informazione di input usata dal BFB, può essere categorizzato in:

- BFB cinematico inerente i parametri di movimento dei diversi segmenti corporei.

- BFB cinetico quando si usano come input informazioni provenienti dalle forze prodotte durante il movimento.
- BFB elettromiografico quando genera una risposta in base alla contrazione muscolare. Può essere utilizzato per aumentare l'attività di un muscolo ipotonico o flaccido, per diminuire la spasticità di un muscolo o per migliorare il timing di attivazione di un gruppo muscolare.

A seconda della modalità di restituzione dell'output, un feedback può essere suddiviso in:

- Feedback continuo o discontinuo in base alla costanza nella somministrazione
- Feedback concorrente o terminale (summary feedback): nel primo caso l'informazione viene fornita al paziente ogni qualvolta che questo termina l'esecuzione di un gesto. Questo tipo di feedback è molto utile nelle prime fasi dell'apprendimento motorio, in cui il paziente necessita di continui riferimenti sensoriali riguardo all'azione che sta svolgendo. Diventa però limitativo nella fase in cui un gesto deve passare dalla gestione cognitva a quella sottocorticale, automatica. Il feedback terminale viene fornito al termine del compito, subito (immediato) o qualche istante dopo la fine dell'esecuzione (ritardato). Il summary feedback è somministrato al termine di una sessione di esercizio e permette un'autoanalisi e un eventuale confronto con il terapista e dunque la correzione dell'errore.

Sul mercato esistono molti device a biofeedback utili nel trattamento riabilitativo fisioterapico basato sul motor learning. Alcuni esempi possono essere i dispositivi IMU (Inertial Measurement Units), sensori inerziali in grado di rilevare i movimenti di un segmento corporeo nello spazio. Altro esempio sono le pedane stabilometriche, delle piattaforme

con base fissa o oscillante che poggiano su celle di carico in grado di riconoscere le forze impresse sulla piattaforma.
Altra tipologia di strumento è il Kinect, un sistema con telecamere ad alta risoluzione sensibile ai movimenti del corpo umano. Tutti questi device, collegati ad appositi software sono in grado di fornire un Feedback sul movimento di segmenti corporei nel corso di esercizi immersi in un contesto ludico.[44]

## 1.6 IPOTESI DI LAVORO

Nei pazienti con Stiff Knee il pattern patologico si presenta nella fase di pre-swing, in cui solitamente i movimenti di elevazione del bacino, iperestensione del ginocchio e flessione plantare del piede (schema estensorio) non permettono la flessione del ginocchio e l'accorciamento del pendolo inferiore. In Tal modo risulta complicato far avanzare l'arto plegico nella fase di oscillazione e spesso il paziente trova dei modi alternativi, quali la circonduzione dell'anca, il vaulting, l'elevazione del bacino o altri movimenti compensatori del tronco, per produrre una clearance necessaria all'avanzamento dell'arto. L'attività muscolare che genera lo schema estensorio non è controllabile da parte del paziente, in quanto dopo l'ictus, si osserva una compromissione della coordinazione che si manifesta con l'incapacità di attivare selettivamente i muscoli [45]. Questa mancanza di controllo volontario produce un accoppiamento anomalo dei movimenti articolari sul lato plegico e produce co-attivazioni stereotipate di diversi muscoli che ostacola le prestazioni motorie[3, 46–48]. Nell'ambito del presente lavoro ci si è chiesti se sia possibile rompere il pattern motorio patologico in pre-swing, ricercando la caduta fisiologica del bacino omolaterale responsabile di un'aumentata flessione del ginocchio che influisce positivamente sull'indebolimento dello schema estensorio. Inoltre, ci si è chiesti se sia possibile differenziare lo schema patologico

SKG in base alle cause e programmare un percorso riabilitativo costruito “su misura” a partire dal carattere dei compensi o dei deficit del paziente.

## 1.7 OBIETTIVI DELL’ELABORATO

La tesi si pone due obiettivi distinti. In prima istanza analizzare le variabili cinematiche del cammino con SK a partire da un dataset estratto dall’acquisizione di Gait Analysis in pazienti reduci da stroke. L’ intento è quello di caratterizzare i soggetti con SKG rispetto a soggetti post ictus che non presentano questo segno. In aggiunta alle variabili descritte in letteratura, verranno analizzati gli spostamenti sul piano frontale e orizzontale del bacino e le traiettorie del centro di massa.

Il secondo obiettivo è proporre un protocollo riabilitativo sperimentale basato sul Biofeedback e sul controllo dei deficit evidenziati dalla caratterizzazione dei soggetti con SKG.

# 2 MATERIALI E METODI

Questa tesi si divide in un ambito teorico e di elaborazione di dati e un ambito pratico di progettazione di un protocollo riabilitativo. Entrambe le aree sono state sviluppate nel periodo di internato di tesi presso la Fondazione Don Carlo Gnocchi Onlus – I.R.R.C.S. “Santa Maria Nascente” di Milano. In particolare, la parte di analisi del movimento è stata realizzata presso il laboratorio S.A.F.Lo. (Servizio di Analisi della Funzione Locomotoria) in collaborazione con il laboratorio di ricerca

LaRiCE - Laboratorio di Ricerca Cammino ed Equilibrio.

## 2.1 RECLUTAMENTO DEL CAMPIONE

La fase iniziale del nostro elaborato prevede la creazione e l'analisi di un Dataset costruito utilizzando un archivio di pazienti con diagnosi di Ictus e di soggetti sani che hanno effettuato un'analisi del cammino presso il laboratorio S.A.F.Lo.

### 2.1.1 CRITERI DI INCLUSIONE ED ESCLUSIONE

I requisiti di inclusione all'interno del Dataset per il campione di Pazienti) sono stati:

- Età superiore a 18 anni
- Diagnosi di stroke
- Capacità di camminare per almeno 10 m con o senza ausili
- Capacità di controllo del capo e del tronco
- Capacità di mantenere l'equilibrio statico senza appoggi

Sono stati, invece, esclusi dal Dataset:

- Presenza di comorbilità neurologiche e/o ortopediche tali da influire sulla deambulazione

## 2.2 VALUTAZIONE

#### GAIT ANALYSIS

L'analisi del cammino permette di raccogliere informazioni riguardo le caratteristiche posturali, cinematiche e dinamiche del cammino. Si tratta di un sistema molto preciso e non invasivo che permette di

estrapolare dati sulla posizione relativa ed assoluta dei segmenti nello spazio, sullo spostamento del CdM e del CdP, sulle forze generate dall'interazione con l'ambiente, sui momenti e le potenze generate dalla forza muscolare prodotta.

I dati osservabili sono di diverse tipologie:

- Dati cinematici: posizione nello spazio, velocità e accelerazione del corpo nella sua totalità e dei segmenti corporei. Questo tipo di dati è ottenibile grazie al sistema Optoelettronico Motion Capture.
- Dati dinamici: forze, momenti, potenze ottenibili con l'utilizzo di un sistema a quattro pedane di forza.

Le valutazioni sono state eseguite presso il laboratorio S.A.F.Lo mediante un sistema stereo-fotogrammatico BTS SMART-D (BTS, Garbagnate Milanese) e un sistema a quattro pedane con trasduttori di caricoKistler (Winterthur, Svizzera) disposte in due coppie in senso longitudinale. Il sistema BTS è di tipo optoelettronico e prevede l'utilizzo di telecamere digitali a infrarossi in grado di rilevare le posizioni successive nelle tre dimensioni di Marker a polvere d'argento posti su specifici punti di repere sul paziente. Inoltre, un software è in grado di ricreare l'immagine in tre dimensioni, la disposizione dei segmenti nello spazio e di valutare gli spostamenti e i dati cinematici.

All'interno del laboratorio ci sono nove telecamere in grado di rilevare la luce di lunghezze d'onda comprese tra lo spettro visibile e l'infrarosso. Affinché un marker possa essere localizzato, deve essere inquadrato simultaneamente da almeno due telecamere. Aumentando il numero di telecamere è possibile aumentare il livello di precisione del sistema e di evitare errori di allineamento multiplo delle telecamere. I marcatori utilizzati per le acquisizioni sono costituiti da una base piatta in plastica e da una parte sferica ricoperta da polvere argentata

che riflette la luce infrarossa emessa da una sorgente esterna. I marker sono posizionati sul paziente tramite bi-adesivo a seconda del protocollo di calibrazione scelto.

I trasduttori di carico sono in grado di rilevare le forze di interazione tra il soggetto e l'ambiente, più precisamente le forze di reazione vincolare generate dal carico impattante al suolo per tutto il ciclo del passo. Nel laboratorio sono presenti quattro pedane dinamometriche, costituite da una piastra metallica 60 x 40 cm e spessore di 4 cm. Ogni pedana è sostenuta da quattro celle di carico che risentono della variazione Piezoelettrica dei materiali contenuti al proprio interno. In base alle variazioni elettriche generate dal carico si possono valutare le componenti della forza di reazione vincolare al terreno e lo spostamento del Centro di Pressione del piede.

Per la markerizzazione è stato utilizzato il modello LAMB che prevede l'utilizzo di 37 marker, di cui 8 utilizzati solo per la calibrazione (in rosso in Fig.2), disposti secondo lo schema mostrato in Figura.

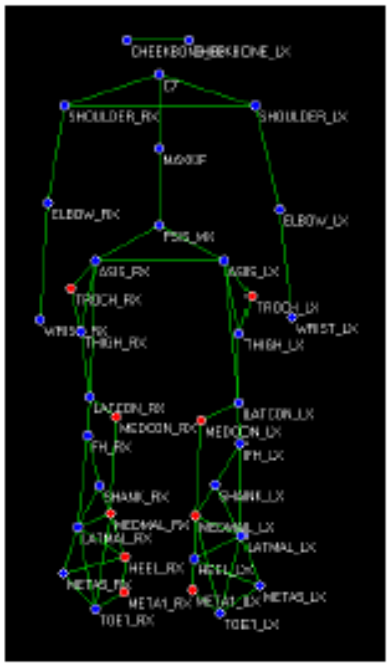



*Figura 2*

È stato chiesto ai soggetti di camminare alla propria velocità spontanea seguendo una traiettoria che imponesse il passaggio spontaneo sulle pedane di forza. Sono state ripetute diverse prove per ogni paziente per un numero, in media, superiore a cinque. Successivamente i dati sono stati elaborati dapprima con il software BTS per la ricostruzione del modello 3D in cui, a partire dalla posizione dei marker nello spazio, vengono calcolati gli assi di rotazione di ogni articolazione e dunque la posizione dei segmenti corporei nello spazio. Le fasi del passo vengono identificate dall'operatore a posteriori, quindi il software genera un report contenente i grafici relativi a ROM, momento, e potenza di ogni articolazione, gli spostamenti del COM, i parametri spazio-temporali del cammino, i movimenti del tronco e del bacino sui tre piani di movimento, i movimenti del piede, della Tibia e del Femore, la reazione vincolare del terreno e l'avanzamento del COP. Mostra inoltre, un

tracciato del cammino e i movimenti del bacino sul piano orizzontale.

I dati provenienti dall'analisi del cammino sono stati successivamente elaborati con il software Matlabed estratti per la creazione deldataset. Di ogni prova sono stati analizzati entrambi gli arti inferiori.

**VARIABILI CALCOLATE**

Per ognuno dei soggetti è stata calcolata la media delle prove ed è stata estratta una stringa contenente le informazioni antropometriche, e i valori relativi e assoluti delle variabili cinematiche e dinamiche per entrambi gli arti inferiori. Di queste variabili, oltre ai parametri generali del cammino, sono state selezionate quelle principalmente legate allo SKG.
Le variabili selezionate sono:

- Variabili generali del passo***: Velocità, Cadenza,durata Stance, durata Volo,Larghezza Passo,Asimmetria nellaLughezzadel Passo.*** Nell'ordine rappresentano la velocità del cammino normalizzata per l'altezza del soggetto, La Cadenza in passi al minuto, la durata percentuale dell'appoggio rispetto al passo, la durata percentuale dell'oscillazione rispetto al passo, la larghezza del passo e la differenza percentuale nella lunghezza dei semipassi rispetto al passo. Quest'ultima permette di valutare l'asimmetria nella lunghezza e quindi anche nel tempo del passo.
- ***FlessioneGinocchio@volo:*** rappresenta la flessione massima del ginocchio in gradi in fase di oscillazione.
- ***MinimaElevazione, Tempo MinimaElevazione:*** sono variabili che descrivono il bacino ed esprimono analiticamente il rilascio dell'emibacino in fase di preswing. La prima grandezza è il massimo in gradi raggiunto dalla curva dell'emibacino

controlaterale all'arto considerato; pertanto, rappresenta il punto della curva in cui il bacino omolaterale è nel suo minimo. Questa variabile restituisce valori positivi quando l'emibacino controlaterale si trova sotto il valore zero che rappresenta l'inclinazione del bacino sul piano frontale in standing. La seconda grandezza esprime l'istante temporale in cui si trova il minimo della curva dell'emibacino omolaterale. Generalmente, nel soggetto sano si trova al 55-70% della fase di secondo doppio appoggio, durante la fase di pre-swing. Tale grandezza è velocità dipendente e mentre a basse velocità si trova il punto minimo nella fase di preswing, con l'aumentare della stessa il punto minimo puo avvenire in fase di oscillazione.

- ***ElevazioneBacino*:** esistono quattro variabili con questo nome che rappresentano l'angolazione del bacino sul piano frontale in gradi in quattro momenti specifici della fase del passo: impatto calaneare omolaterale, distacco delle dita controlaterale, impatto calcaneare controlaterale e distacco delle dita omolaterale.
- ***Distanza anca-piede:*** la seguente variabile riferisce la misura in millimetri tra la Cresta Iliaca antero-superiore e la base del V osso Metatarsale sul piano sagittale. Grazie a questa variabile possiamo conoscere la posizione del bacino sul piano orizzontale rispetto al piede. È quindi fondamentale per comprendere l'avanzamento del bacino e quando questo rimane "arretrato" rispetto al piede. Assume un valore positivo se la cresta iliaca si trova anteriormente al piede altrimenti restituisce un valore negativo. Se l'emibacino non avanza sul piano sagittale la forza di reazione proveniente dal terreno genera un momento esterno estensorio al ginocchio e quindi un iper-estensione.
- ***MassimaInclinazioneTronco@AppoggioMonopodalico:*** questa variabile rappresenta il movimento in gradi del tronco sul piano frontale nella fase di appoggio monopodalico omolaterale

- ***Abduzione piede:*** rappresenta l'abduzione del piede sul piano frontale durante la fase di oscillazione. Prende come riferimento la distanza in mm tra la posizione del marker posto in corrispondenza dell'estremità del V osso metatarsale in fase di appoggio e la posizione massima dello stesso marker in fase di volo e ne riporta la distanza relativa alla componente del piano frontale.
- ***Piede@ICO:*** è la variabile che riporta la posizione assoluta in gradi del piede sul piano sagittale nella fase dell'appoggio calcaneare omolaterale. Fornisce un'indicazione sul tipo di appoggio del piede che può impattare al piede con il tallone, di piatto, o di punta.
- ***Flexcaviglia@ICO:*** rappresenta la l'angolo in gradi tra il piede e la gamba sul piano sagittale nella fase di appoggio calcaneare omolaterale.
- ***Clearance:*** dato che fornisce la misura in mm della minima distanza tra il piede e il suolo durante la fase di oscillazione. In particolare, si utilizza come riferimento il marker posizionato lateralmente alla testa del V osso metatarsale
- ***OnsetPlantiflex:***è un valore percentuale che rappresenta l'istante temporale in cui il piede in appoggio inizia la flessione plantare rispetto al suoloe coincide il distacco del tallone al termine del secondo rocker del piede.
- ***Recovery:***è una variabile che indica l'energia recuperata durante il cammino. Viene calcolato tramite la seguente formula:

$$\%R = \frac{\mathrm{Wf} + \mathrm{Wv} - \mathrm{Wext}}{Wf + Wv} * 100$$

Dove Wf è il lavoro necessario per sostenere gli aumenti di velocità nella direzione del cammino, Wv è il lavoro necessario per il sollevamento del COM e Wext rappresenta il lavoro esterno.

Se in una condizione di pendolo ideale il Recovery sarebbe il 100%, alla velocità ideale del cammino (1.25 m/sec) questo valore percentuale si aggira attorno al 65% per poi calare a velocità inferiori e superiori.

**CLASSIFICAZIONE**

I soggetti sono stati classificati in base alla presenza o meno del segno clinico SKG. In base alla definizione, vengono definiti SKG i soggetti che presentavano un picco di flessione di ginocchio nella fase di volo inferiore o uguale a 40°.[24] I soggetti con SKG sono stati sottoclassificati sulla base della presenza o meno di altri segni clinici o compensi.
In particolare, abbiamo ricercato la presenza di:

- Presenza del segno di Trendelemburg fisiologico nella fase di pre swing e istante temporale in cui avviene rispetto alla fase di secondo doppio appoggio. Se la variabile **MinPelvisElevation** risulta minore di 0° significa che l'emibacino raggiunge valori minori dell'orizzontalità. Pertanto, c'è un Trendelemburg fisiologico. In base all'istante di tempo in cui avviene l'inversione di curva successiva al raggiungimento del minimo (Onset) i pazienti sono stati classificati in anticipatari o fisiologici.
- Valutazione della mobilità del bacino sul piano frontale: selezionati i punti di massimo e minimo del grafico relativo alla **PelvisObliquity** si calcola il Rom tramite la differenza.
    1. Se <3° → Bacino Fisso (poca mobilità)
    2. Se >3° → Bacino Mobile
- Valutazione della traiettoria del bacino sul piano orizzontale: Se la variabile **Distanza anca-piede** restituisce un valore minore di 0, l'anca rimane arretrata rispetto al piede. I pazienti vengono

suddivisi in arretrati e non arretrati. Altra valutazione viene fornita dalla variabile **Pelvis back** che non solo misura la distanza tra anca e piede sul piano sagittale ma è anche in grado di apprezzare l'arretramento volontario. I pazienti in cui Pelvis back risulta positiva, adottano il compenso di arretramento del bacino sul piano orizzontale.

