

Alma Mater Studiorum – Università di Bologna
SCUOLA DI MEDICINA E CHIRURGIA

Corso di laurea in Fisioterapia

**IL RUOLO DEI SISTEMI ROBOTICI IN
NEURORIABILITAZIONE: utilizzo del Lokomat® nel trattamento
del cammino – *Case Report***

TESI DI LAUREA IN METODICHE FISIOTERAPICHE

Presentata da:
Nikolas Grassi

Relatrice:
Prof.ssa Silvia Faenza

Appello I
Anno Accademico 2018-2019

*Quando c'è una meta,
anche il deserto diventa strada
(proverbio tibetano)*

ABSTRACT

Background

Il recupero e il miglioramento della funzione deambulatoria sono fra gli obiettivi maggiormente perseguiti in medicina riabilitativa, nonché desiderio primario delle persone che residuano disabilità a seguito di patologie di origine neurologica. L'utilizzo dei robot fra gli strumenti a disposizione del *team* riabilitativo ha ampliato le possibilità a disposizione per il trattamento del cammino, la cui dimostrazione di efficacia è tutt'ora di grande interesse nell'ambito della ricerca scientifica. L'obiettivo di questo studio è verificare i benefici derivanti dall'utilizzo dei sistemi esoscheletrici nel trattamento del cammino in persone con esiti di patologie neurologiche, tramite misure di valutazione riproducibili nella pratica riabilitativa.

Materiali e metodi

Il campione oggetto di questo studio è composto da una singola persona con esiti di deficit neurologici nel cammino in fase post-acuta. La valutazione degli effetti del trattamento per mezzo di sistema esoscheletrico Lokomat® è stata effettuata mediante la somministrazione delle scale Berg Balance, Tinetti e FAC, e con i test Time Up-and-Go e 10 m Walking con l'impiego del sensore G-Walk®.

Risultati

I dati ottenuti supportano l'ipotesi di partenza dello studio. Dall'analisi dei dati si evince come siano migliorati i parametri qualitativi del cammino, dove gli *item* delle scale e i parametri dei test indicano un cammino più simmetrico e una migliore distribuzione del carico sull'arto inferiore maggiormente compromesso. Non si registrano miglioramenti quantitativi significativi in seguito al ciclo di trattamento.

Conclusioni

Il trattamento con Lokomat® ha avuto un effetto positivo sulle componenti qualitative del *pattern* motorio rispetto ai parametri quantitativi citati in letteratura come velocità e cadenza del cammino.

PAROLE CHIAVE: Lokomat, cammino, neuroriabilitazione.

INDICE

Pagina

INTRODUZIONE	11
CAPITOLO I: Il cammino	12
1.1 Biomeccanica della locomozione	12
<u>Ciclo del passo</u>	12
<u>Fasi del passo</u>	13
1.2 Controllo neurofisiologico	19
<u>Controllo sub-encefalico del cammino</u>	19
<u>Modulazione sovraspinale del cammino</u>	20
<u>Vie discendenti</u>	21
<u>Cervelletto</u>	21
CAPITOLO II: I sistemi robotici nella riabilitazione degli arti inferiori - stato dell'arte	25
2.1 Evidenze scientifiche a supporto dell'utilizzo dei robot – stato attuale	26
<u>Lesioni Spinali</u>	26
<u>Ictus</u>	28
<u>Malattie neurodegenerative</u>	32
CAPITOLO III: Il Lokomat®	35
3.1 Software	37
CAPITOLO IV: Materiali e metodi	41
4.1 Obiettivi dello studio	41
4.2 Popolazione dello studio	41
4.3 Protocollo clinico	42

4.4 Outcomes clinici	42
<u>Scale cliniche</u>	43
<u>Test con rilevazione dei dati attraverso valutazione strumentale con sensore G-Walk®</u>	43
Capitolo V: Risultati	45
5.1 Case report	45
5.2 Risultati degli <i>outcome</i> clinici	45
<u>Berg Balance Scale</u>	45
<u>Scala Tinetti</u>	46
<u>Scala FAC</u>	47
5.3 Risultati degli <i>outcome</i> rilevati con analisi strumentale	47
<u>Parametri test TUG</u>	47
<u>Parametri test WALK</u>	49
CAPITOLO VI: Discussione	52
6.1 Analisi descrittiva e inferenziale degli <i>outcome</i> clinici	52
<u>Berg Balance Scale</u>	52
<u>Scala Tinetti</u>	53
<u>Scala FAC</u>	53
<u>Test Time Up-and-Go (TUG)</u>	53
<u>10 m Walking Test (WALK)</u>	55
6.2 Commento	57
6.3 Limiti della tesi	57
CAPITOLO VII: Conclusioni	59

BIBLIOGRAFIA 60

RINGRAZIAMENTI 63

ALLEGATO 1: Scale di valutazione

ALLEGATO 2: Report test di valutazione

INTRODUZIONE

Questo elaborato è composto da due parti: nella prima parte vengono presi in esame i dispositivi robotici applicati alla riabilitazione in ambito neurologico, con le principali evidenze supportate dalla letteratura; la seconda riporta un *case report* allo scopo di illustrare il progetto di studio sperimentale che si sta disegnando all'interno dell'UOMR dell'ospedale "G. Marconi" di Cesenatico.