- Presenza del segno di circonduzione dell'anca durante la fase di oscillazione: se la variabile **Abduzione del piede** è maggiore di 30 mm, si considera elevata e quindi si associa al segno di circonduzione dell'anca. In caso contrario si considera normale spostamento fisiologico dell'anca sul piano frontale.
- Valutazione della posizione del piede al momento dell'appoggio (Impatto calcaneare). Per l'appoggio di piatto è stata impostata la variabile Piede@ICO che per valori minori di (-12°) restituisce la classificazione "appoggia di piatto". Per l'appoggio di punta è stata utilizzata la variabile Max Plantiflessione combinata alla velocità normalizzata rispetto all'altezza. Nei pazienti con velocità minori di 0,4 m/sec per MaxPlantiflessione<40° si considera un appoggio di punta e un possibile piede equino, altrimenti si considerano valori fisiologici.
- Valutazione della clearance del piede: si è considerata esagerata una clearance maggiore di 20 mm
- Asimmetria del passo: per valori superiori al 10% nella variabile StepLengthAsymmetrysi è classificato il cammino asimmetrico dal punto di vita spaziale.
- Movimenti del tronco sul piano frontale: se la variabile Max TrunkFrontSingleStance restituisce valori maggiori a 5° si considera un segno di Duchenne omolaterale
- Segno di StiffKnee anteriore: tramite l'output restituito dalla variabile StepLengthContraLat vengono classificati i pazienti in SKG anteriori oppure non anteriori. Laddove il pz mantiene

sempre un arto anteriore rispetto all'altro oppure nei casi limite in cui il pz supera di pochi cm il tallone controlaterale si considera SGKA.

- Tramite la variabile OnsetPlantiflex si può valutare il compenso in vaulting. Quando Onset<40% i pazienti adottano questo tipo di compenso.
- Segno di elevazione del bacino: quando la variabile PelvisObliquity restituisce valori maggiori o uguali a 1° durante il Toe Off omolaterale.
- Segno di trendelemburg fisiologico scarso: quando in fase di Preswing il bacino omolaterale non raggiunge valori minori di -1,5°
- Segno di trendelemburg fisiologico anticipato: quando in fase di Preswing il bacino omolaterale raggiunge valori fisiologici ma questo avviene prima del 50% della fase di secondo doppio appoggio

In base alla presenza di uno o più di questi segni clinici, i soggetti sono stati sottoclassificati in sei categorie distinte di pattern del cammino:

- Stiff Knee Gait Anteriore
- Bacino Sempre Elevato
- Elevazione Patologica
- Compenso in Vaulting
- Arretramento del bacino
- Cammino Falciante

## 2.3 TRATTAMENTO

### IDEA E SETTING RIABILITATIVO

Il trattamento proposto in questo studio si basa su una sequenza di esercizi che mirano alla reimpostazione dello schema del passo. Gli esercizi in questione riguardano specifiche fasi del passo, allenate singolarmente per poi essere integrate con le altre alla ricerca di un miglioramento globale della qualità del cammino.
Gli esercizi vengono proposti in diverse posizioni sulla base delle necessità del paziente:

- Standing: percezione e gestione del carico sugli arti inferiori in un contesto statico
- Primo doppio appoggio: con i piedi in tandem in un contesto semidinamico per la gestione della fase di accettazione del carico, la percezione dello spostamento medio-laterale del CdM e l'avanzamento del bacino sul piano orizzontale
- Secondo doppio appoggio: con i piedi in tandem in un contesto semidinamico per la gestione della fase di preswing e di oscillazione
- Gestione completa del ciclo del passo in dinamica, in cui vengono gestite e coordinate tutte le fasi precedenti

Nel corso dell'esecuzione si possono richiedere al paziente uno o più compiti, a seconda dei compensi del paziente e della progressione dell'esercizio. Il paziente può ricevere indicazioni verbali o una guida cinematica da parte del terapista oppure ricevere un feedback restituito da una strumentazione specifica a Biofeedback.
La particolarità di questo protocollo è che non necessita di uno strumento specifico. L'intento è quello di proporre una strategia riabilitativa basata su una teoria cinematica realizzabile con qualsiasi tipo di strumentazione.
Di seguito vengono presentati gli strumenti utilizzati in questo elaborato. La strumentazione descritta è stata funzionale al nostro lavoro in quanto utilizzabile anche in sede di valutazione con Gait

Analysis.

### 2.3.1 STRUMENTI UTILIZZATI

Kit Leonardo: sistema modulare assemblabile in diverse combinazioni che permette al terapista di creare esercizi terapeutici basati sullo specifico patologico del paziente.



*Figura 3: Kit Leonardo*

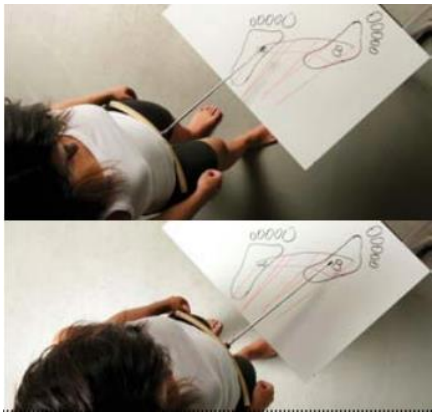


*Figura 3A: Visualizzazione di un esempio di esercizio creato con il Kit Leonardo*

Il kit è composto da diversi strumenti, tra cui quelli utilizzati per la nostra sequenza di esercizi:

- Inclinometro: strumento che misura gli angolo assoluto compreso tra il segmento corporeo su cui viene posizionato e la verticale. Permette di restituire un feedback visivo o sonoro qualitativo di tipo positivo o negativo, a seconda della posizione in cui viene impostato. Utilizzabile per spostamenti sul piano frontale e sagittale.
- Goniometro: dispositivo in grado di emettere un feedback in base allo stiramento di un elastico posizionato a valutare un angolo articolare o una distanza tra due segmenti. Anche in questo caso il feedback è qualitativo e può essere positivo o negativo a seconda dell'impostazione.
- Visualizzatore pelvico con antenna: antenna periscopica modulabile fissata su un supporto rigido applicabile al bacino. L'antenna, posta parallelamente all'asse sagittale, permette di visualizzare i movimenti del bacino su diversi piani. Questo dispositivo è utilizzato in abbinamento a un piano di lavoro regolabile sul quale vengono poste diverse immagini traslucide che indicano al paziente delle traiettorie di movimento o dei

target da raggiungere.

- Puntatore laser: posto su un segmento corporeo restituisce un feedback visivo aumentativo del range di movimento. Indicato per i movimenti rotativi o inclinazione sui piani sagittale e trasversale.
- Tavoletta di Freeman: tavoletta oscillante utilizzata per l'allenamento della propriocezione e dell'equilibrio, permette di eseguire esercizi sul controllo del carico e sullo spostamento del CdP lungo la pianta del piede. Abbinata a spessori e molle può essere utile per esercizi di riconoscimento posizionale o nel carico utili nel training della percezione e dell'immagine motoria. Se utilizzata con un inclinometro può essere utile negli esercizi di mantenimento dell'orizzontalità della tavoletta come compito primario, mentre il paziente svolge altri compiti in distretti superiori.

**TRAINING PERCETTIVO**

ESERCIZIO 1

Obiettivo: propriocezione della pianta del piede

Esecuzione: Il paziente si trova in posizione ortostatica a piedi allineati e controlla la posizione senza appoggi. Tramite richiesta verbale il terapista spiega al paziente che gli proporrà diverse posizioni destabilizzanti in senso antero-posteriore e che lui dovrà concentrarsi sullo spostamento del peso sotto le piante dei piedi. L'esercizio viene eseguito ad occhi chiusi con il terapista che stabilizza il paziente da un fianco e dal tronco.

Compito del paziente: Il paziente deve riconoscere le diverse posizioni proposte dal terapista o, se in grado, di raggiungerle autonomamente. Nelle fasi più avanzate lo stesso esercizio può essere ripetuto in posizione di doppio appoggio anteriore sul piede affetto.

ESERCIZIO 2

Obiettivo: propriocezione della pianta del piede, articolarità e stabilizzazione dell'articolazione Tibio-Tarsica.

Esecuzione: Il paziente si trova in posizione di doppio appoggio anteriore con l'arto affetto e controlla la posizione senza appoggi. Il piede anteriore poggia su una tavoletta oscillante con un fulcro centrale che permette diversi gradi di libertà. Il terapista richiede lo spostamento di carico sul piede anteriore.

Compito del paziente: Il paziente deve mantenere la tavoletta oscillante allineata rispetto allo spazio di lavoro. Quando si è certi di un discreto reclutamento da parte del paziente, si possono proporre compiti di riconoscimento del carico o dell'angolo articolare. Possibile aggiunta di un sistema di molle da applicare sotto la tavoletta per proporre esercizi percettivi di riconoscimento di resistenze al movimento.

ESERCIZIO 3

Obiettivo: propriocezione dell'articolazione del ginocchio

Esecuzione: Il paziente si trova in posizione di doppio appoggio anteriore con l'arto sano e controlla la posizione senza appoggi. Il paziente, raggiunta la fase di preswing con l'arto affetto, deve mantenere una posizione statica col bacino sul piano orizzontale mentre esegue un compito di riconoscimento angolare al ginocchio.

Compito del paziente: mantenere la posizione del bacino e simultaneamente eseguire dei compiti di riconoscimento dell'angolo articolare al ginocchio. Il terapista propone diversi angoli articolari in modalità passiva e il paziente dapprima deve saper riconoscere gli angoli proposti e successivamente raggiungere le posizioni autonomamente su richiesta verbale del terapista.

ESERCIZIO 4

Obiettivo: Propriocezione dell'articolazione del bacino

Esecuzione: Il paziente si trova in posizione di doppio appoggio anteriore con l'arto sano e controlla la posizione senza appoggi. Il paziente, raggiunta la posizione di preswing con l'arto affetto, deve mantenere l'allineamento deli segmenti assili mentre esegue un compito di riconoscimento posizionale al bacino sul piano frontale.
Compito del paziente: Il paziente deve riconoscere le posizioni proposte dal terapista o deve raggiungerle autonomamente utilizzando il suo sistema propriocettivo. L'esercizio può essere proposto ad occhi chiusi o aperti con l'utilizzo di varie tipologie di feedback.

**TRAINING MOTORIO**

ESERCIZIO 1

Obiettivo: Spostamento del carico, gestione del CdM e del CdP

Esecuzione: partendo dalla posizione di doppio appoggio in tandem il paziente deve spostare gradualmente il carico sull'arto anteriore spostando il CdM in direzione antero-laterale. Il CdP avanza e si porta anteriormente al piede, il bacino deve avanzare bilateralmente sino al raggiungimento del preswing, in cui il tallone del piede posteriore si trova leggermente sollevato dal piano d'appoggio e il ginocchio inizia la sua flessione. Raggiunta questa fase il paziente torna indietro riportando il carico sull'arto posteriore.

ESERCIZIO 2

Obiettivo: Avanzamento e rilascio dell'emibacino

Esecuzione: Il paziente parte dalla posizione di doppio appoggio in tandem e deve raggiungere correttamente la fase di preswing. Al termine dell'avanzamento, una volta che il carico si trova sull'arto anteriore e che il bacino è avanzato correttamente, il paziente deve lasciar abbassare il bacino dal lato in preswing, facilitando la flessione del ginocchio. Una volta raggiunta la posizione il paziente torna alla posizione di partenza e ripete l'esercizio.

ESERCIZIO 3

Obiettivo: gestione dell'ipertono, diminuzione del tempo di rilasciamento del emibacino.

Esecuzione: l'esecuzione è identica a quella dell'esercizio 2 portando l'attenzione del paziente al tempo di rilasciamento dell'emibacino in preswing, con lo scopo di raggiungere il picco di flessione del ginocchio nel minor tempo possibile, sfruttando il pendolarismo dell'arto e senza scatenare l'ipertono.

ESERCIZIO 4

Obiettivo: combinazione delle fasi di pre-oscillazione e oscillazione

Esecuzione: partendo dalla posizione di doppio appoggio in tandem il paziente deve associare l'esercizio precedente di rilascio del bacino e flessione del ginocchio per proseguire sfruttando il pendolarismo e innescando l'oscillazione dell'arto. L'esercizio termina con l'appoggio del piede affetto al suolo che deve idealmente avvenire di tallone.

Bisogna cercare di mantenere il gesto il più dinamico possibile per preservare l'inerzia presente nel cammino fisiologico.

ESERCIZIO 5

Obiettivo: generazione della spinta e controllo della propulsione

Esecuzione: Questo esercizio può essere proposto ai pazienti che hanno integrato l'uso del rilasciamento del bacino per innescare la flessione del ginocchio. Arrivati in questa fase, infatti, risulta difficile avanzare se non c'è produzione di potenza alla caviglia e dunque non c'è spinta. Si richiede al paziente di spingere in una fase diversa da quella del cammino fisiologico, appena dopo lo sblocco articolare del ginocchio indotto dalla discesa dell'emibacino.

ESERCIZIO 6

Obiettivo: training della spinta e aumento della lunghezza del passo

Esecuzione: Il paziente cammina sorvegliato dal terapista. Si richiede al paziente di allungare il passo dal lato non affetto, inducendo una maggiore spinta dal lato affetto. Una volta interiorizzato lo schema di rilasciamento, flessione e spinta bisogna correggere il timing di tale spinta.

Per valutare le modifiche che questi esercizi generano nella cinematica del paziente, è stata eseguita l'acquisizione di un'analisi del movimento di un paziente e di un soggetto sano nel corso dello svolgimento degli esercizi. L'intento di queste acquisizioni è quello di comprendere i cambiamenti a livello cinematico ed elettromiografico indotte dall'esercizio.

### ANALISI

Per valutare le differenze demografiche tra i gruppi è stato effettuato un t test per dati non appaiati, imponendo la significatività statistica con P value inferiore a 0.05.
I pazienti post ictus sono stati categorizzati in base alla presenza o meno del segno di SKG.
I soggetti con SKG sono stati a loro volta suddivisi in sottogruppi. La differenza tra i sottogruppi è stata fatta utilizzando l'ANOVA per misure ripetute. In caso di significatività nella differenza overall, è stata eseguita un'analisi post-hoc aggiustando il P value per confronti multipli.

# 3 RISULTATI

## OBIETTIVO 1: caratterizzazione dei soggetti SKG

In tabella 1 vengono riportati i dati demografici del campione presente nel dataset di questo studio. Si riportano anche i dati relativi alle variabili cinematiche spazio-temporali generali.

I dati riportati fanno riferimento alla media di tutti i presenti nel dataset e alla deviazione standard. Per quanto riguarda i dati cinematici sono stati normalizzati in base all'altezza del paziente. I parametri temporali vengono riportati in % rispetto alla durata dell'intero ciclo del passo.

**DESCRIZIONE DEL CAMPIONE**

| | **Soggetti Sani** | **Pazienti post stroke** | **P Value** |
|---|---|---|---|
| **Numero** | 10 | 105 | |
| **Età media ± DS (Anni)** | 37,5 ±15,0 | 52,7 ±16,7 | 0,003 |
| **Sesso NM(%M)** | 8(80%) | 70(66,7%) | |
| **Lato lesione Ndx(%dx)** | | 52(49,5%) | |
| **Velocità** | 59,5± 29,0 | 31,9 ± 20,2 | 0,001 |
| **Cadenza (step/min)** | 92,2 ± 30,3 | 78,7 ± 26,6 | 0,68 |
| **Tempo di stance(s±ds; %±ds)** | 1,05 ± 0,70 (65,9 ± 6,3) | 1,41 ± 1,09 (71,8 ± 10,3) | 0,76 |
| **Tempo di volo (s±ds; %±ds)** | 0,48 ± 0,12 (34,1 ± 6,3) | 0,44 ± 0,15 (28,2 ± 10,3) | 0,045 |
| **Larghezza del passo mm ± DS** | 125,5 ± 44,7 | 183,7 ± 51 | <0.001 |
| **Asimmetria% ± DS** | 1,5% ± 1,43 | 9,5% ± 12,82 | 0,0004 |

*Tabella 1: demografia e parametri spazio-temporali del campione studiato*

Nel gruppo di pazienti la velocità è ridotta, la cadenza diminuita, la larghezza del passo è maggiore e il tempo di appoggio aumentato rispetto a quello di volo. Si nota un'asimmetria del passo maggiore nel caso dei pazienti con post Ictus.

**COMPARAZIONE TRA I GRUPPI SKG E NON SKG**

Nella tabella 2 vengono riportati i dati relativi alle variabili cinematiche prese in esame in soggetti sani, post stroke con SKG e in quelli che non presentano SKG.

| | **Soggetti sani** | **StiffKneeGait** | **Non StiffKnee** |
|---|---|---|---|
| **N. soggetti (%)** | 10 | 61(58,1%) | 44(41,9%) |
| **Velocità** | 59,5 ± 29,0 | 22,7±15,95 | 44,1 ± 19,3 |
| **Tempo di stance %** | 65,9% ± 6,3 | 72,8%± 10 | 69,3%± 10,2 |
| **Tempo monopodalico** | 0,49 ± 0,13 | 0,35± 0,10 | 0,49± 0,16 |
| **Asimmetria passo** | 1,5% ± 1,43 | 13,5 %± 14,7 | 8,1 %± 11,7 |
| **Larghezza passo** | 125,4 ± 44,7 | 198,4± 48,7 | 177,4± 50,9 |
| **Flex Ginocchio** | 59,7°± 10,8 | 26,2° ± 12,0 | 57,1°± 8,7 |
| **Minimo Bacino** | -4,7°± 2,7 | -0,73°± 3,5 | -2,8°± 3,2 |
| **Tempo Min. Bacino %** | 61,9%± 4,4 | 51,9%± 8,61 | 63,3%± 7,5 |
| **Escursione Bacino** | 9,7°± 4,1 | 6,3°± 2,10 | 6,8°± 2,8 |
| **Escursione Tronco** | 3,5° ± 1,4 | 6,7° ± 2,8 | 6,3° ± 3,0 |
| **Abduzione Piede** | 18,8 ± 11,1 | 31,9 ± 25,7 | 20,2 ± 17,5 |

| | | | |
|---|---|---|---|
| **Potenza caviglia** | 3,4± 2,1 | 0,6± 0,5 | 1,8± 1,25 |
| **Spostamento ML CdM** | 62,6± 36,7 | 90,2± 26,3 | 74,1± 26,5 |
| **% arretramento pelvi** | - | 30,1 %± 22,5 | 38,6 %± 20,1 |
| **Clearance** | 7,2± 8,5 | 13,2± 8,6 | 12,5± 8,2 |
| **Recovery** | 0,51± 0,14 | 0,27± 0,13 | 0,40± 0,14 |

*Tabella 2: Presentazione delle variabili cinematic82he correlate al segno di SKG. Divisione in tre gruppi di studio*

Il 58% dei pazienti raccolti nel dataset presenta il segno di SKG. In particolare, presentano una velocità ridotta, una larghezza del passo aumentata, una potenza di caviglia ridotta e una clearance e i movimenti medio-laterali del CdM esagerati. Sono anche presenti escursioni di bacino limitate e di tronco aumentate.

Inoltre, il recupero di energia dal cammino risulta minore che nel soggetto sano.

Di seguito vengono esposti i segni clinici riscontrati nei pazienti con SKG e nei post ictus non SKG. I segni sono stati calcolati secondo la descrizione presente nel capitolo “Classificazione”.

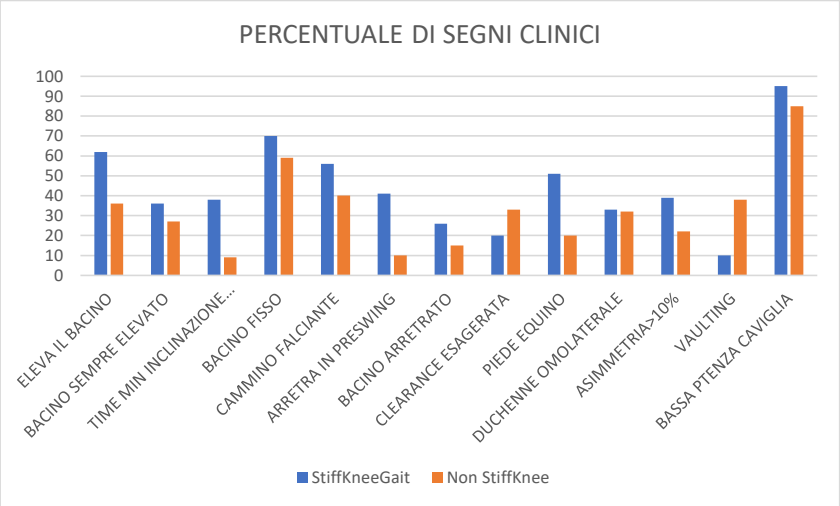



*Grafico 1: Confronto sui segni clinici emergenti dall'analisi del Dataset tra pazienti con o senza il segno di SKG.*

Dall'osservazione del grafico si evince che esistano dei segni clinici propri del cammino SKG. Di questi i più rilevanti sono l'elevazione del bacino, l'arretramento del bacino e la falciata. Per quanto riguarda il compenso in Vaulting certi dell'incorrettezza di questo risultato, i dati sono stati esaminati manualmente. È stato confermato che il segno di Vaulting non è presente nei soggetti NON SKG.

**COMPARAZIONE TRA DIVERSE CATEGORIE**

I 61 soggetti SKG sono stati suddivisi nelle categorie precedentemente ipotizzate. Di seguito viene presentata una tabella di appartenenza dei soggetti.

| | SKGA | BSE | ELEVA | VAULTING | ARRETRA | FALCIA |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **N. pazienti** | **7** | **10** | **11** | **7** | **16** | **10** |

*Tabella 3: Numero di pazienti Skg suddivisi per categorie*

A seguire vengono presentati i risultati dell'analisi del confronto tra le sei categorie SKG e il gruppo HS relativamente alle variabili specifiche utilizzate per delineare i segni clinici presentati.

Nei grafici sottostanti le categorie saranno posizionate sull'asse delle ascisse, mentre il segno clinico analizzato sull'asse delle ordinate. Si indica una differenza statistica con l'asterisco interposto tra due categorie. Il cerchio rosso indicherà il valore della grandezza rappresentata riferita ai soggetti sani che deambulano ad una velocità paragonabile a quella dei pazienti.

Con HS si indicheranno i soggetti sani, con BSE i soggetti con un bacino sempre elevato mentre tutte le altre categorie saranno indicate con il nome scelto in precedenza.

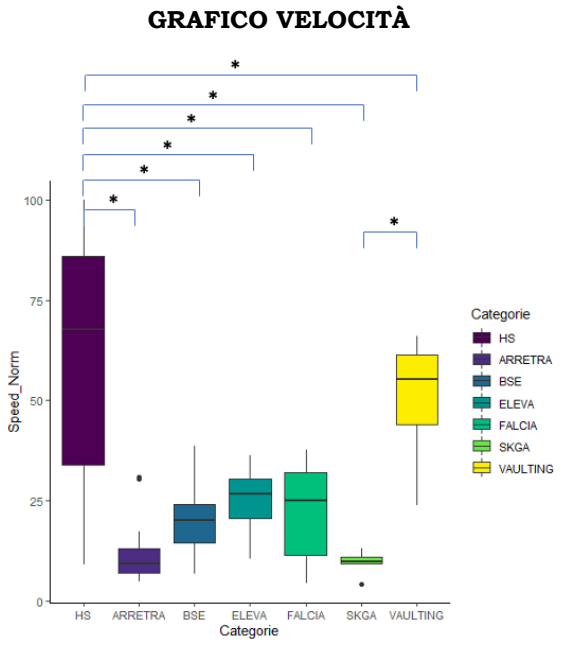



*Grafico 2: Presentazione di un confronto della variabile Velocità tra le sei categorie trovate e i soggetti sani*

La velocità risulta essere statisticamente diversa nei gruppi ($p<0.001$). In particolare, all'analisi post hoc risultano statisticamente diverse le velocità tra i gruppi e i soggetti sani come riportato nel grafico (Grafico 2).

**GRAFICO FLESSIONE DEL GINOCCHIO**

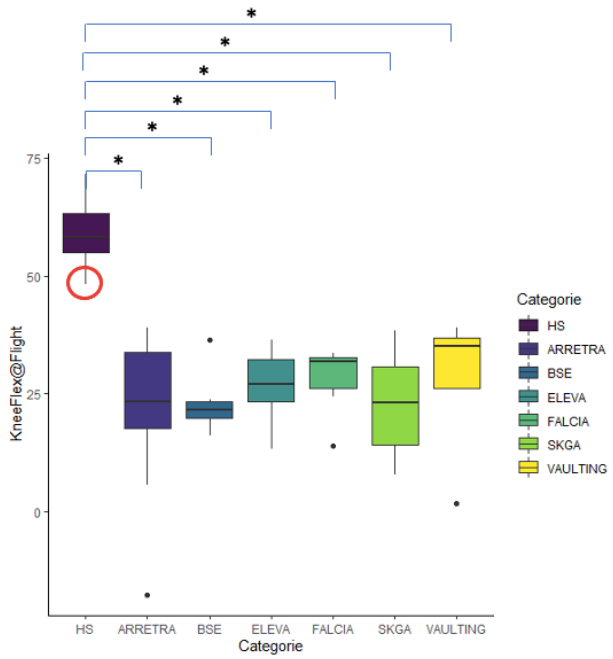



*Grafico 3: Presentazione di un confronto della variabile Flessione di Ginocchio tra le sei categorie trovate*

Anche la massima flessione del ginocchio risulta essere statisticamente diversa nei gruppi ($p<0.001$). In particolare, all'analisi post hoc risulta una flessione del ginocchio comparabile tra i sottogruppi e statisticamente diversi da quelli del gruppo di controllo (Grafico 3).

Nel grafico relativo all'Inclinazione del bacino sul Piano frontale si può notare un allineamento tra le categorie Vaulting, SKGA e Cammino Falciante, in cui si trovano valori simili.
L'inclinazione del bacino risulta essere statisticamente diversa nei gruppi ($p<0.001$), in particolare, all'analisi post hoc, tra i sani e i soggetti con segni clinici legati al bacino (Grafico 4).

## CADUTA OMOLATERALE DEL BACINO

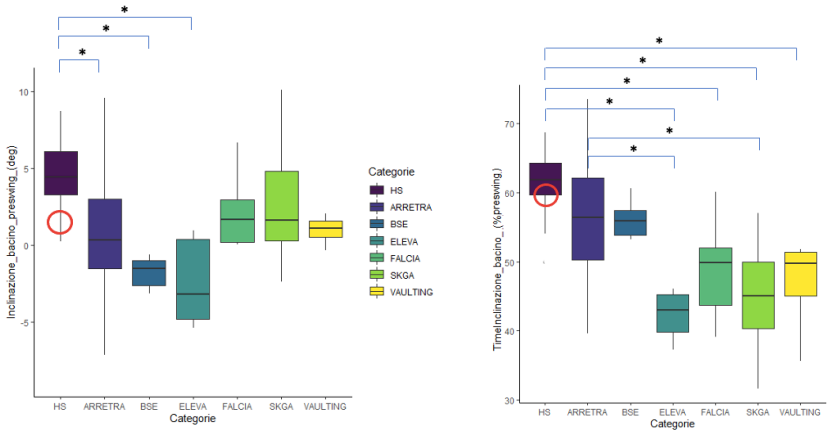



*Grafico 4 e 5: Presentazione di un confronto della variabile min elevazione del bacino tra le sei categorie trovate*

Nel grafico relativo al timing di massima inclinazione del bacino si può apprezzate l'istante percentuale rispetto alla fase di secondo doppio appoggio in cui viene raggiunta la minima inclinazione del bacino sul piano frontale. Il timing è statisticamente diverso nei gruppi ($p<0.001$). I gruppi di elevatori, cammino falciante, SKGA e Vaulting si discostano dal gruppo di controllo e dalle categorie BSE e arretratori. Quest'ultimo gruppo presenta una maggior variabilità nelle due variabili presentate (Grafico 5).

## PRODUZIONE DI POTENZA ALLA CAVIGLIA

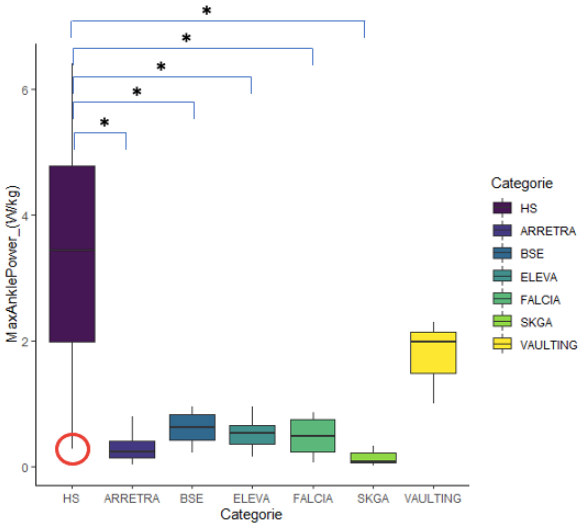



*Grafico 6: Presentazione di un confronto della variabile Max produzione di potenza alla caviglia tra le sei categorie trovate*

Il report relativo alla produzione di potenza alla caviglia mostra la congruenza di un marcato deficit di produzione di potenza in tutte le categorie all'infuori della categoria Vaulting, in cui i valori sono di poco sotto alla media nel soggetto sano ($p<0.001$, Grafico 6).

**GRAFICI MOVIMENTI DEL TRONCO**

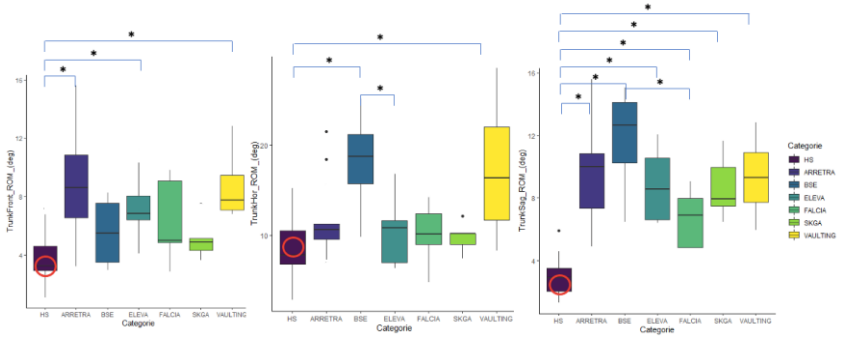


*Grafico 7: Presentazione di tre report relativi ai movimenti del tronco sui tre piani dello spazio. Si mettono a confronto le 6 categorie*

Osservando i report relativi ai movimenti del tronco sui tre piani dello

spazio si può dire che è presente una grande variabilità tra le categorie e che non ci sia un pattern uguale sui tre piani. Generalmente, le categorie con movimenti più marcati sono Arretratori, Bacino sempre elevato e Vaulting.
Per tutti e tre i piani di movimento esiste una significativa differenza nei movimenti del tronco ($p<0.001$, Grafico 7).

**GRAFICO PICCO FLESSORIO ALL'ANCA**

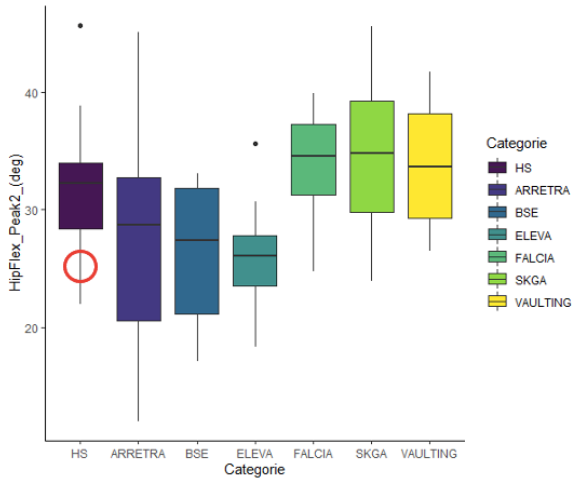



*Grafico 8: Presentazione di un confronto nel picco flessorio dell'anca tra le sei categorie trovate ed il gruppo di controllo*

Il picco di flessione all'anca risulta essere statisticamente diverso nelle sei categorie a confronto con il gruppo dei soggetti sani ($p<0.05$). Le categorie Arretra e SKGA sono quelle con maggior variabilitità. Mentre per le categorie con un compenso di bacino il picco flessorio risulta ridotto rispetto al sano, per le categorie Falcia, SKGA e Vaulting i valori risultano lievemente aumentati (Grafico 8).

**GRAFICO CLEARANCE**

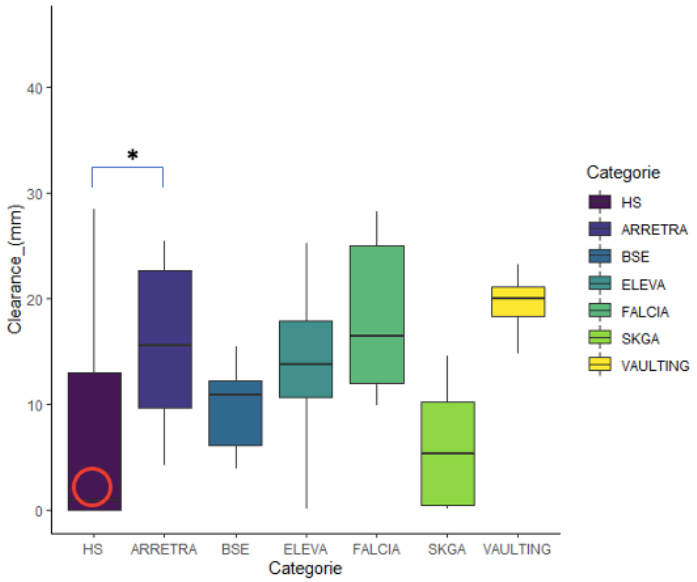



*Grafico 9: Presentazione di un confronto nella Clearance tra le sei categorie trovate ed il gruppo di controllo*

La clearance risulta essere statisticamente diversa nelle sei categorie a confronto con il gruppo dei soggetti sani ($p<0.01$, Grafico 9).

I gruppi Arretra, Falcia e Vaulting sono quelli che generano una clearance maggiore. Il gruppo Eleva presenta la maggior variabilità.

I gruppi BSE e SKGA sono quelli che si avvicinano di più al gruppo di controllo, che nel complesso presenta un'alta variabilità.