Nel capitolo I vengono illustrati i fondamenti della deambulazione fisiologica, quali la biomeccanica della locomozione e la neurofisiologia legata al controllo del cammino.

Nel capitolo II viene introdotto il concetto di dispositivo robotico, evidenziandone le caratteristiche e le evidenze presenti in letteratura riguardo l'utilizzo di sistemi robotici con supporto del peso corporeo nel trattamento del cammino in persone con esiti di patologie del Sistema Nervoso Centrale.

Nel capitolo III viene esaminato nel dettaglio il dispositivo esoscheletrico Lokomat®, strumento centrale sul quale si basa il progetto di studio sperimentale presentato.

Nel capitolo IV vengono illustrati i materiali e i metodi dello studio sperimentale, inclusi l'obiettivo dello studio, gli *outcome* di riferimento e la metodologia di rilevamento degli stessi.

Nel capitolo V vengono riportati i risultati relativi al ciclo di trattamento effettuato con dispositivo Lokomat®.

Il capitolo VI contiene l'analisi dei risultati, il loro commento e i limiti relativi a questo elaborato.

L'elaborato si conclude con il capitolo VII, dove sono riportate le considerazioni finali.

CAPITOLO I:

Il cammino

Il cammino, o locomozione, è inteso come: “la facoltà dei corpi viventi di spostarsi da un luogo ad un altro secondo meccanismi e fini determinati, dovuta all’azione coordinata degli organi attivi dell’apparato locomotore”.¹

La locomozione è caratterizzata dalla successione di movimenti ritmici alternati di arti inferiori, arti superiori e capo che, determinando uno spostamento in avanti del centro di gravità, producono, attraverso una serie di rototraslazioni di tutti i segmenti articolari interessati, la progressione del corpo in avanti.

Il cammino, dal punto di vista neurofisiologico, può essere definito come un comportamento orientato a un compito, iniziato da processi volitivi o emotivi e accompagnato da processi automatici, come gli aggiustamenti posturali e i movimenti ritmici degli arti.

1.1 Biomeccanica della locomozione

Ciclo del passo

Il cammino utilizza una sequenza ripetitiva di spostamenti reciproci dei segmenti corporei con l’ausilio di resistenze opposte dall’ambiente; lo scopo è avanzare nello spazio in condizioni di sicurezza con il minimo dispendio di energia.

Con il termine *ciclo del passo* si indica la singola sequenza di movimenti di un singolo arto inferiore, comprende le azioni che avvengono tra l’appoggio di un tallone al suolo e il successivo appoggio dello stesso tallone.

Il ciclo del passo è a sua volta suddiviso in due fasi:

- fase di appoggio, *stance*, il periodo durante il quale il piede è in contatto con il terreno;
- fase di oscillazione, *swing*, l’intero periodo in cui il piede si trova sollevato per permettere l’avanzamento dell’arto.

La fase di appoggio è costituita da tre intervalli:

- 1) doppio appoggio iniziale, rappresentata all’inizio del ciclo del passo e rappresenta il tempo in cui entrambi i piedi si trovano a contatto con il suolo;

¹ Cfr. Enciclopedia Treccani [online], 2019

- 2) appoggio singolo, ha inizio quando il piede controlaterale si distacca per l'oscillazione e tutto il peso grava sull'arto a contatto con il suolo;
- 3) doppio appoggio terminale, ha inizio con il contatto al suolo del piede che termina la fase di oscillazione e ha termine con il distacco dal suolo dell'arto che inizialmente era in appoggio.

La fase di *stance* occupa nel suo insieme il 60% del ciclo del passo (10% doppio appoggio iniziale, 40% appoggio singolo e 10% doppio appoggio terminale), mentre la fase di *swing* compone il restante 40% del ciclo². Queste percentuali risultano essere inversamente proporzionali alla velocità del cammino: sia durata della fase di appoggio che quella di oscillazione risultano ridotte con l'aumento della velocità, al contrario saranno aumentate in caso di velocità ridotta.

Fasi del passo

L'arto inferiore deve espletare compiti differenti nell'arco dello stesso ciclo, pertanto sono state individuate otto fasi all'interno del ciclo del passo che rispondono a tre compiti fondamentali: accettazione del carico, appoggio singolo e avanzamento dell'arto.