**GRAFICO ABDUZIONE DEL PIEDE**

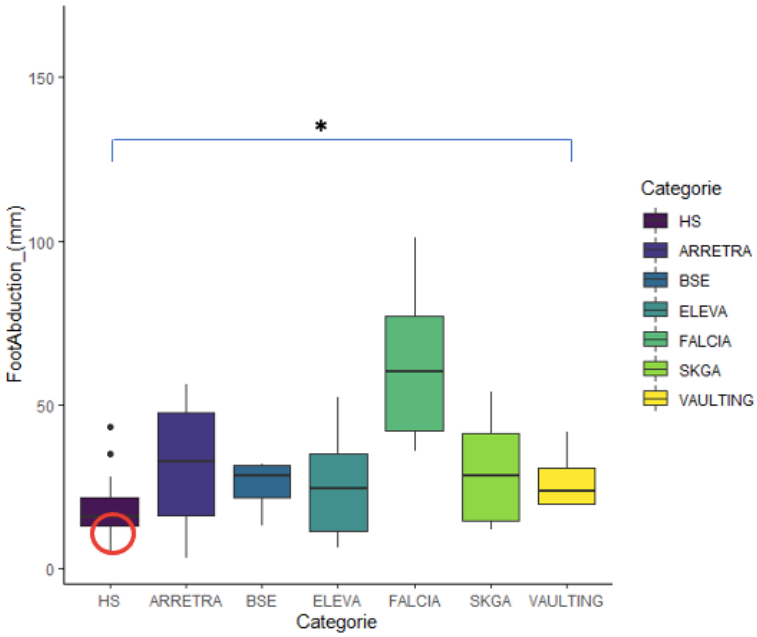



*Grafico 10: Presentazione di un confronto nella FootAbduction tra le sei categorie trovate ed il gruppo di controllo*

L'abduzione del piede sul piano frontale risulta essere statisticamente diversa nelle sei categorie a confronto con il gruppo dei soggetti sani ($p<0.01$). All'analisi post hoc si riscontrano differenze statisticamente significative tra le categorie HS e Falcia.

Il gruppo Falcia presenta i valori più alti in accordo con il compenso specifico di questa categoria. Le altre categorie si mantengono su valori decisamente più bassi, simili tra loro (Grafico 10).

**GRAFICO RECOVERY**

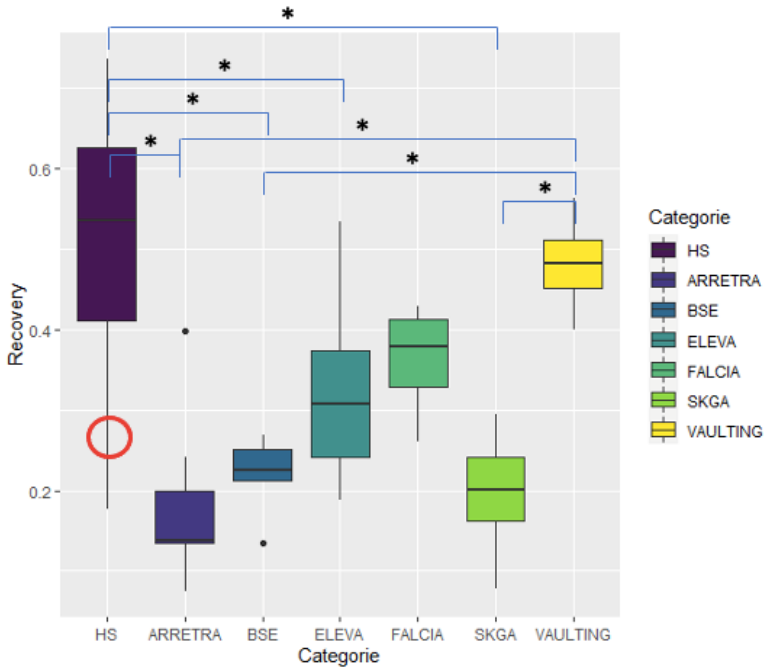



*Grafico 11: Presentazione di un confronto nel Recovery tra le sei categorie trovate ed il gruppo di controllo*

Il recovery risulta essere statisticamente diverso nelle sei categorie a confronto con il gruppo dei soggetti sani ($p<0.001$, Grafico 11).

Si osserva una forte riduzione del recupero dell'energia meccanica nei gruppi Arretra, BSE, Eleva e SKGA, mentre la riduzione è moderata per il gruppo Falcia. Fa eccezione il gruppo dei soggetti con Vaulting che hanno valori simili al gruppo di controllo.

## OBIETTIVO 2: Strutturazione dell'intervento riabilitativo

### Categoria: Stiff Knee Gait Anteriore

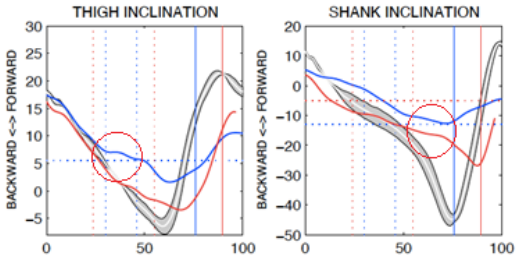



*Figura 6: Grafici di inclinazione del Femore e della Tibia*

In questa tipologia di pazienti si osserva un mancato trasferimento del carico sull'arto plegico, che viene sempre mantenuto anteriormente al controlaterale. Il femore e la tibia non avanzano sul piano sagittale e l'arto affetto rimane rigido per la durata del ciclo del passo.

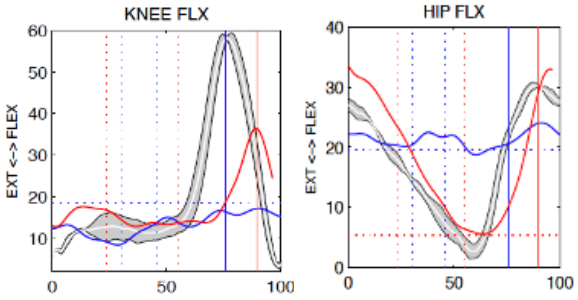



*Figura 7: Grafici relativi alla flessione del ginocchio e dell'anca*

In questo schema del passo non vengono rispettate le fasi del cammino fisiologico e non esiste una fase di oscillazione. I soggetti con SKGA risolvono il problema dell'avanzamento usando un compenso tronco pelvico.

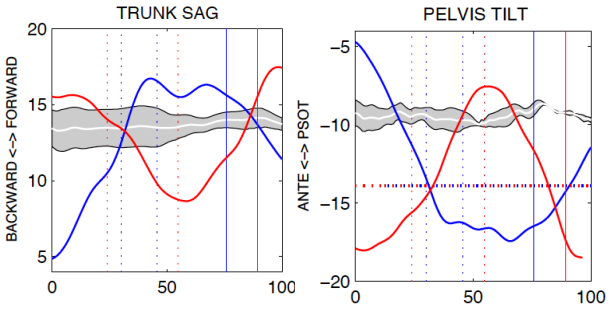



*Figura 8: Grafici relativi al compenso combinato Tronco-Pelvi*

Questa configurazione cinematica modifica il braccio di leva del muscolo Medio Gluteo, trasformandolo da stabilizzatore laterale a flessore dell'anca.

**Costruzione dell'esercizio terapeutico**

Il problema principale della deambulazione di questo paziente è la mancata accettazione del carico sull'arto plegico.

L'obiettivo con questo paziente è riuscire a distribuire il carico sull'arto affetto e riuscire a mantenere il carico nelle fasi del cammino precedenti al distacco controlaterale. Il completamento della fase di oscillazione dell'arto sano è fondamentale per poter poi spostare l'attenzione sulla fase di pre-oscillazione, e poi di oscillazione, dell'arto plegico. L'obiettivo dei primi esercizi sarà quindi riuscire a raggiungere la posizione verticale della tibia rispetto al piano d'appoggio completando lo spostamento di carico sull'arto plegico.

**Esercizi Percettivi**

**1.**

Il paziente si trova in posizione ortostatica a piedi paralleli. Il terapista propone al paziente diverse oscillazioni antero-posteriori e medio-laterali. Il paziente deve riconoscere e reagire allo spostamento del

carico.

**2.**

Il paziente si trova in posizione di doppio appoggio con i piedi in semi-tandem ed il piede affetto anteriormente. Il terapista, con una presa sul bacino sposta gradualmente il carico del paziente sull'arto plegico. Il paziente deve mantenere il ginocchio esteso e riconoscere le diverse posizioni di carico a cui è esposto l'arto plegico.

**Esercizi Motori**

Una volta aumentata la percezione del carico sull'arto affetto si inserisce il paziente in un compito motorio attivo.

**1.**

Partendo dalla posizione di doppio appoggio con l'arto plegico anteriore, il paziente deve spostare il carico sull'arto affetto raggiungendo la posizione verticale del Femore e della tibia. Durante l'esecuzione del compito il soggetto non deve perdere l'allineamento posturale di tronco e bacino sul piano sagittale. Raggiunta la fase di pieno carico il paziente può ritornare alla posizione iniziale e ripetere la sequenza.

Modalità di somministrazione:

**1a**

Controllo primario: Carico con feedback acustico positivo (Bilancia)

Controllo secondario: Bacino con feedback visivo continuo per l'avanzamento del bacino (Visualizzatore pelvico con antenna)

Istruzione: Porta il peso sulla bilancia fino a quando non suona il feedback e raggiungi il target con l'antenna

**1b**

Controllo primario: Verticalità della tibia con feedback acustico positivo (inclinometro)

Controllo secondario: Estensione di ginocchio con feedback vibratorio positivo (Goniometro)

Istruzione: Porta il peso sul piede affetto mantenendo il ginocchio esteso fino a quando non suona il feedback

**2.**

Partendo dalla posizione di doppio appoggio con l'arto plegico anteriore, il paziente deve spostare il carico sull'arto affetto raggiungendo la posizione verticale del Femore e della tibia. Una volta superata la fase di pieno appoggio deve superare l'arto plegico con quello sano. L'esercizio termina con l'appoggio del piede controlaterale.

Modalità di somministrazione:
Controllo primario: Carico con feedback acustico positivo (Bilancia)
Controllo secondario: Tronco con feedback visivo continuo per il mantenimento della postura (Laser)
Istruzione: Porta il peso sulla bilancia fino a quando non suona e poi prosegui fino ad appoggiare con l'altro piede al suolo. Mantieni il laser all'interno del target.

Di seguito vengono mostrati i grafici dell'acquisizione dell'esercizio eseguita in laboratorio (configurazione 1a).

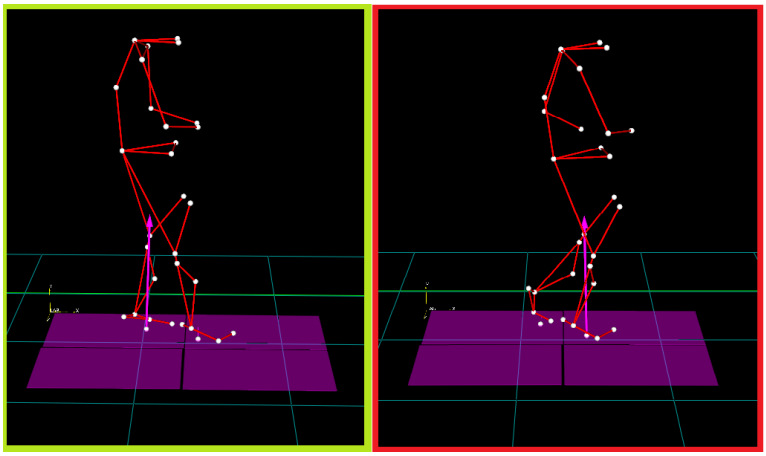


*Figura 9: Posizione di inizio (verde) e fine (rosso) dell'esercizio terapeutico*

Nel grafico sottostante si possono osservare i dati relativi all'acquisizione dell'esercizio in configurazione 1A.

Il primo grafico è relativo al peso caricato sulla bilancia, corrispondente al 90% del peso della paziente. Nel secondo grafico si può osservare la flessione del tronco sul piano sagittale. In questo caso la paziente riesce a mantenere un buon allineamento del tronco, flesso di 2° in pieno appoggio sull'arto affetto. L'ultima schermata è relativa alla flessione del ginocchio controlaterale poco prima del raggiungimento del punto di fine dell'esecuzione.

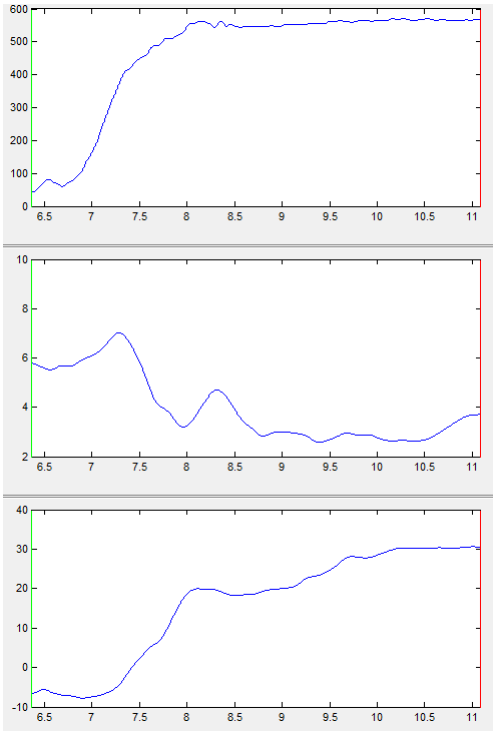


*Figura 10: Grafico relativo all'acquisizione dell'esercizio in laboratorio*

**Categoria: Bacino sempre elevato**

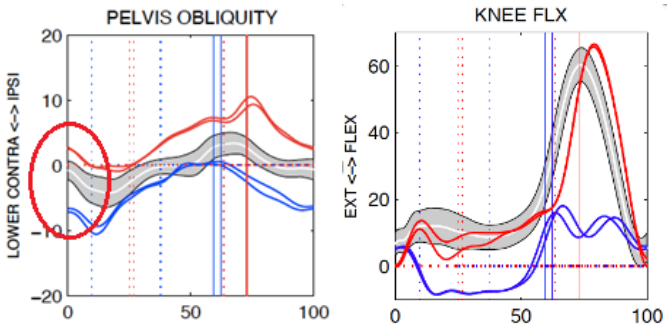



*Figura 11: Grafico del bacino sul piano frontale e grafico di flesso estensione del ginocchio sul piano sagittale.*

In questa tipologia di pazienti c'è un costante disallineamento del

bacino sul piano frontale. Sia in stazione eretta che durante le fasi del passo l'emibacino dal lato affetto si presenta elevato rispetto al controlaterale. La fisiologica discesa in fase di preswing è assente e non funzionale all'accorciamento del pendolo inferiore. Il ginocchio rimane bloccato in iperestensione.

**Costruzione dell'esercizio terapeutico**

Il problema da affrontare con questo paziente è l'atteggiamento costante in elevazione di bacino. L'obiettivo è riuscire ad aumentare la percezione del bacino sul piano frontale e mantenere l'allineamento di tale segmento durante le fasi del passo.

**Esercizi Percettivi**

**1.**

Il paziente si trova in posizione ortostatica a piedi paralleli. Dapprima ad occhi aperti e successivamente ad occhi chiusi il terapista presenta diverse posizioni del bacino sul piano frontale che il paziente deve riconoscere.

**2.**

Il paziente si trova in posizione di secondo doppio appoggio dal lato affetto con i piedi in semi-tandem. Raggiunta la fase di preswing in carico sull'arto sano, il terapista propone diverse posizioni del bacino sul piano frontale che il paziente deve riconoscere.

**Esercizi Motori**

Una volta aumentata la percezione dei movimenti del bacino si inserisce il paziente in un compito motorio attivo.

**1.**

Partendo dalla posizione di doppio appoggio con l'arto sano anteriore, il paziente deve spostare il carico sull'arto sano mantenendo l'allineamento del bacino. Raggiunta la fase di pieno appoggio con un

assetto posturale corretto il paziente può ritornare alla posizione iniziale e ripetere la sequenza.
Modalità di somministrazione:

**1a**

Controllo primario: Carico con feedback visivo continuo (Bilancia)
Controllo secondario: Bacino con feedback acustico positivo (Inclinometro)
Istruzione: Porta il peso sulla bilancia e fai suonare il feedback al bacino

**1b**

Controllo primario: Carico con feedback visivo continuo (Bilancia)
Controllo secondario: Bacino con feedback acustico negativo (Inclinometro)
Istruzione: Porta il peso sulla bilancia e non far suonare il feedback al bacino

**1c**

Controllo primario: Bacino con feedback acustico negativo (Inclinometro)
Controllo secondario: Tronco con feedback visivo continuo (Laser)
Istruzione: Porta il peso sul piede, con il laser mira l'obiettivo posto di fronte a te senza far suonare il feedback al bacino

Di seguito vengono mostrati i grafici dell'acquisizione dell'esercizio eseguita in laboratorio.

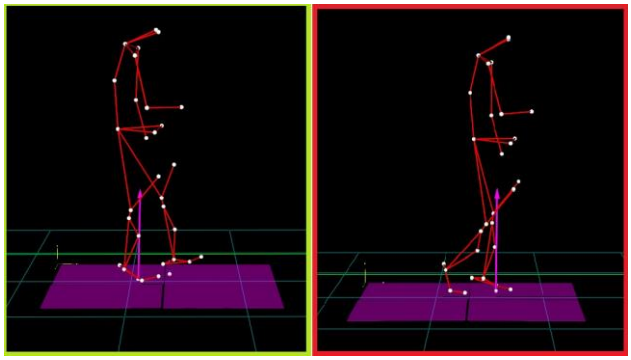


*Figura 12: Posizione di inizio (verde) e fine (rosso) dell'esercizio terapeutico*

L'esercizio è stato eseguito con un laser posizionato sul tronco e un inclinometro sul bacino per il controllo dei possibili compensi della paziente (configurazione 1c).

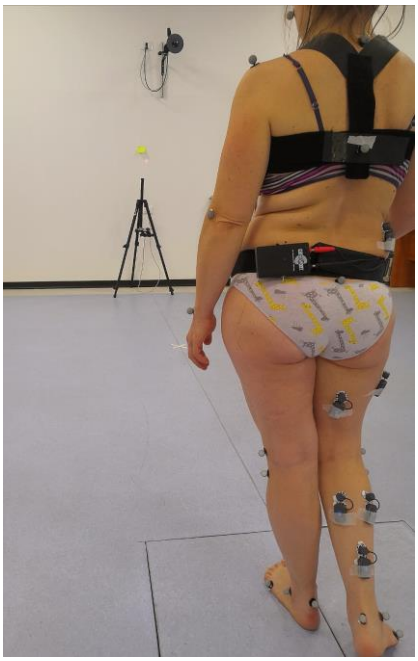


*Figura 13: Vista posteriore della paziente durante l'esecuzione dell'esercizio 1c con laser al tronco e inclinometro al bacino*

**Categoria: Elevazione Patologica**

In questa tipologia di pazienti si osserva un'elevazione del bacino sul piano frontale in fase di preswing. All'appoggio del piede sano il bacino del lato affetto parte in elevazione senza la fisiologica discesa funzionale all'accorciamento del pendolo inferiore. Il ginocchio, di poco flesso in fase di accettazione del carico, rimane rigido per tutto il ciclo del passo.

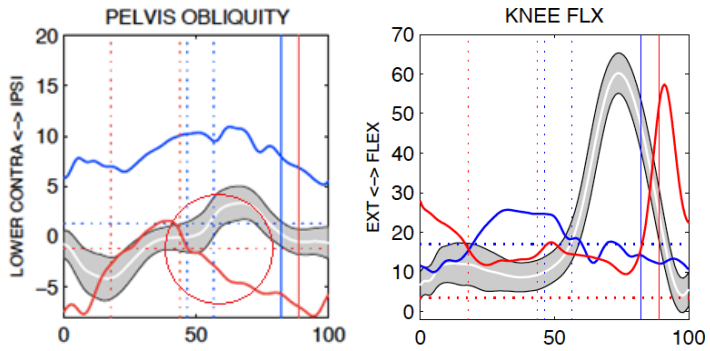



*Figura 14: Grafico relativo all'inclinazione del bacino sul piano frontale e alla flessione del ginocchio*

**Costruzione dell'esercizio terapeutico**

Il problema principale della deambulazione di questo paziente è l'anticipata elevazione del bacino e l'assenza della discesa fisiologica in fase di pre swing.

L'obiettivo dell'esercizio con questo paziente è quello di riuscire ad indurre la rottura dello schema estensorio tramite il rilascio dell'emibacino omolaterale al fine di ottenere un'adeguata flessione del ginocchio. Di seguito si illustra l'arto inferiore schematizzato nel corso dell'elevazione e del rilascio dell'emibacino omolaterale e la

correlazione con la flessione del ginocchio.

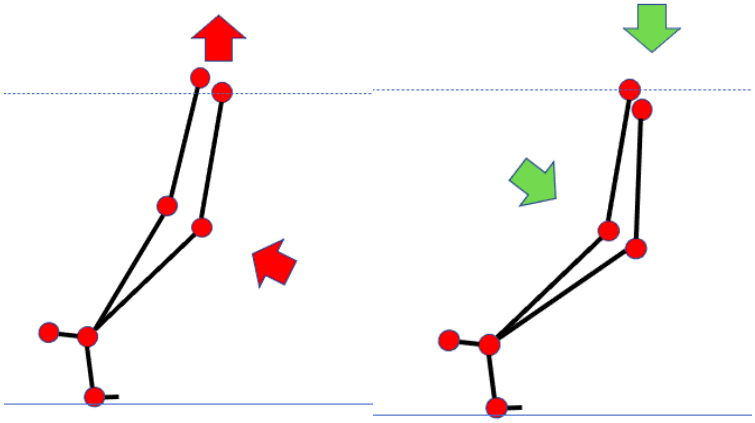


*Figura 15: Visualizzazione dell'arto inferiore sul piano sagittale. Comparazione tra elevazione e rilasciamento del bacino*

**Esercizi Percettivi**

**1.**

Il paziente si trova in posizione di doppio appoggio con i piedi in semi-tandem e il piede sano anteriormente. Raggiunta la fase di preswing, il terapista guida il bacino sul piano frontale e il paziente deve riconoscere delle posizioni successive.

**2.**

Il paziente si trova in posizione di doppio appoggio con i piedi in semi-tandem e il piede sano anteriormente. Posto un laser lateralmente al bacino e disegnate diverse tacche in senso verticale su uno schermo parallelo al piano sagittale, il paziente deve riconoscere la posizione del bacino relativamente alla tacca puntata dal laser.

**3.**

Il paziente si trova in posizione di doppio appoggio con i piedi in semi-

tandem e il piede sano anteriormente. Posto un laser lateralmente al bacino e disegnata la traiettoria ideale del bacino su uno schermo parallelo al piano sagittale, il paziente deve raggiungere la fase di preswing in carico sull'arto sano controllando la traiettoria relativa all'emibacino affetto disegnata dal laser sullo schermo.

**Esercizi Motori**

Una volta aumentata la percezione dei movimenti del bacino sul piano frontale si inserisce il paziente in un compito motorio attivo.

**1.**

Partendo dalla posizione di doppio appoggio con l'arto sano anteriore, il paziente deve spostare il carico sull'arto sano mantenendo l'allineamento del bacino. Raggiunta la fase di pieno appoggio con un assetto posturale corretto il paziente deve rilasciare l'emibacino omolaterale e indurre la flessione del ginocchio affetto.

Modalità di somministrazione:

**1a**

Controllo primario: Bacino con feedback acustico positivo (Inclinometro)

Controllo secondario: Ginocchio con feedback vibratorio positivo (Goniometro)

Istruzione: Porta il peso sul piede sano e rilascia il bacino dal lato affetto fino a far suonare il feedback al bacino e a far vibrare il feedback al ginocchio

**1b**

Controllo primario: Bacino con feedback acustico negativo (Inclinometro)

Controllo secondario: Ginocchio con feedback vibratorio positivo (Goniometro)

Istruzione: Porta il peso sul piede sano e rilascia il bacino dal lato affetto fino a far vibrare il feedback al ginocchio senza mai far attivare il feedback al bacino

**1c**

Controllo primario: Bacino con feedback acustico positivo (Inclinometro)

Controllo secondario: Tempo di rilascio del bacino con summary feedback (Cronometro)

Istruzione: Porta il peso sul piede sano e rilascia il bacino il più velocemente possibile.

Di seguito vengono mostrati i grafici dell'acquisizione dell'esercizio eseguita in laboratorio.

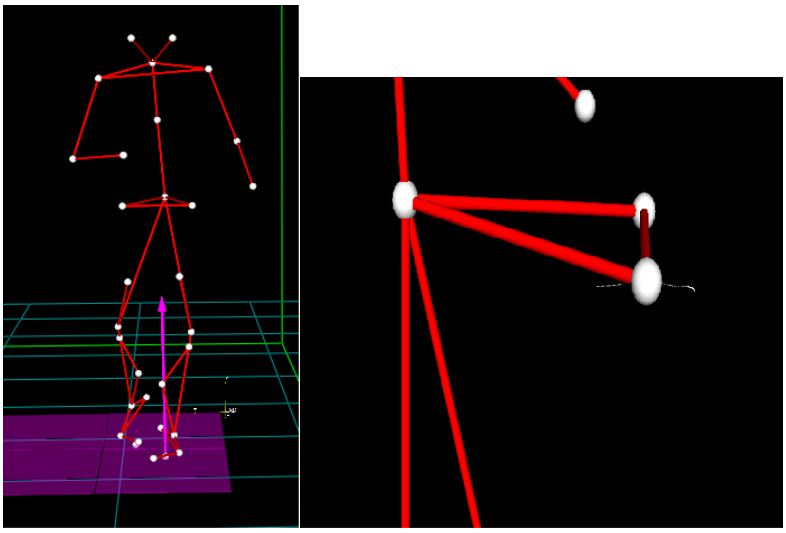


*Figura 16: Visualizzazione della posizione di fine dell'esercizio. Spot sull'inclinazione del bacino in fase di rilasciamento*

Si riportano l'immagine relativa all'acquisizione dell'esercizio descritto per questo segno clinico (Configurazione 1b).

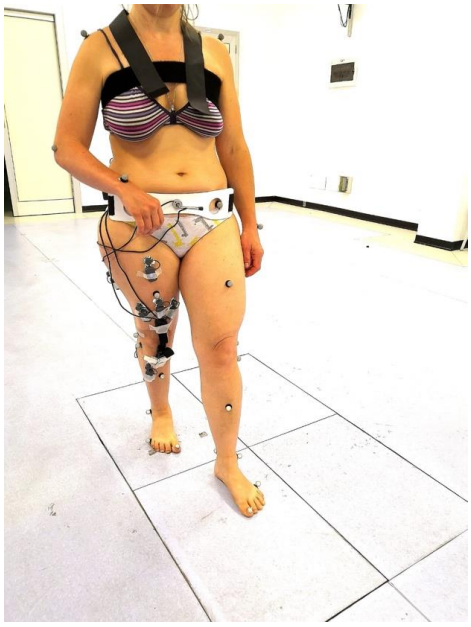


*Figura 17: Vista frontale della paziente durante l'esecuzione dell'esercizio 1b con inclinometro al bacino e goniometro al ginocchio*

**Categoria: Compenso in Vaulting**

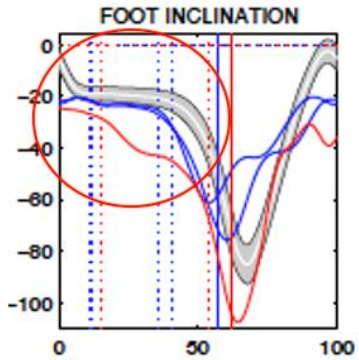



*Figura 18: Grafico relativi all'inclinazione del piede*

In questa tipologia di pazienti si osserva un'anticipata inclinazione del piede sano in fase di medio appoggio. La produzione di potenza alla

caviglia anticipata, in un instante in cui il momento al ginocchio è estensorio, provoca una propulsione di tutto il corpo verso l'alto.
In tale modo il paziente genera una clearance sufficiente all'avanzamento del lato affetto.

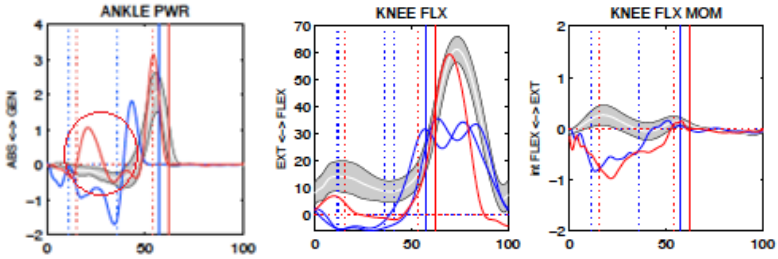



*Figura 19: Grafici relativi alla flessione del ginocchio, momento al ginocchio e produzione di potenza alla caviglia*

La flessione del ginocchio inadeguata non compromette l'avanzamento dell'arto in quanto il pendolo inferiore non necessita una riduzione della sua lunghezza.

**Costruzione dell'esercizio terapeutico**

Il problema principale della deambulazione di questo paziente è l'anticipata produzione di potenza alla caviglia dell'arto sano.
In fase di medio appoggio in carico sull'arto sano il paziente flette plantarmente il piede a ginocchio esteso sollevando il corpo verso l'alto.

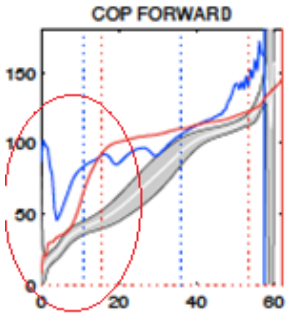



*Figura 20: Grafico dell'avanzamento del CoP utilizzata per costruire l'esercizio terapeutico*

All'appoggio del piede Sx il CdP risente di una brusca accelerazione anticipata. Il Cdp si porta anticipatamente a livello del mesopiede, di poco posteriormente alle teste metatarsali.
Il tallone Sx si stacca intorno al 15% della fase del passo.
L'obiettivo dell'esercizio con questo paziente è quello di portare il carico sull'arto Sx effettuando il secondo rocker del piede senza una flessione plantare di caviglia anticipata.

**Esercizi Percettivi**

**1.**

Il paziente si trova in posizione di doppio appoggio con i piedi in semi-tandem e il piede sano anteriormente. Il terapista guida la gamba del paziente nell'esecuzione del secondo rocker della caviglia frammentando l'avanzamento della tibia e proponendo delle posizioni successive al paziente. Il paziente deve riconoscere le posizioni proposte dal terapista mantenendo il piede piatto al suolo.

**Esercizi Motori**

Una volta aumentata la percezione dell'avanzamento della tibia sul piano sagittale si inserisce il paziente in un compito motorio attivo.

**1.**

Partendo dalla posizione di doppio appoggio con l'arto sano anteriore, con il piede su una tavoletta oscillante, il paziente deve spostare il carico sull'arto sano mantenendo l'allineamento orizzontale della tavoletta. Il paziente deve far avanzare la tibia sul piano sagittale senza mai perdere l'orizzontalità della tavoletta ai cui angoli sono poste delle molle resistive per diminuirne la libertà di movimento. Raggiunto il target posto su un tavolo di fronte a lui con l'antenna, può tornare alla posizione iniziale.

Il fulcro è posizionato appena anteriormente ai malleoli.

Modalità di somministrazione:

**1a**

Controllo primario: Inclinazione della tavoletta con feedback acustico negativo (Inclinometro)

Controllo secondario: avanzamento del bacino con feedback visivo continuo (Antenna)

Istruzione: Porta il peso sul piede sano mantenendo la tavoletta orizzontale. Porta avanti il bacino fino a raggiungere il target con l'antenna. Non far suonare il feedback della tavoletta.

**2.**

Partendo dalla posizione di doppio appoggio con l'arto sano anteriore, con il piede su una tavoletta oscillante, il paziente deve spostare il carico sull'arto sano mantenendo l'allineamento orizzontale della tavoletta. Il paziente deve far avanzare la tibia sul piano sagittale senza mai perdere l'orizzontalità della tavoletta ai cui angoli sono poste delle molle resistive per diminuirne la libertà di movimento. Superata la fase di pieno appoggio il paziente può avanzare con l'arto affetto fino a concludere l'esercizio con l'appoggio del piede affetto al suolo.

**2a**

Controllo primario: Inclinazione della tibia con feedback Vibratorio Positivo (Goniometro)
Controllo secondario: Bacino con feedback acustico negativo (Inclinometro)
Istruzione: Porta il peso sul piede sano facendo vibrare il feedback alla tibia. Non far suonare il feedback al bacino.

Di seguito vengono mostrati i grafici dell'acquisizione dell'esercizio eseguita in laboratorio.

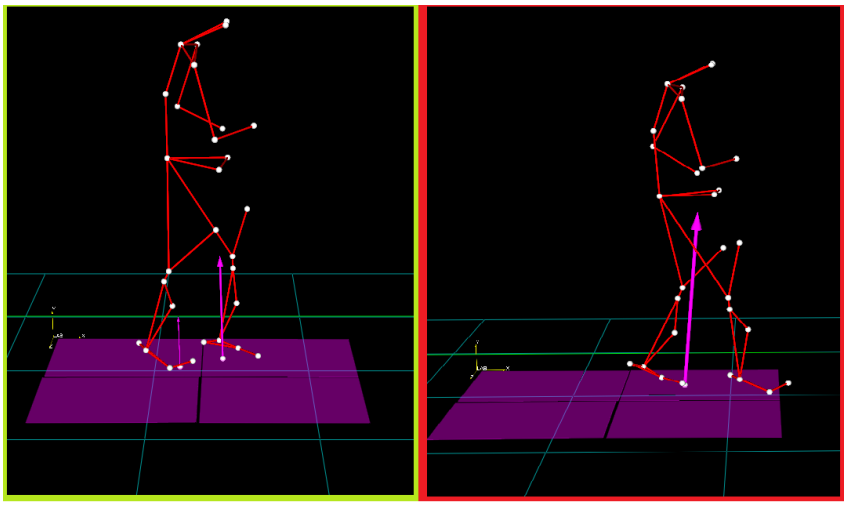


*Figura 21: Posizione di inizio (verde) e fine (rosso) dell'esercizio terapeutico*

Nel grafico sottostante si possono osservare i dati relativi all'acquisizione dell'esercizio in configurazione 1A.
Il primo grafico è relativo al peso caricato sulla bilancia, corrispondente al 90% del peso della paziente. Nel secondo grafico si può osservare il rilascio del bacino sul piano frontale. L'ultima schermata è relativa all'avanzamento del bacino sul piano orizzontale, facilitato dal raggiungimento di un target sul piano orizzontale.