Fase 1: contatto iniziale. Corrisponde al momento in cui il tallone prende contatto con il suolo, l'arto è posizionato in modo da iniziare l'appoggio con il rotolamento del calcagno. In questa fase l'articolazione tibio-tarsica si trova in posizione neutra a 90° per iniziare il "rotolamento del calcagno", l'articolazione del ginocchio si trova in posizione estesa (-2°/5° in flessione)² per garantire una posizione stabile, l'articolazione dell'anca si trova a circa 30° di flessione², posizione tale da conciliare la potenziale instabilità dovuta alle forze orizzontali (lunghezza del semi-passo e velocità) e la stabilità prodotta dal carico sull'arto; il vettore della forza di reazione al suolo passa anteriormente alle articolazioni tibio-tarsica, ginocchio e anca. I muscoli pretibiali mantengono l'articolazione tibio-tarsica flessa dorsalmente tramite una contrazione isometrica, il ginocchio è mantenuto esteso sia dal favorevole allineamento del vettore della forza di reazione (passando anteriormente all'articolazione ne stimola l'estensione) che dall'attivazione a bassa intensità dei muscoli ischio-crurali. I muscoli ischio-crurali e glutei si attivano anche per contrastare la flessione di anca stimolata dal passaggio anteriore all'articolazione del vettore della forza di reazione al suolo.

² Cfr. Perry J., "Analisi del movimento", 2005

Fase 2: risposta al carico. Questa fase inizia con il piede che entra in contatto con il suolo e termina con il piede controlaterale che si solleva per cominciare l'oscillazione. L'articolazione tibio-tarsica compie il movimento principale di questa fase del cammino, necessario per la conservazione della progressione, il *rotolamento del calcagno*: il vettore della forza di reazione al suolo e il carico sull'arto generano il movimento di flessione plantare; in particolare la contrazione eccentrica dei muscoli tibiale anteriore e estensore lungo delle dita controllano la discesa del piede fino al completo contatto con il suolo, prolungando il contatto al terreno del calcagno rispetto all'avampiede, mentre la tibia viene ruotata in avanti. Il movimento della tibia viene sfavorito di circa 10° di flessione plantare² presenti al momento dell'inizio del rotolamento, in modo tale che questo non risulti troppo veloce. Per la maggior parte di questa fase il piede rappresenta il segmento corporeo in movimento, mentre la gamba risulta essere ferma. Mentre la fase di risposta al carico volge al termine, la sede del movimento si trasferisce sulla gamba: il rotolamento anteriore della tibia sull'articolazione tibio-tarsica è il meccanismo principale per il quale viene generata una flessione di ginocchio di circa 15° , i muscoli ischio-crurali, ancora attivi dalla fase precedente, proteggono il ginocchio da un'eventuale iperestensione, dopodiché la loro attività cessa e il muscolo quadricipite si attiva con una contrazione eccentrica per decelerare il movimento flessorio. La flessione di ginocchio determinata in questo modo rappresenta il principale meccanismo di assorbimento dell'impatto. L'articolazione dell'anca ha il compito di mantenere la stabilità: sul piano sagittale le forze che inducono una ulteriore flessione di anca, che sono il vettore della forza di reazione al suolo che passa anteriormente all'articolazione e il movimento in avanti dato dal tronco, vengono contrastate dall'attivazione muscolare, svolta principalmente dai muscoli grande gluteo e grande adduttore; la destabilizzazione sul piano frontale è data dal trasferimento del peso del corpo sull'arto in appoggio, destabilizzazione contrastata dall'attivazione dei muscoli abduttori, in particolare dei muscoli medio gluteo, fasci superiori del grande gluteo e tensore della fascia lata.

Fase 3: appoggio intermedio. Questa fase inizia quando il piede controlaterale si trova sollevato e termina quando il vettore della forza-peso si trova allineato sull'avampiede dell'arto in appoggio. Lo scopo perseguito in questa fase è quello di mantenere la progressione del movimento. In questo passaggio continua la rotazione anteriore della tibia sulla tibio-tarsica, principalmente a causa del movimento oscillante dato dall'arto

controlaterale e dalla caduta del corpo in avanti, determinando una flessione dorsale sempre maggiore (da 5° di flessione plantare all'inizio di questa fase fino a 8° di flessione dorsale al termine²). Il movimento rotatorio della tibia è rallentato in particolare dalla contrazione eccentrica del muscolo soleo, mentre la contrazione concentrica dei muscoli peronei e tibiale anteriore stabilizza il piede, che rimane in completo appoggio. L'aumento della flessione dorsale porta alla progressiva estensione dell'articolazione del ginocchio: all'inizio di questa fase il muscolo quadricipite è ancora attivo per contrastare la flessione. Gradualmente, mentre la forza oscillante dell'arto controlaterale e l'avanzamento del corpo spostano il vettore della forza-peso verso l'avampiede, l'attività del muscolo diminuisce fino a cessare, in quanto il ginocchio viene portato passivamente in estensione. Avviene un movimento simile anche a livello dell'articolazione dell'anca: quando l'arto ruota in avanti sopra il piede, l'anca si sposta dai 30° di flessione² verso una progressiva estensione; quando il vettore della forza-peso supera il centro dell'articolazione si annulla la necessità di contrazione muscolare estensoria, in quanto il movimento avviene passivamente. L'azione muscolare residua che si registra al termine di questa fase a livello dell'anca assolve la funzione stabilizzatrice necessaria a questa articolazione.