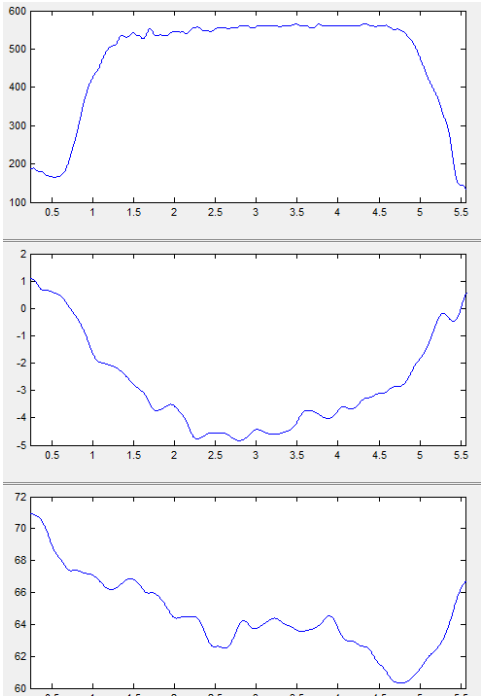


*Figura 22: Grafico relativo all'acquisizione dell'esercizio in laboratorio*

**Categoria: Arretramento del bacino**

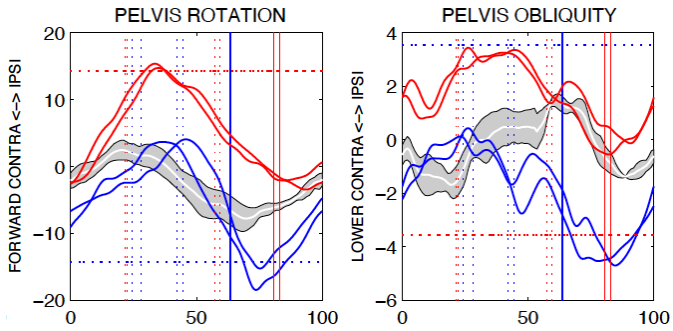



*Figura 23: Grafici relativi alla rotazione del bacino sul PO e dell'inclinazione sul PF*

In questa tipologia di pazienti si osserva un arretramento del bacino sul piano orizzontale in fase di preswing in carico sull'arto sano.

All'appoggio del piede sano il bacino avanza bilateralmente per poi rallentare gradualmente dal lato affetto fino all'inversione del trend, in cui l'emibacino omolaterale parte verso il lato opposto al cammino. Si osserva un'eccessiva rotazione omolaterale della pelvi spesso associato ad una successiva elevazione dell'emibacino omolaterale.

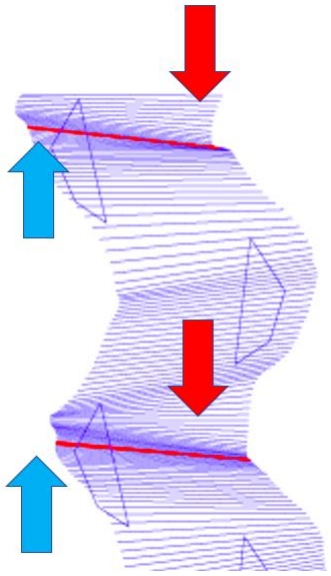


*Figura 24: Visualizzazione del tracciato della Bisiliaca. Arretramento del bacino in corrispondenza della line rossa.*

Il ginocchio di questi soggetti rimane rigido durante tutto il ciclo del passo con una riduzione di flessione intorno al 50% del ciclo, in corrispondenza all'arretramento del bacino. Portando l'emibacino in

preswing indietro diminuisce la distanza Anca-Piede sul piano sagittale ed aumentando la lunghezza del pendolo inferiore risultando non funzionale alla flessione del ginocchio.

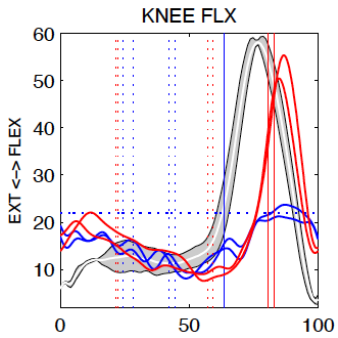



*Figura 25: Grafico relativo all'articolazione del ginocchio*

**Costruzione dell'esercizio terapeutico**

Il problema principale della deambulazione di questo paziente è l'arretramento dell'emibacino del lato affetto in fase di pre swing.
Di seguito viene riportata un'immagine relativa all'avanzamento del bacino nel cammino fisiologico:

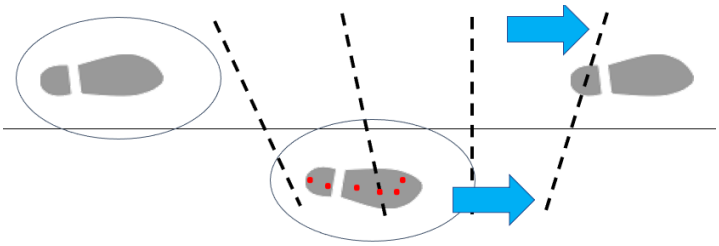


*Figura 26: rappresentazione del movimento fisiologico della Bisiliaca nel ciclo del passo*

**Esercizi Percettivi**

**1.**

Il paziente si trova in posizione di doppio appoggio con i piedi in semi-

tandem e il piede sano anteriormente. Viene posto un laser anteriormente al bacino per la visualizzazione dei movimenti sul piano orizzontale. Raggiunta dal paziente la fase di preswing, il terapista guida il bacino sul piano orizzontale secondo la traiettoria fisiologica chiedendo al paziente di seguire i movimenti da lui generati con lo sguardo al puntatore laser.

**2.**

Il paziente si trova in posizione di doppio appoggio con i piedi in semi-tandem e il piede sano anteriormente. Viene posto un Visualizzatore pelvico con antenna anteriormente al bacino per la visualizzazione dei movimenti sul piano orizzontale. Raggiunta dal paziente la fase di preswing, il terapista frammenta il movimento sul piano orizzontale proponendo un riconoscimento di posizioni successive al paziente.

**Esercizi Motori**

Una volta aumentata la percezione dei movimenti del bacino sul piano orizzontale si inserisce il paziente in un compito motorio attivo.

**1.**

Partendo dalla posizione di doppio appoggio con l'arto sano anteriore, il paziente deve spostare il carico sull'arto sano avanzando correttamente con il bacino e mantenendo l'allineamento con il tronco sul piano sagittale. Raggiunto un target su un tavolo posto di fronte a lui il paziente può ritornare alla posizione iniziale.

Modalità di somministrazione:

**1a**

Controllo primario: Bacino con feedback Visivo continuo (Antenna)

Controllo secondario: Tronco con feedback acustico negativo (Inclinometro)

Istruzione: Porta il peso sul piede sano e raggiungi il target con

l'antenna senza far suonare il feedback al tronco.

**1b**

Controllo primario: Bacino con feedback Visivo continuo (Antenna)
Controllo secondario: Ginocchio con feedback vibratorio positivo (Goniometro)
Istruzione: Porta il peso sul piede sano e raggiungi il target con l'antenna cercando di far vibrare il feedback al ginocchio.
Di seguito vengono riportate delle immagini relative all'esercizio eseguito in laboratorio (Configurazione 1b).

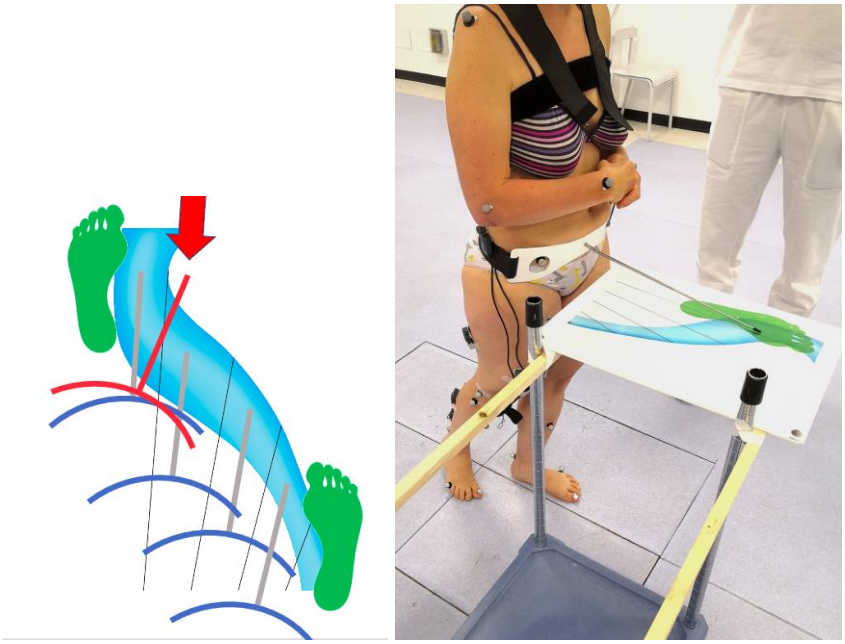


*Figura 27: Vista laterale della paziente durante l'esecuzione dell'esercizio 1b con antenna al bacino e goniometro al ginocchio*

**Categoria: Cammino Falciante**

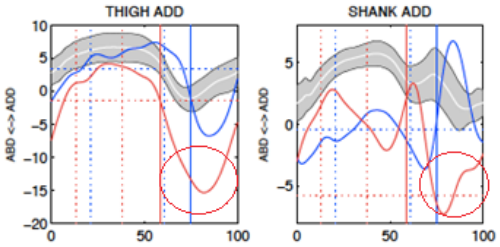



*Figura 28: grafici relativi all'abduzione del Femore e della Tibia*

In questa tipologia di pazienti c'è un'abduzione del femore e della tibia sul piano frontale in fase di oscillazione. In fase di preswing il paziente non riesce a creare le condizioni per ottenere una sufficiente clearance del piede, pertanto adotta questo compenso.

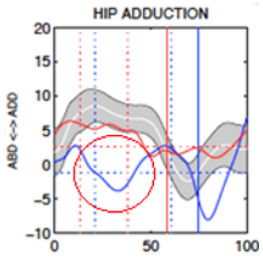



*Figura 29: grafico relativo ai movimenti dell'anca sul piano frontale*

Spesso la circonduzione dell'anca non ha origine nel lato affetto, ma l'abduzione si riscontra nella fase di appoggio monopodalico nell'anca controlaterale.

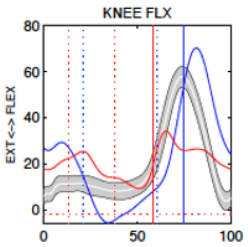



*Figura 30: Grafico del movimento al ginocchio*

Il grafico del ginocchio mostra come in corrispondenza della circonduzione dell'anca ci sia un ritorno dalla flessione, già scarsa all'inizio della fase di oscillazione.

**Costruzione dell'esercizio terapeutico**

L'esercizio terapeutico mira all'estinzione del segno compensatorio della falciata.

L'obiettivo è quello di uno spostamento medio laterale del bacino in pieno carico sull'arto sano senza scatenare un'abduzione dell'anca.

**Esercizi Percettivi**

**1.**

Il paziente si trova in posizione di doppio appoggio con i piedi in semi-tandem e il piede sano anteriormente. Raggiunta la fase di preswing, il terapista guida il bacino sul piano frontale e il paziente deve riconoscere delle posizioni successive.

**Esercizi Motori**

Una volta aumentata la percezione dei movimenti del bacino sul piano frontale si inserisce il paziente in un compito motorio attivo.

**1.**

Partendo dalla posizione di doppio appoggio con l'arto sano anteriore,

il paziente deve spostare il carico sull'arto sano mantenendo l'allineamento del bacino. Raggiunta la fase di pieno appoggio con un assetto posturale corretto il paziente deve rilasciare l'emibacino omolaterale e indurre la flessione del ginocchio affetto per poi innescare l'oscillazione dell'arto affetto cercando di controllare la circonduzione dell'anca.

Modalità di somministrazione:

**1a**

Controllo primario: Anca lato sano con feedback vibratorio positivo (Goniometro)

Controllo secondario: Gamba lato affetto con feedback uditivo negativo (Inclinometro)

Istruzione: Porta il peso sul piede sano fino a sentire Il feedback vibrare all'anca. Rilascia il bacino e avanza con l'arto affetto senza far suonare il feedback alla gamba del lato affetto

**1b**

Controllo primario: Bacino con feedback acustico negativo (Inclinometro)

Controllo secondario: Tibia con feedback Visivo continuo (Laser)

Istruzione: Porta il peso sul piede sano e rilascia il bacino senza far suonare il feedback al bacino. Avanza con l'arto affetto e segui la traiettoria disegnata sul muro di fronte a te con il laser.

L'esercizio provato in laboratorio è stato eseguito con la configurazione 1a.

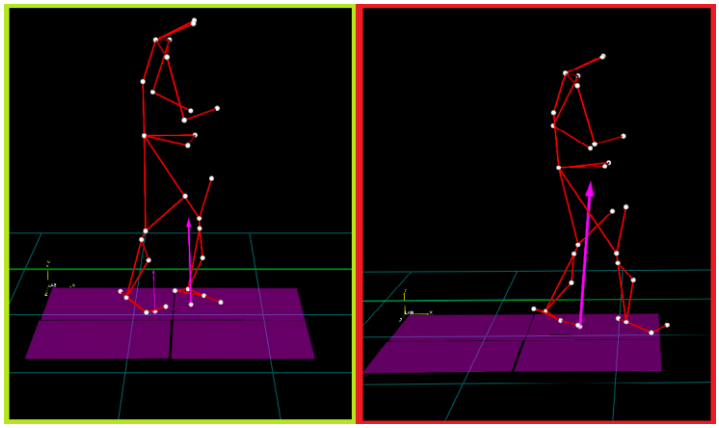


*Figura 31: Posizione di inizio (verde) e fine (rosso) dell'esercizio terapeutico*

# 4 DISCUSSIONE

Primo obiettivo di questa tesi era di analizzare le variabili cinematiche relative allo Stiff Knee nella deambulazione di pazienti reduci da ictus. In secondo luogo, coerentemente ai risultati del primo obiettivo, ci si è proposti di costruire una proposta riabilitativa sperimentale. L'intervento riabilitativo è stato costruito basandosi sui principi del Motor learning, con strumentazioni Biofeedback per il controllo dei deficit e dei compensi, evidenziati dalla caratterizzazione dei soggetti con SKG.

**Commentato [AC1]:** .....mirata in relazione al segno....

Dei 115 soggetti analizzati, 105 soggetti erano emiplegici mentre 10 erano soggetti sani; questa popolazione, benché diversa dalle caratteristiche oggetto di studio, è stata inserita per permettere un confronto con la fisiologia, utile a ricercare le anomalie presenti nello schema del passo e per scegliere le variabili che meglio mettessero in luce i deficit motori dei soggetti in studio. I soggetti emiplegici sono stati ulteriormente suddivisi in SKG (58%) e NON SKG secondo la definizione di letteratura di Olney e Richards [22]. In percentuale

l'emilato affetto è al 56% il destro ma non sono state riscontrate delle correlazioni tra lato lesionale e pattern di movimento.

Dall'analisi delle variabili di indice patologico è emerso che oltre alle differenze presenti tra i due gruppi patologici si riscontra un'ampia eterogeneità all'interno dello stesso gruppo SKG che ha permesso di stratificare il campione, così suddiviso in sei categorie.

La stratificazione è stata svolta in base alla presenza di pattern ricorrenti nel corso del cammino. Questa prima identificazione è già di per sé innovativa; Nonostante alcune di queste categorie e di questi compensi siano già stati previamente identificati in letteratura, BSE e Arretra non sono mai state descritte. Inoltre, aver dato questa classificazione alla popolazione oggetto di studio ha permesso di avere una rappresentazione dei risultati sinora mai presentata in letteratura. Pertanto, alcune delle ipotesi formulate sulle specifiche categorie non consentono un confronto diretto con gli studi presenti in letteratura. È però possibile affermare che, clinicamente, consentano una migliore comprensione dello specifico patologico e una formulazione degli interventi riabilitativi sulle caratteristiche specifiche del singolo.
Le categorie sono state esplorate per Velocità, Flessione massima del ginocchio, Inclinazione del bacino e timing del minimo raggiunto dal bacino, Generazione di potenza alla caviglia, spostamenti del tronco sui tre piani di movimento, Picco flessorio all'anca, Clearance, Abduzione del piede e Recovery (si vedano i Grafici 2-11). Di queste, va evidenziato che il timing del minimo raggiunto dal bacino è una variabile che ad oggi non è stata presa in considerazione in nessuno degli studi cinematici riguardanti una popolazione come quella da noi studiata.

In accordo con studi analoghi precedenti [21, 22], la velocità, la cadenza ed il tempo di oscillazione sono diminuiti, mentre il tempo di Stance e la larghezza del passo risultano aumentati rispetto ai

**Commentato [AC2]:**

**Commentato [AC3]:** Dire chi è il soggetto

parametri fisiologici; così come nel cammino dei pazienti emiplegici si riscontra una maggiore asimmetria.

I risultati relativi al primo obiettivo della tesi sono presentati nella Tabella 2 di pag 42 , di cui segue una discussione.

La **velocità** del paziente con SKG è risultata inferiore del 50% rispetto a quella dei pazienti NON SKG, che a sua volta risulta diminuita rispetto all'andamento dei soggetti sani. Tale riduzione può essere spiegata dalla presenza di diversi compensi attuati dal soggetto SKG per sopperire alla ridotta flessione del ginocchio ad eccezione dei soggetti con compenso in Vaulting, dove la riduzione non è presente, in quanto meno compromessi dal punto di vista della forza muscolare e della capacità di produrre potenza.

Il **tempo di Stance** risulta aumentato a causa di una ridotta capacità di gestione delle fasi monopodaliche in entrambi i gruppi patologici. Di questi il gruppo SKG presenta una maggiore asimmetria del passo sia per un diminuito tempo in carico sull'arto affetto, come nel caso del gruppo NON SKG, sia per un aumentato tempo in carico sull'arto sano utile ai fini della messa in atto dei compensi facilitanti l'avanzamento. Nonostante questo risultato non mostri una novità in termini clinici conferma però la corretta classificazione delle caratteristiche dei due sottogruppi principali.

La **larghezza del** passo risulta aumentata in entrambi i gruppi di soggetti emiplegici. Una possibile spiegazione può essere la ricerca di un maggiore equilibrio dettata da una minor percezione del carico sull'arto inferiore affetto e dunque una minor capacità di gestire l'emilato plegico nella fase di oscillazione. Nel caso del gruppo SKG, questa necessità è ulteriormente aumentata dalla presenza dei compensi patologici in fase di preswing. Come già stato evidenziato in letteratura [20], di conseguenza gli spostamenti medio-laterali del CdM sono aumentati in entrambi i gruppi di soggetti emiplegici; nel gruppo SKG gli spostamenti sono ulteriormente aggravati dalla

**Formattato:** Tipo di carattere: Grassetto

**Commentato [AC4]:** Qusti compensi inducono una riduzione della velocità

**Commentato [AC5]:** Parlare di doppio appoggio e single stance separatamente e spiegare cosa succede nelle cateorie

**Formattato:** Tipo di carattere: Grassetto

**Formattato:** Tipo di carattere: Grassetto

**Commentato [AC6]:** Aumentata la stance nel lato sano per difficoltà nella gestione della fase di volo dell'arto plegico

**Commentato [AC7]:** Un po confuso

**Formattato:** Tipo di carattere: Grassetto

presenza dei compensi con movimenti di tronco e bacino sul piano frontale atti alla facilitazione dell'avanzamento dell'arto plegico.

Il Grafico 3, sulla flessione del ginocchio in fase di oscillazione, rivela una netta separazione tra il gruppo di controllo e le sei categorie patologiche. Si potrebbe ipotizzare che la ridotta flessione di ginocchio nei sei gruppi dipenda da una riduzione della velocità. In realtà la categoria Vaulting, in cui la velocità è quasi paragonabile a quella del gruppo HS mostra comunque una ridotta flessione del ginocchio. E' vero che i soggetti sani presentano un aumento di flessione al ginocchio aumentando la velocità ma anche a velocità paragonabili a quelle dei soggetti patologici, presentano una flessione decisamente maggiore. Tutto ciò non è possibile per i soggetti reduci da Ictus che non sono in grado di attivare selettivamente la muscolatura dell'arto inferiore . Diversamente dai dati presentati in precedenza, quanto evidenziato da questo grafico contrasta con le ipotesi formulate in letteratura da altri studi, in cui si attribuiva alla riduzione della velocità la causa della inadeguata flessione del ginocchio. I dati da noi presentati invece escludono questa ipotesi in quanto a similare velocità di marcia tra sani e Voulting, questi ultimi mantengono una flessione del ginocchio ridotta.

ROM del bacino

Nella tabella 2 si può apprezzare come **l'altezza minima raggiunta dell'emibacino in pre-swing** sia diversa nei tre gruppi di studio. In particolare, i soggetti sani inclinano il bacino mediamente di -4,7° sotto il livello delineato dall'asse trasversale. Il gruppo SKG vede una diminuzione di questo valore (-0,7°). Come osservabile nel grafico 4, Tra i soggetti con Stiff Knee, le categorie Arretra, BSE ed Eleva non presentano un rilascio dell'emibacino in fase di preswing mentre i restanti gruppi riescono a scendere sotto lo zero rappresentato dalla posizione del bacino in standing, raggiungendo valori comparabili a

**Commentato [AC8]:** Non è vero, la causa è l'aumento di larghezza del passo. In totale aumenta ma nella fase di single stance diminuisce

**Commentato [AC9]:** Più scientifico

Aggiungere pz emi non SKG

**Eliminato:** I soggetti sani sono in grado di ottenere un'adeguata flessione del ginocchio

**Eliminato:** perché in grado di attivare selettivamente i muscoli flessori del ginocchio o di attuare compensi come la flessione dell'anca

**Commentato [AC10]:** Ci sono anche problemi di reaz abnorme allo stiramento, deficit di reclutamento, schemi elementari

**Commentato [AC11]:** Già detto

**Commentato [AC12]:** Rimanendo in argomento bacino si può notare come entrambi i gruppi patologici vedano una riduzione del **ROM** del bacino sul piano frontale di circa 3° (Tabella 2). I sani presentano una maggiore escursione media a fronte di una deviazione standard più alta. Questo dato da noi osservato è contrastante con la letteratura, in cui si rileva un aumento nella Pelvis Obliquity nei pazienti reduci da ictus [24, 25, 31, 32]. Gli studi citati considerano un aumento come l'incremento del valore massimo di questa variabile, a fronte dell'effettiva riduzione del ROM totale. L'aumento di cui si parla negli studi sopracitati è stato riscontrato nelle categorie BSE, Eleva e Arretra, mentre la riduzione del ROM risulta nella totalità dei gruppi patologici.

**Commentato [AC13]:** Nella fisiologia il bacino scende
Nei nostri pz non succede, ma solo in alcune categorie (anche vaulting)
Le ragioni possono essere …

**Formattato:** Tipo di carattere: Grassetto

quelli dei soggetti HS che deambulano alla stessa velocità. Il mantenimento del bacino sopra il valore zero coincide con una mancata riduzione di lunghezza del pendolo inferiore. Come delineato negli studi di Akbas, l'attivazione anomala e non sinergica dei muscoli dell'emilato affetto sono responsabili di alcuni movimenti compensatori [20, 31]. Nel caso specifico, l'ipotesi dietro a questo mancato rilascio dell'emibacino risiede nella spasticità della muscolatura estensoria del ginocchio, che porta alcuni gruppi di SKG ad attuare compensi di bacino sul piano frontale. È una novità di questo lavoro il fatto che esistano delle categorie di Stiff Knee in cui non si riscontrano i movimenti compensatori legati alla causa sopradescritta.

La categoria Vaulting sembra avere una discesa dell'emibacino omolaterale paragonabile a quella del gruppo HS. In realtà, più che alla discesa dell'emibacino omolaterale, si osserva una risalita dell'emisoma sano; pertanto, viene così spiegato il risultato mostrato nel Grafico 4.

Per quanto riguarda il **Timing del minimo** del bacino sul piano frontale

I dati presenti in Tabella 2 mostrano che il gruppo dei soggetti sani ed i soggetti NON SKG si equivalgono, con un rilascio del bacino attorno al 63% della fase di secondo doppio appoggio. Nel caso dei soggetti SKG questo valore è anticipato al 52%. In particolare, il grafico 5 delinea che le categorie Vaulting, SKGA, Falcia ed Eleva presentano un timing eccessivamente anticipato al 45% della fase di doppio appoggio.

Nel sano il timing di rilascio varia con la velocità secondo una proporzionalità diretta, questo potrebbe essere il motivo per cui i soggetti con SKG anticipano il rilascio dell'emibacino. In realtà i soggetti sani che deambulano a velocità paragonabili a quelle dei SKG non presentano questi valori percentuali. Pertanto, i valori trovati nei soggetti SKG non trovano una spiegazione nella velocità, lasciando

**Commentato [AC14]:** Va chiarito…non ho capito

**Commentato [AC15]:** Chiarire il perché succede

**Commentato [AC16]:** Collegare al discorso precedente.

Ùin alcuni soggetti non avviene la discesa, ma c'è un punto minimo che corrisponde all'inizio dell'elevazione

In altri c'è la discesa ma è cmq anticipata rispetto al sano. Abbiamo trovato che questa variabile è velocità dipendente, ma è cmq molto anticipato rispetto al sano che va piano

**Formattato:** Tipo di carattere: Grassetto

**Eliminato:** non esistono lavori in letteratura che abbiano preso in considerazione questa variabile. Pertanto, non è stato possibile effettuare un vero confronto.

**Eliminato:** a anticipazione

questo quesito aperto a future indagini. Un' ipotesi da noi formulata imputa l'anticipazione del timing ad una anticipata strutturazione e messa in atto dei compensi tipici delle categorie.

Per quanto riguarda la propulsione di questi tre gruppi, osservando il valore medio di **produzione di potenza** alla caviglia (Tabella 2) si può notare una netta riduzione di tale valore nei due gruppi patologici, come confermando così quanto già riscontrato in letteratura [19]. Nel gruppo SKG in modo particolare la produzione è prossima allo 0, mentre nel caso dei NON SKG il valore corrisponde a poco più della metà rispetto al valore nei sani. Ancora una volta la categoria Vaulting è quella più vicina al gruppo controllo (Grafico 6). È interessante notare come nel gruppo controllo a basse velocità corrisponda una bassa potenza alla caviglia, che nei valori minimi raggiunge lo zero. Il sano è in grado di deambulare ad una velocità ridotta in assenza di produzione di potenza ma con un'adeguata flessione del ginocchio. Pertanto, si può affermare che la ridotta produzione di potenza non sia la causa principale..una causa sufficiente alla riduzione della flessione di ginocchio. Questo è in contrasto con gli studi di Campanini e Merlo che invece fondano su l'ipotesi contraria i loro studi

Osservando il Grafico 7 sui movimenti del **tronco** sui tre piani di movimento, si può affermare che il piano sagittale sia quello più complesso da gestire dai pazienti con SKG. Tutte le categorie presentano un aumento del ROM del tronco distante da quello del gruppo di controllo sui tre piani di movimento, come confermato in letteratura [25] relativamente ai pazienti emiplegici.

Le categorie Arretra e BSE sono quelle con maggiori difficoltà di gestione dei movimenti del tronco sul piano sagittale, in quanto sono le uniche a compiere un compenso tronco-pelvico sul piano sagittale

**Eliminato:** Non sfruttando la discesa dell'emibacino omolaterale, anticipano le tappe successive.

**Eliminato:** Rimanendo in argomento bacino si può notare come entrambi i gruppi patologici vedano una riduzione del **ROM** del bacino sul piano frontale di circa 3° (Tabella 2). I sani presentano una maggiore escursione media a fronte di una deviazione standard più alta. La riduzione del ROM può essere spiegata dalla presenza del gruppo di soggetti BSE in cui il bacino rimane sempre elevato sul piano frontale con una riduzione del ROM nel corso del ciclo del passo. Il bacino di questi pazienti è stato definito fisso.¶ Questo dato da noi osservato è contrastante con la letteratura, in cui si rileva un aumento nella Pelvis Obliquity nei pazienti reduci da ictus [24, 25, 31, 32]. Gli studi citati considerano un aumento come l'incremento del valore massimo di questa variabile, a fronte dell'effettiva riduzione del ROM totale. L'aumento di cui si parla negli studi sopracitati è stato riscontrato nelle categorie BSE, Eleva e Arretra, mentre la riduzione del ROM risulta nella totalità dei gruppi patologici. ¶

**Formattato:** Tipo di carattere: Grassetto

**Commentato [AC17]:** Sposta sopra con la velocità

**Formattato:** Tipo di carattere: Grassetto

**Eliminato:** [30, 36]. A tal proposito il nostro studio non possiede il rigore metodologico né la potenza statistica per poter confermare un nesso di causalità; è possibile che un campione statisticamente significativo non confermi la relazione qui riscontrata.

**Formattato:** Tipo di carattere: Grassetto

**Commentato [AC20]:** Maggior compenso non complesso

**Eliminato:** eccessivamente

**Eliminato:** Abbiamo cercato una spiegazione plausibile ai movimenti del tronco in relazione ai compensi messi in atto dai soggetti di tutte le categorie delineate.¶

**Eliminato:** difficolta

al fine dell'avanzamento dell'arto plegico. Questo compenso consiste nell'abbinamento di un movimento di flessione del tronco e antiversione del bacino(crollo), in fase di appoggio dell'arto sano susseguito da un movimento di estensione del tronco e retroversione del bacino (spinta) atto a far avanzare l'arto plegico.

Anche la categoria SKGA presenta un aumento sostanziale nel ROM del tronco sul piano sagittale. Attribuiamo tale risultato al particolare pattern di movimento di questo gruppo di soggetti. In particolare, l'estensione del tronco è utilizzata per controbilanciare il peso dell'arto affetto nel momento del sollevamento dello stesso (prima fase del passo). Il movimento di flessione è invece utile a spostare in avanti il CdM al fine di sgravare l'arto sano, mantenuto posteriormente, e permettere l'avvicinamento di questo all'arto affetto (seconda fase del passo).

Sul piano frontale si osserva un andamento ricorrente nel gruppo **Falcia**, in cui tutti i soggetti inclinano il tronco omolateralmente. L'ipotesi potrebbe essere ricercata in una attivazione globale e simultanea dei muscoli dell'emilato affetto, con un accoppiamento tra i muscoli Retto Femorale, Grande Gluteo, Medio Gluteo e Quadrato dei Lombi, sulla base dell'ipotesi presentata negli studi di Akbas e Sulzer. Nel gruppo SKGA invece, la maggior parte dei soggetti inclina il tronco controlateralmente. A nostro avviso succede perché in appoggio monopodalico sull'arto sano, mantenuto sempre posteriorizzato, i soggetti si inclinano per aiutare il distacco dell'arto affetto e controbilanciarne il peso.

Anche nella categoria Arretra la maggior parte dei soggetti inclina il tronco controlateralmente ma in questo caso si ipotizza che l'inclinazione sia messa in atto per bilanciare il corpo sul piano frontale nella fase di arretramento del bacino.

Sul piano orizzontale si può notare come le categorie BSE e Vaulting siano quelle maggiormente compromesse. Per queste due tipologie di

**Eliminato:** (crollo),

**Commentato [AC21]:** Si parla del tronco nella fase di stance dal lato sano …? specificare

**Formattato:** Tipo di carattere: Grassetto

**Eliminato:** da noi proposta è quella di

soggetti, i movimenti del tronco sul piano orizzontale rappresentano un modo di creare un'inerzia di movimento in modo tale da creare un'accelerazione in direzione della traiettoria di movimento. Questo succede perché a questi due gruppi mancano i meccanismi per l'avanzamento, nel primo caso per una ridotta velocità e una mancanza di push off, mentre nel secondo caso per una dispersione dell'energia in senso caudale ed una mancata capacità di frazionamento dei segmenti corporei.

Ulteriori dati riportati in Tabella 2 mostrano che **l'abduzione del piede** rispetto alla traiettoria del cammino non risulta aumentata nei soggetti emiplegici NON SKG. Al contrario, è aumentata in tutte le categorie SKG, come confermato dalla letteratura [32]. La categoria Falcia risulta quella con un aumento più importante sia confrontata con gli altri gruppi patologici che con il gruppo controllo. Questo risultato è in accordo con il segno clinico di questa categoria.
Per quanto riguarda gli altri gruppi, si ipotizza che in ognuno di questi lo spostamento del piede sia il risultato di più compensi coesistenti nello schema del passo dei soggetti con SKG.

La valutazione del picco flessorio all'anca in fase di oscillazione non ha esibito grandi differenze nel confronto tra le categorie SKG e con il gruppo di controllo (Grafico 8). Si è notato che nel soggetto sano, il picco di flessione dell'anca è velocità dipendente. Tra le categorie SKG si riscontra una lieve riduzione di flessione in quei gruppi che utilizzano come compenso un movimento del bacino (Arretra, BSE, Eleva). Si riscontra invece un aumento della flessione d'anca nelle restanti categorie. La letteratura è concorde ai risultati ottenuti per le prime tre categorie, probabilmente per il campione di soggetti studiati [19, 24, 25].

L'osservazione dei dati della Tabella 2 relativi alla Clearance del piede

**Eliminato:** Non esistendo dei lavori mirati allo studio dei movimenti del tronco in soggetti con Stiff Knee in letteratura, i risultati sopraripportati sono stati inseriti a scopo illustrativo e utili per ipotizzare alcune delle cause stanti alla base dell'aumento del ROM sui tre piani registrato anche in altri studi.

**Formattato:** Tipo di carattere: Grassetto

non mostra differenze significative tra i tre gruppi di studio. Per quanto riguarda le categorie SKG, i soggetti BSE e SKGA presentano dei valori paragonabili al gruppo HS. Per quanto riguarda il gruppo SKGA, conoscendo clinicamente il cammino di questo gruppo, si è certi di un errore in questo risultato. Il sistema utilizzato calcola la clearance in fase monopodalica controlaterale, all'istante di minor distanza del piede omolaterale dal suolo. Come sappiamo, in questa categoria di soggetti l'arto sano non supera mai quello plegico e pertanto, Il soggetto non si trova mai nella situazione in cui può essere calcolata la Clearance corretta.
Per quanto riguarda gli altri gruppi si nota un aumento nella clearance del piede che può essere spiegata dal fatto che i soggetti con SKG adottino delle strategie compensatorie proprio per non avere l'intralcio del piede al suolo. Pertanto, i risultati sembrano concordare con l'osservazione clinica.
In particolare, l'aumento nel gruppo Vaulting trova una spiegazione nell'elevazione dell'intero soma in senso caudale, mentre nel gruppo Falcia, l'abduzione del piede posiziona l'arto inferiore inclinato sul piano frontale e pertanto, ne riduce la lunghezza sull'asse longitudinale, aumentando la Clearance.
Si ricorda che l'aumento di Clearance di cui si parla in questo lavoro è dell'ordine di pochi centimetri (Grafico 9).

Il Grafico 11 relativo al recupero energetico nel cammino mostra come il gruppo controllo sia quello energeticamente meno dispendioso. I soggetti NON SKG presentano un ridotto recupero energetico, attribuibile all'asimmetria del cammino, alla lieve riduzione di velocità e agli aumentati spostamenti del CdM medio laterali. Il gruppo controllo presenta un'alta variabilità in quanto questo parametro dipende anche dalla velocità di deambulazione. Il gruppo Vaulting presenta un Recovery paragonabile a quello del soggetto sano, mentre i gruppi Arretra, SKGA e BSE presentano un recovery estremamente

ridotto. Le categorie Eleva e Falcia risentono di una riduzione moderata e nonostante siano paragonabili tra loro per velocità, presentano una leggera differenza nel recovery, a favore del gruppo Falcia. Questo perché a parità di velocità, lo schema del cammino dei pazienti Elevatori di bacino presenta un compenso responsabile di un eccessivo spostamento craniocaudale del CdM, altro fattore responsabile dell'aumento del dispendio energetico.