Fase 4: appoggio terminale. Questa è la fase conclusiva dell'appoggio singolo, inizia con il sollevamento del tallone e termina con il contatto al suolo da parte dell'arto controlaterale.

Continua il rotolamento anteriore della tibia, controllato in particolare dalla contrazione eccentrica del muscolo soleo; l'aumento della contrazione muscolare eccentrica, i contorni arrotondati delle teste metatarsali e il progressivo spostamento in avanti del vettore forza-peso porta il tallone a sollevarsi da terra. Quando il tallone perde il contatto con il terreno, la contrazione muscolare, in particolare dei muscoli soleo e gastrocnemio, "blocca" l'articolazione tibio-tarsica in una posizione vicino alla neutralità, mentre il vettore forza-peso si sposta oltre le teste metatarsali. Quando la proiezione del baricentro corporeo cade oltre il piede, la tibio-tarsica viene flessa plantarmente a causa della mancanza dell'applicazione della forza-peso, che agiva come forza stabilizzatrice e contrastava l'azione muscolare; si genera così una caduta libera in avanti, principale forza di progressione del cammino. L'azione combinata della forte flessione plantare e dello spostamento della proiezione baricentro in avanti porta anche le articolazioni di ginocchio e anca in completa estensione: l'azione in particolare dei muscoli popliteo e gastrocnemio evita che il ginocchio raggiunga

l'iperestensione. I fasci anteriori del muscolo tensore della fascia lata controllano la velocità e l'entità dell'estensione a livello dell'anca, oltre a continuare l'azione stabilizzatrice sul piano frontale. Quando l'articolazione dell'anca raggiunge l'iperestensione, essa viene lievemente ridotta (circa 3°)² dall'inclinazione anteriore della pelvi.

Fase 5: pre-oscillazione. In questa fase avviene il trasferimento del carico da un arto all'altro, inizia con il contatto al suolo dell'arto controlaterale e termina con il distacco delle dita omolaterali. Corrisponde alla fase di contatto iniziale dell'arto controlaterale. Il contatto al suolo da parte dell'arto che inizia la fase di appoggio favorisce l'equilibrio, mentre si individua nella sinergia muscolare la causa principale dell'inizio dell'oscillazione. Il tricipite surale e i muscoli peri-malleolari riducono rapidamente la loro attività: con il carico trasferito sull'arto controlaterale viene a mancare la necessità di una forte stabilizzazione operata in particolare da questi muscoli; tuttavia la forza di contrazione risulta essere sufficiente per continuare a fare avanzare anteriormente la tibia mentre le dita mantengono il contatto con il terreno. L'attività di soleo e gastrocnemio, essendo in diminuzione, risulta troppo debole per sollevare l'arto ma sufficiente per accelerare l'arto in scarico per cominciare l'oscillazione. Il piede è libero di flettere plantarmente, poiché anche l'attività muscolare da parte del tibiale anteriore ed estensore lungo delle dita è in diminuzione ma ancora sufficiente per decelerare la caduta del piede e preparare la tibio-tarsica all'inizio dell'oscillazione, mentre il vettore della forza-peso, che contrastava la contrazione muscolare, cade a livello delle articolazioni metatarso-falangee e non più a livello del medio piede. A livello del ginocchio il vettore della forza di reazione al suolo passa posteriormente all'articolazione, generando una flessione; data la riduzione dell'attività muscolare la forza destabilizzante non viene contrastata, si ha così una flessione passiva di ginocchio di circa 40° ², posizione che prepara l'arto ad un facile sollevamento delle dita durante l'oscillazione. A livello dell'anca si verifica una flessione che porta l'articolazione in posizione neutra, movimento dato sia dalla flessione di ginocchio, che porta in avanti il femore, sia dalla contrazione in particolare del muscolo retto femorale, reclutato allo scopo sia di controllare il movimento del ginocchio sia per collaborare al movimento flessorio agendo direttamente l'anca. La modalità di avanzamento dell'arto è favorita anche dalla contrazione concentrica dei muscoli adduttori, che decelerano l'abduzione passiva dell'anca provocata dal trasferimento del carico da un arto all'altro. La conversione di

movimento da estensione a flessione a livello dell'anca favorisce ulteriormente l'accelerazione dell'arto.

Fase 6: oscillazione iniziale. Questa fase rappresenta circa un terzo di tutto il periodo di oscillazione dell'arto, inizia con il sollevamento delle dita e termina quando l'arto oscillante si trova parallelo all'arto in appoggio. Corrisponde alla fase di risposta al carico dell'arto controlaterale. All'inizio di questa fase l'articolazione tibio-tarsica si trova a circa 20° di flessione plantare², posizione che non impedisce la progressione dell'arto data la posizione avanzata. Con il progredire del movimento i muscoli pretibiali aumentano la loro attività, allo scopo di convertire la flessione plantare in flessione dorsale e impedire il contatto delle dita con il terreno, determinando una flessione plantare ridotta di circa 5° nel momento in cui l'arto in oscillazione si trova parallelo a quello in appoggio. Quando insieme al muscolo tibiale anteriore è attivo anche il muscolo estensore lungo delle dita si ottiene una visibile flessione dorsale delle dita del piede. Il movimento in dorsiflessione della tibio-tarsica risulta essere insufficiente per sollevare il piede da terra, movimento che dipende principalmente dalla flessione del ginocchio: questa articolazione si trova già flessa a circa 40° all'inizio di questa fase, la flessione viene aumentata sia dall'inerzia generata dalla progressione in avanti del femore durante la flessione d'anca sviluppatasi alla fine della fase precedente che da una flessione attiva del ginocchio da parte in particolare del muscolo bicipite femorale (coadiuvato dall'attività dei muscoli sartorio e gracile), portando il ginocchio a una flessione di circa 60° , posizione necessaria per garantire il distacco del piede dal terreno necessario per l'oscillazione. A livello dell'anca l'avanzamento dell'arto risulta essere quasi passivo, effetto della biomeccanica della pre-oscillazione. Si registra una debole attività nei già citati muscoli sartorio e gracile, che operano un'azione flessoria a livello di anca oltre che al livello del ginocchio. La traiettoria finale dell'arto dipende dall'equilibrio di questi due muscoli: oltre a realizzare entrambi un movimento flessorio, l'adduzione e la rotazione interna dovuta alla contrazione concentrica del muscolo gracile viene contrastata dall'azione abduttoria e rotatoria esterna dovuta al reclutamento del muscolo sartorio.

Fase 7: oscillazione intermedia. Inizia quando l'arto in oscillazione si trova opposto all'arto in appoggio e termina quando le posizioni in flessione d'anca e di ginocchio si equivalgono, portando la tibia in posizione verticale. Corrisponde alla fase di appoggio intermedio dell'arto controlaterale. In questa fase in particolare i muscoli tibiale anteriore ed estensore lungo delle

dita incrementano la loro attività per ostacolare la flessione plantare dovuta al peso del piede, eseguendo una contrazione isometrica a differenza della contrazione concentrica effettuata nella fase precedente, favorendo un movimento di flessione dorsale di circa 20° senza tuttavia riuscire a mantenerla. In questa fase termina la necessità del movimento in flessione dell'articolazione del ginocchio, non più necessario una volta che il piede si trova anteriormente all'articolazione dell'anca. Si ha un rilasciamento dei muscoli flessori di ginocchio, condizione necessaria per preparare l'arto alla successiva estensione richiesta nelle prossime fasi. In questa fase l'anca si flette ulteriormente, 10° circa², come risultato dell'inerzia dovuta alla contrazione muscolare avvenuta nella fase precedente. La flessione passiva dell'anca, coadiuvata dalla forza di gravità, è sufficiente per spostare la tibia dalla sua posizione arretrata fino alla verticale.

Fase 8: oscillazione terminale. Questa fase inizia quando la tibia dell'arto in oscillazione si trova in posizione verticale e termina quando il piede prende contatto con il terreno. Corrisponde alla fase di appoggio terminale dell'arto controlaterale. In questa fase in particolare i muscoli pretibiali sono preparati per la richiesta funzionale che avverrà con il trasferimento del carico sull'arto; inoltre l'aumento della loro attività nella fase precedente assicura che l'articolazione tibio-tarsica si trovi in una posizione vicina alla neutralità.

La flessione di ginocchio viene convertita in estensione da parte dell'attività diretta in particolare del muscolo quadricipite femorale, che utilizza il vasto laterale, il vasto medio e il vasto mediale (non viene reclutato il retto femorale, dato che non è necessaria un'ulteriore flessione di anca) per sollevare il peso della tibia e del piede mentre il femore si trova flesso a circa 30° . Il possibile eccesso di movimento estensorio del ginocchio è controllato dalla resistenza causata dal peso della parte inferiore della gamba e dalla contrazione in particolare dei muscoli ischio-crurali; l'intervento di questo gruppo muscolare è simultaneo anche a livello dell'articolazione dell'anca, facendone cessare la flessione. La riduzione dell'attività dei muscoli ischio-crurali e la fine di questa fase coincidono con l'attivazione dei muscoli estensori di anca (in particolare i muscoli grande gluteo e grande adduttore), evento necessario per rispondere ai compiti funzionali richiesti nella fase successiva, quella di contatto iniziale.