**L'ESERCIZIO TERAPEUTICO**

Per poter proporre un protocollo riabilitativo per pazienti con SKG è stato fondamentale comprendere l'eterogeneità presente in questo gruppo di studio. La nostra scelta è stata quella di costruire alcuni esercizi mirati per ogni categoria, creati a partire dall'analisi cinematica e dinamica dello specifico segno patologico presente in ognuna di esse.
Per ogni categoria sono stati individuati degli esercizi ad hoc costruiti sulla base dei compensi evidenziati e delle abilità residue.

**SKGA**

I soggetti che fanno parte di questo gruppo sono pazienti mocon un quadro clinico molto compromesso e con una forte compromissione dello schema del passo. Le fasi del passo Fisiologico non vengono rispettate ed il paziente deambula tenendo l'arto affetto sempre avanzato rispetto al controlaterale.
È una peculiarità di questo gruppo uno stravolgimento dello schema del passo rispetto alla fisiologia, in cui i soggetti non mirano all'accorciamento del pendolo inferiore e all'oscillazione dell'arto in preswing, quanto al mero avanzamento di una massa completamente

rigida. È solito di questa tipologia di pazienti camminare ad una velocità estremamente bassa con l'adozione di diverse strategie di compenso.

In questa categoria l'esercizio verte sulla percezione del carico sull'arto plegico e sulla gestione di esso nelle diverse fasi dello Stance. In particolare, il lavoro è mirato sul raggiungimento della verticalità della gamba plegica in carico monopodalico.
Si è optato per una gradualità nel proporre l'esercizio, dapprima un lavoro percettivo in ortostatismo per poi passare alla gestione del carico autonomo e progredire con la difficolta in carico monopodalico sull'arto affetto in posizione di primo doppio appoggio.

**BSE**

I pazienti del gruppo BSE sono soggetti con uno Stiff Knee grave poichè deambulano con il bacino perennemente inclinato controlateralmente al lato affetto. Una particolarità di questo gruppo nel nostro campione è che tutti i soggetti sono risultati emiplegici destri.
Solitamente il disallineamento pelvico sul piano frontale è presente già in posizione di standing, in ortostatismo.
La causa di tale asimmetria posturale non è del tutto chiara, ma un'ipotesi potrebbe essere quella di un deficit di stabilizzazione laterale dell'anca dal lato sano coesistente con l'attivazione spastica dei muscoli elevatori del bacino. È osservabile in questi pazienti una chiusura dell'emilato affetto nel distretto del tronco, che presenta delle pieghe della cute dal lato affetto a far intendere una contrazione spastica della muscolatura dorsale.
Un'altra ipotesi è quella di una mancata estensione del ginocchio dell'arto sano causata dalla sfuggenza al carico sull'arto plegico.

In questo caso si è optato per una sequenza di esercizi volti al recupero della gestione del carico su entrambi gli arti inferiori, dapprima in posizione ortostatica, per poi procedere al training in posizione semi statica con i piedi in tandem. Il lavoro è dapprima percettivo e poi motorio, con l'utilizzo del biofeedback per aiutare il paziente nel controllo dei segmenti corporei durante l'esecuzione dell'esercizio.
L'obiettivo dell'esercizio è quello di completare la fase di accettazione del carico riuscendo a mantenere l'allineamento del tronco e del bacino, gestendo il carico sull'arto inferiore per il tempo necessario a preparare l'oscillazione dell'arto affetto.

**ELEVAZIONE PATOLOGICA**

Il gruppo dei soggetti "Elevatori" comprende quei pazienti con Stiff Knee moderato o severo che utilizzano l'elevazione del bacino come compenso primario per ottenere una clearance al piede e permettere l'avanzamento dell'arto affetto. Il pendolo inferiore non viene accorciato e di conseguenza non si sfrutta l'inerzia dovuta all'accelerazione creata dallo spostamento antero-latero-caudale del CoM. Pertanto, la necessità di flettere il ginocchio viene aggirata dalla possibilità di garantire la clearance al piede in un modo diverso, a scapito di un maggior dispendio energetico.

In questo caso si è optato per una sequenza di esercizi volta all' inserimento del rilascio del bacino nello schema motorio del paziente. Il lavoro è dapprima percettivo con l'intento di aumentare la percezione dei movimenti del bacino sul piano frontale e successivamente motorio con l'interiorizzazione del movimento e l'utilizzo di questo per scatenare una flessione di ginocchio indotta.

**VAULTING**

Come descritto in precedenza i soggetti appartenenti a questa categoria sono i più vicini al comportamento fisiologico. Il loro schema del passo è meno compromesso, anche se la rigidità del ginocchio rende deficitaria la flessione massima in fase di volo. Il soggetto con Vaulting non è ipostenico ed è vicino al sano per i valori di produzione di potenza. Il suo compenso consiste nell'innalzare l'intero soma verso l'alto tramite una plantiflessione anticipata in fase di stance controlaterale al lato affetto. In tal modo il paziente può far fronte all'avanzamento dell'arto affetto senza il problema dell'impaccio del piede al suolo.

L'esercizio terapeutico mira al training del timing di attivazione dei flessori plantari controlaterali, con una particolare attenzione alla gestione della fase monopodalica. In questa fase il paziente deve stabilizzare i segmenti secondari e mantenere una postura corretta mentre mantiene il piede sano orizzontale rispetto al piano d'appoggio.

**ARRETRAMENTO DEL BACINO**

Questa categoria non è mai stata delineata negli studi in letteratura.
I soggetti presenti in questo gruppo viaggiano a bassissime velocità ed il loro schema del passo è compromesso, spesso abbinato ad uno Stiff Knee severo.
Il segno clinico è osservabile in fase di pieno appoggio controlaterale al lato affetto, in cui l'emibacino omolaterale arretra nella direzione opposta a quella del cammino invece di procedere nell'avanzamento insieme all'altro emibacino. Questo segno spiega la riduzione della velocità di cammino di questi soggetti, che per una parte del loro ciclo

del passo viaggiano nella direzione opposta a quella di movimento.
Si è notato che questo segno è spesso accompagnato da movimenti compensatori di altre categorie, quali l'elevazione del bacino o la circonduzione dell'anca. Come spiegato nel capitolo "Risultati" troviamo di fondamentale importanza il corretto avanzamento del emibacino omolaterale sul piano orizzontale come presupposto per la determinazione di una situazione cinematica favorevole alla flessione del ginocchio.
L'esercizio terapeutico mira al training del corretto avanzamento del bacino in carico sull'arto sano. In questa fase il paziente deve stabilizzare il segmento assile e tenere l'allineamento con gli stabilizzatori laterali dell'anca.

**CAMMINO FALCIANTE**

La "Falciata" è il compenso più conosciuto quando si parla del cammino nel paziente emiplegico. I soggetti che fanno parte di questa categoria sono coloro i quali non posseggono schemi motori patologici all'infuori della circonduzione dell'anca. Questo schema cinematico è talvolta scatenato da un'abduzione dell'anca controlaterale al lato affetto in fase di pieno carico monopodalico, a cui si associano dei movimenti del tronco sul piano frontale utili al mantenimento dell'equilibrio del soggetto.

L'obiettivo dell'esercizio terapeutico è quello di ottenere uno spostamento medio laterale del bacino in pieno carico sull'arto sano controllando la possibile abduzione dell'anca. Una volta raggiunta questa correzione cinematica si stimola il rilascio del bacino controlaterale e l'oscillazione dell'arto inferiore su una traiettoria rettilinea.

## 4.1 LIMITI DELLO STUDIO

Sarebbe stato interessante affiancare l'analisi elettromiografica all'analisi delle variabili cinematiche per meglio comprendere le attivazioni muscolari e le sinergie presenti nel cammino SKG. I lavori presenti in letteratura riguardano principalmente la ricerca delle cause di questo disturbo e molto spesso queste vengono ricercate nel sistema muscolare. Altro limite di questo studio riguarda la possibilità di estrapolare dai dati acquisiti alcuni dei segni clinici riscontrabili tramite l'osservazione clinica.

# 5 CONCLUSIONI

Lo scopo di questo studio era analizzare le variabili cinematiche e dinamiche nel cammino di un paziente emiplegico con Stiff Knee Gait e proporre una strategia riabilitativa costruita sulla base dei dati ricavati dall'analisi di 115 soggetti presenti nell'archivio storico del laboratorio.

È stato possibile ricavare un'analisi comparativa tra il gruppo di soggetti con SKG, i soggetti emiplegici che non presentano questo segno e il gruppo di sani.

Grazie ai dati ottenuti dall'elaborazione dell'analisi del cammino dei soggetti reclutati è stato possibile confermare le informazioni presenti nei più recenti studi esistenti in letteratura riguardanti l'argomento e suddividere il gruppo SKG in sei categorie in base alla ricorrenza e la compresenza di segni patologici comuni.

Le sei categorie ottenute dalla nostra analisi sono risultate statisticamente diverse tra loro e lo schema del passo di ognuna di queste presenta delle caratteristiche proprie.

La categorizzazione ha il vantaggio di permettere una scelta di trattamento mirata e strutturata sulla base dei deficit o delle strategie di compenso riscontrate nel corso della valutazione clinica o strumentale.

È stato possibile costruire un pacchetto di esercizi terapeutici specifici per ogni segno clinico utilizzando come strumentazione il Kit Leonardo. Lo stesso protocollo può essere adattato utilizzando altri strumenti a Biofeedback presenti sul mercato.

Per quanto riguarda gli studi futuri, sarebbe interessante poter valutare l'efficacia degli esercizi terapeutici da noi proposti, osservando i cambiamenti funzionali indotti dall'esercizio in ogni categoria delineata in questo studio. Ulteriore analisi potrebbe riguardare la registrazione del dato elettromiografico per meglio comprendere il comportamento del cammino SKG.

# 6 BIBLIOGRAFIA


1. Neumann DA (2019) Chinesiologia del sistema muscoloscheletrico: Fondamenti per la riabilitazione.
2. Piazza SJ; Delp SL (1996) The Influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. J Biomech 29:
3. Twitchell TE (1951) The restoration of motor function following hemiplegia in man. Brain 74:443–480
4. PM R (2001) Brain redundancy: responsivity or plasticity? Ann Neurol
5. PD W, MD E (1971) Formation of new connections in adult rat brains after partial deafferentation. Nature
6. Bach-y-Rita P (1980) Recovery of function: Theoretical consideration for brain injury rehabilitation.
7. TA J, T S (1992) Overgrowth and pruning of dendrites in adult rats recovering from neocortical damage. Brain Res
8. OW W, HJ B, K S, C R, G H (2000) Functional differentiation of multiple perilesional zones after focal cerebral ischemia. Cereb

Blood Flow Metab

9. Lee RG, Donkelaar P Van (1995) Mechanisms Underlying Functional Recovery Following Stroke. Can J Neurol Sci / J Can des Sci Neurol 22:257–263
10. DM F, JC B (1986) Diaschisis. Stroke 17:817–830
11. W F, A D, K S, C H (1993) Motor recovery following capsular stroke: role of descending pathways from multiple motor areas. Brain 116:369–382
12. F B, RJ S, S A, J C, R B, HJ F (1996) Thalamic metabolism and corticospinal tract integrity determine motor recovery in stroke. Ann Neurol
13. RJ S, Y H, U K, L T, H H, HJ F (1995) Large-scale plasticity of the human motor cortex. Neuroreport 6:742–744
14. P P, R F, M R (1996) Motor recovery after stroke. Morphological and functional brain alterations. Brain 119:1849–1857
15. B W, U K, H H (1994) Tactile exploration of shape after subcortical ischaemic infarction studied with PET. Brain
16. F C, V DP, RJS W, DJ B, RJ D, RSJ F (1991) The functional anatomy of motor recovery after stroke in humans: a study with positron emission tomography. Ann Neurol
17. Kerrigan DC, Frates EP, Rogan S, Riley PO (1999) Spastic paretic stiff-legged gait: biomechanics of the unaffected limb. Phys Med Rehabil 78:354–360
18. Kerrigan DC, Karvosky ME, Riley PO (2001) Spastic Paretic Stiff-Legged Gait. Am J Phys Med Rehabil 80:244–249
19. Goldberg SR, Õunpuu S, Delp SL (2003) The importance of swing-phase initial conditions in stiff-knee gait. J Biomech 36:1111–1116
20. Akbas T, Neptune RR, Sulzer J (2019) Neuromusculoskeletal simulation reveals abnormal rectus femoris-gluteus medius coupling in post-stroke gait. Front Neurol 10:1–10
21. R N, T H, S W, T M (1988) Walking Cycle after stroke. Tohoku J

Exp Med
22. Olney S, Richards C (1994) Hemiparetic Gait following stroke. Part I: characteristics. Gait Posture 4:
23. Wang W, Li K, Yue S, Yin C, Wei N (2017) Associations between lower-limb muscle activation and knee flexion in post-stroke individuals: A study on the stance-to-swing phases of gait. PLoS One 12:1–13
24. Mazzoli D, Giannotti E, Manca M, et al (2018) Electromyographic activity of the vastus intermedius muscle in patients with stiff-knee gait after stroke. A retrospective observational study. Gait Posture 60:273–278
25. I.A. KDQ, S.R. S, S. L, W.S. P, D. M (1996) Gait pattern in the early recovery period after stroke. J Bone Jt Surg - Ser A 78:1506–1514
26. Afzal MR, Lee H, Eizad A, Lee CH, Oh MK, Yoon J (2019) Effects of vibrotactile biofeedback coding schemes on gait symmetry training of individuals with stroke. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 27:1617–1625
27. Goldberg SR, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL (2004) Muscles that influence knee flexion velocity in double support: Implications for stiff-knee gait. J Biomech 37:1189–1196
28. Apti A, Akalan NE, Kuchimov S, Özdinçler AR, Temelli Y, Nene A (2016) Plantar flexor muscle weakness may cause stiff-knee gait. Gait Posture 46:201–207
29. Yap YT, Gouwanda D, Gopalai AA, Chong YZ (2021) The effect of asymmetrical gait induced by unilateral knee brace on the knee flexor and extensor muscles. Med Biol Eng Comput 59:711–720
30. Campanini I, Merlo A, Damiano B (2013) A method to differentiate the causes of stiff-knee gait in stroke patients. Gait Posture 38:165–169
31. Akbas T, Prajapati S, Ziemnicki D, Tamma P, Gross S, Sulzer J (2019) Hip circumduction is not a compensation for reduced knee

flexion angle during gait. J Biomech 87:150–156
32. Sulzer JS, Gordon KE, Dhaher YY, Peshkin MA, Patton JL (2010) Preswing knee flexion assistance is coupled with hip abduction in people with stiff-knee gait after stroke. Stroke 41:1709–1714
33. Kessner SS, Schlemm E, Cheng B, Bingel U, Fiehler J, Gerloff C, Thomalla G (2019) Somatosensory Deficits After Ischemic Stroke: Time Course and Association With Infarct Location. Stroke 50:1116–1123
34. Kessner SS, Bingel U, Thomalla G (2016) Somatosensory deficits after stroke: A scoping review. Top Stroke Rehabil 23:136–146
35. Findlater SE, Mazerolle EL, Pike GB, Dukelow SP (2019) Proprioception and motor performance after stroke: An examination of diffusion properties in sensory and motor pathways. Hum Brain Mapp 40:2995–3009
36. Merlo A, Campanini I (2019) Impact of instrumental analysis of stiff knee gait on treatment appropriateness and associated costs in stroke patients. Gait Posture 72:195–201
37. Reinbolt JA, Fox MD, Arnold AS, Õunpuu S, Delp SL (2008) Importance of preswing rectus femoris activity in stiff-knee gait. J Biomech 2362–2369
38. LAGE KJ, WHITE SC, YACK J (1995) The effects of unilateral knee immobilization on lower extremity gait mechanics. Am. Coll. Sport. Med.
39. Lewek MD, Osborn AJ, Wutzke CJ (2012) The influence of mechanically and physiologically imposed stiff-knee gait patterns on the energy cost of walking. Arch Phys Med Rehabil 93:123–128
40. Massaad F, Lejeune TM, Detrembleur C (2010) Reducing the energy cost of hemiparetic gait using center of mass feedback: A pilot study. Neurorehabil Neural Repair 24:338–347
41. PETEK BALCI B (2018) Spasticity Measurement. Arch Meuropychiatry 55:S49–S53

42. Li RQ, Li ZM, Tan JY, Chen GL, Lin WY (2017) Effects of motor imagery on walking function and balance in patients after stroke: A quantitative synthesis of randomized controlled trials. Complement Ther Clin Pract 28:75–84
43. Veerbeek JM, Van Wegen E, Van Peppen R, Van Der Wees PJ, Hendriks E, Rietberg M, Kwakkel G (2014) What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta-analysis. PLoS One. doi: 10.1371/journal.pone.0087987
44. Giggins OM, Persson UM, Caulfield B (2013) Biofeedback in rehabilitation. J Neuroeng Rehabil 1–11
45. Brunnstrom S (1970) Movement Therapy in Hemiplegia: A NeurophysiologicalApproach. NewYork
46. Neckel N, Pelliccio M, Nichols D, Hidler J (2006) Quantification of functional weakness and abnormal synergy patterns in the lower limb of individuals with chronic stroke. J Neuroeng Rehabil 3:1–11
47. Desrosiers J, Rochette A, Corriveau H (2005) Validation of a new lower-extremity motor coordination test. Arch Phys Med Rehabil 86:993–998
48. Brunnstrom S (1966) Motor Testing Procedures. Am Phys Ther Assoc 46:357–375