1.2 Controllo neurofisiologico

Il cammino è un comportamento intenzionale diretto verso un obiettivo. Questa funzione è avviata e terminata volontariamente attraverso segnali provenienti dalle strutture sovraspinali (principalmente corteccia cerebrale e/o il sistema limbico) e dirette al midollo spinale.

Il controllo della locomozione non viene effettuato attraverso un'elaborazione cosciente istante per istante ma, in generale, si tratta di un processo automatico. Il ruolo chiave in questa scoperta è stato ricoperto dallo studioso Thomas Graham Brown nei primi anni del 1900, in seguito a esperimenti su animali sottoposti a sezione del midollo spinale³.

Controllo sub-encefalico del cammino

Brown individuò all'interno del midollo spinale delle reti neuronali, da lui definite “semi-centri” e denominate CPG (*central pattern generator*) in seguito, in grado di generare l'attività motoria ritmica necessaria alla locomozione, in assenza di segnali afferenti da recettori periferici. L'attività ritmica dei CPG è creata grazie a neuroni, contenuti all'interno di questa rete, in grado di generare spontaneamente raffiche di attività tali da attivare alternativamente i motoneuroni dei muscoli flessori ed estensori degli arti dedicati al cammino, producendo una locomozione stereotipata.

I meccanismi di regolazione dei CPG sono fondamentali, in quanto il cammino è un comportamento episodico. L'attività a raffica dei generatori di pattern è indotta da segnali modulatori, che modificano le proprietà dei neuroni in modo da generare dei *potenziali plateau*: brevi depolarizzazioni possono produrre depolarizzazioni persistenti, che si mantengono anche dopo che è cessata la depolarizzazione iniziale. Questo meccanismo è fondamentale per generare attività ritmica, ma non è il solo che concorre a modulare l'attività dei CPG: il meccanismo di *rimbalzo post inibitorio*, che consiste in un aumento transitorio dell'eccitabilità di un neurone che esce dalla fase inibitoria permettendo a due neuroni che si inibiscono reciprocamente di attivarsi in maniera alternata, il meccanismo di *depressione sinaptica*, che crea un ritardo nell'inizio dell'attività dopo una depolarizzazione, e i meccanismi basati su differenze del decorso temporale delle azioni sinaptiche, mediate da vie disposte in parallelo che collegano più neuroni.

³ Cfr. Kandel E.R e coll., “Principi di neuroscienze”, 2015

La deambulazione prodotta dai CPG, essendo stereotipata, non è adatta a un terreno irregolare o per fronteggiare cambiamenti. Gli schemi motori automatici vengono adeguati continuamente attraverso vari sistemi; il sistema somato-sensitivo è l'unico ad essere localizzato sotto il livello dell'encefalo.

I propriocettori presenti nei muscoli e nelle articolazioni hanno un ruolo nella regolazione della velocità e dell'ampiezza del passo: gli stimoli provenienti dagli organi tendinei del Golgi e dai fusi neuromuscolari regolano il passaggio dalla fase di appoggio alla fase di estensione; in particolare gli organi tendinei del Golgi hanno un'azione eccitatoria sui motoneuroni dei muscoli estensori della caviglia. La conseguenza è che la fase di oscillazione non può cominciare finché i muscoli estensori non vengono privati del carico e le forze esercitate da questi muscoli diminuiscono, riducendo l'attività degli organi tendinei del Golgi. Gli stessi organelli hanno azione inibitoria durante la fase di oscillazione.

Gli stimoli registrati dagli esterocettori sono fondamentali per individuare ostacoli ed evitarli. Sperimentalmente si è osservato come stimoli meccanici identici evocano risposte opposte a seconda della fase del passo: uno stimolo applicato dorsalmente al piede nella fase di oscillazione provoca una eccitazione dei motoneuroni deputati ai muscoli flessori, con conseguente flessione ed elevazione dell'arto inferiore per allontanarsi dallo stimolo e superare un eventuale ostacolo; lo stesso stimolo applicato nella medesima regione durante la fase di appoggio determina l'eccitamento dei motoneuroni estensori, rinforzando la risposta estensoria già in atto. Questo meccanismo è stato definito *riflesso inverso*.

Modulazione sovrastatale del cammino

L'avvio e il termine della locomozione, così come la modulazione dei CPG, sono determinati da segnali provenienti da principalmente tre regioni cerebrali: regione locomotoria mesencefalica, regione locomotoria subtalamica e il cervelletto.

La *regione locomotoria mesencefalica* è localizzata per lo più nel nucleo cuneiforme, nelle vicinanze del nucleo peduncolo-pontino. Quest'area riceve segnali provenienti dalla corteccia premotoria, dal sistema limbico e dalla regione ipotalamica (che include la regione locomotoria subtalamica). I segnali provenienti da questa regione vengono trasmessi nelle vie discendenti; questo sistema di attivazione invia informazioni, tramite interneuroni di primo e di secondo ordine, ai CPG, che innescano l'attività a raffica.

La *regione locomotoria subtalamica* riceve informazioni dal sistema limbico; le emozioni dunque possono produrre comportamenti motori, in quanto la regione subtalamica contribuisce ad attivare la regione locomotoria mesencefalica.

Vie discendenti

Le vie discendenti sono responsabili della trasmissione del segnale dall'encefalo fino ai CPG. Il sistema eccitatorio ha come origine la regione locomotoria mesencefalica, che stimola le due vie monoaminergiche discendenti composte dal tratto coeruleo spinale e dal tratto raphe spinale, mentre una terza via eccitatoria discendente parte dal tratto reticolo spinale, struttura che può essere stimolata dalla regione locomotoria mesencefalica, dalla regione locomotoria subtalamica (in risposta ad informazioni provenienti dal sistema limbico) e/o dalla regione locomotoria cerebellare (in risposta ad informazioni propriocettive). Queste tre vie attivano interneuroni di I° e II° ordine, andando a modulare l'attività a raffica dei CPG.

Il sistema inibitorio prende origine dal nucleo peduncolo-pontino, che riceve informazioni dal globo pallido e sostanza nigra, a cui arrivano segnali eccitatori provenienti dall'ipotalamo; il nucleo peduncolo-pontino inibisce la formazione reticolo-pontina, che a sua volta inibisce la formazione reticolare, connessa con interneuroni colinergici inibitori della VII lamina del midollo spinale. Questo sistema, essendo parallelo ai motoneuroni alpha e gamma dei muscoli flessori ed estensori, riesce ad inibire questi gruppi muscolari grazie a meccanismi riflessi.

Cervelletto

Il cervelletto rappresenta un'area molto densa di neuroni, nonostante il volume ridotto rispetto al resto dell'encefalo. I neuroni del cervelletto sono disposti in modo regolare e la sua suddivisione anatomica (vestibolo-cerebello, spino-cerebello e cerebro-cerebello) avviene in base alle regioni dove arrivano proiezioni dall'encefalo e dal midollo spinale; questo fa supporre che tutte le regioni del cervelletto, data la ripetizione regolare della stessa circuiteria di base, svolgano le stesse funzioni su diversi input afferenti. La trasmissione sinaptica all'interno della circuiteria di base del cervelletto può essere modificata, ottenendo così un apprendimento motorio.

Il ruolo principale del cervelletto è quello di valutare le discrepanze esistenti tra l'intenzione delle azioni motorie e la loro esecuzione, influenzando i sistemi motori attraverso la

regolazione dei processi nei centri della corteccia cerebrale e nel tronco dell'encefalo nel corso dell'esecuzione del movimento e nella sua replicazione.

Il *vestibolo-cerebello*, attraverso le fibre muscoidi, riceve segnali sia dai canali semicircolari e dagli otoliti, rilevando i movimenti del capo e la sua posizione rispetto alla gravità, che informazioni visive provenienti dalla corteccia striata. I segnali in uscita da questa regione cerebellare sono trasmessi dalle fibre di Purkinje, ed hanno funzione inibitoria su due nuclei vestibolari:

- nucleo vestibolare laterale, le vie che hanno origine in questa sede (tratto vestibolo-spinale mediale e laterale) controllano prevalentemente la muscolatura assiale ed estensoria degli arti, assolvendo il compito di controllare l'equilibrio durante la stazione eretta e la deambulazione;
- nucleo vestibolare mediale, responsabile dei movimenti oculari e la coordinazione dei movimenti tra capo e occhi.

Lo *spino-cerebello* riceve in via esclusiva le informazioni somato-sensitive dai recettori situati nel midollo spinale, attraverso diverse vie:

- vie dirette⁴. Queste vie partono da interneuroni situati nella sostanza grigia del midollo spinale e arrivano a livello della corteccia del verme cerebellare. Le informazioni somato-sensitive in arrivo riguardano principalmente i propriocettori muscolari e articolari degli arti inferiori, nonché informazioni inerenti ai comandi discendenti che raggiungono questi stessi interneuroni. Il tratto ventrale è la via con la quale arrivano informazioni sul ritmo locomotorio generato dai CPG, il tratto dorsale trasmette informazioni a *feed-back* circa l'evoluzione dei movimenti della locomozione;
- vie indirette. Gli impulsi in arrivo dal midollo spinale vengono trasmesse ai nuclei pre-cerebellari, nella formazione reticolare del tronco encefalico, per poi essere trasmesse allo spino-cerebello. Le informazioni che giungono attraverso queste vie forniscono diverse versioni delle informazioni relative ai cambiamenti che avvengono sia nell'organismo che nell'ambiente esterno, permettendo al cervelletto di operare un confronto tra le stesse.

⁴ “esistono altre vie dirette che forniscono informazioni della stessa natura provenienti dalle estremità superiori”; cfr. Kandel E.R e coll., “Principi di neuroscienze”, 2015

“Questo monitoraggio dei comandi motori nel corso della loro emissione è di importanza cruciale sia per la percezione che per il movimento, perché è necessario distinguere i segnali interni in rapporto con l’esecuzione dei movimenti da quelli sensoriali esterni provenienti dall’ambiente circostante”⁵

Una volta effettuata la comparazione tra le informazioni, lo spino-cerebello regola i movimenti utilizzando meccanismi a *feed-forward*, trasmessi attraverso diverse vie:

- il nucleo del fastigio, che riceve proiezioni sia dai lobi anteriore e posteriore del verme che dal tronco encefalico ed i nuclei vestibolari laterali, invia segnali sia direttamente al midollo spinale che all’area della corteccia motoria primaria che controlla i muscoli prossimali;
- le fibre di Purkinje della parte intermedia degli emisferi cerebellari proiettano al nucleo interposito, area da cui partono assoni diretti al nucleo ventro-laterale del talamo. Il talamo proietta a sua volta alle aree della corteccia motoria primaria deputate al controllo degli arti.

Il *cerebro-cerebello* riceve informazioni esclusivamente dalla corteccia cerebrale. I segnali in arrivo dalla corteccia motoria vengono inviati fino al nucleo dentato, da qui i segnali efferenti fuoriescono attraverso il peduncolo cerebellare superiore, avendo principalmente due destinazioni:

- talamo ventro-laterale controlaterale; quest’area proietta a sua volta all’area premotoria e all’area motoria primaria della corteccia cerebrale;
- porzione parvicellulare del nucleo rosso controlaterale; da questa sede gli assoni arrivano al nucleo olivare inferiore, che trasmette a sua volta alla metà controlaterale del cervelletto, formando così un circuito a *feed-back*.

“sulla base di studi [...] è stata avanzata l’interessante ipotesi che il circuito aree premotorie-cervelletto-nucleo rosso-cervelletto potrebbe essere implicato nella ripetizione mentale dei movimenti e forse anche nell’apprendimento motorio”⁹.

L’apprendimento motorio è un’altra caratteristica propria del cervelletto, si presuppone che si compia nell’area del cerebro-cerebello attraverso il meccanismo denominato *depressione a lungo termine*⁶: alterando l’efficacia di alcune sinapsi che collegano fibre parallele e fibre del

⁵ Cfr. Kandel E.R e coll., “Principi di neuroscienze”, 2015

⁶ David Marr e James Albus, 1970. Teoria tratta da “Principi di neuroscienze”, Kandell E.R. e coll., 2015

Purkinje verrebbero selezionate alcune fibre del Purkinje per ri-programmare un movimento degli arti o degli occhi; durante il movimento le fibre rampicanti segnalerebbero un errore, tale segnale deprimerebbe le fibre parallele in corrispondenza dello stesso, in modo da ottenere la correzione del movimento senza più segnali di errore. La ripetizione nel tempo di questo meccanismo farebbe sì che i risultati dei segnali delle fibre parallele che contengono comandi centrali “errati” verrebbero gradualmente soppressi e, nel tempo, emergerebbe un’attività con caratteristiche più congrue al compito richiesto.

CAPITOLO II:

I sistemi robotici nella riabilitazione degli arti inferiori – stato dell’arte

La robotica, settore che nasce come ramo dell’ingegneria meccatronica, è una scienza interdisciplinare che ha come obiettivo la progettazione e lo sviluppo di robot.

Con la parola “robot” (che deriva da “robota”, termine coniato dallo scrittore ceco Karel Čapek nel 1920, che lo utilizza con il significato di “lavoratore”) si intende “apparato meccanico ed elettronico programmabile, impiegato nell’industria, in sostituzione dell’uomo, per eseguire automaticamente e autonomamente lavorazioni e operazioni ripetitive, o complesse, pesanti e pericolose”⁷. Le prime applicazioni sono state in ambito industriale negli anni 1950-1960, per velocizzare il processo produttivo industriale abbattendone i costi; nel tempo la natura interdisciplinare della robotica ha fatto sì che i dispositivi robotici venissero applicati a svariati settori, tra cui quello medico-riabilitativo.

Proprio in frangenti come quello medico il ruolo di questa tecnologia cambia, venendo modificata la concezione di base: “il dispositivo robotico non deve essere più solo uno strumento da utilizzarsi per sostituire l’uomo nelle sue mansioni quotidiane, ma deve diventare uno strumento a disposizione dell’uomo per collaborare ad ottimizzare e migliorare la sua prestazione”⁸.

L’utilizzo di dispositivi robotici in medicina riabilitativa è documentato già dai primi anni ‘90⁹. Negli anni sono state numerose le ricerche scientifiche che hanno dimostrato come il recupero della funzionalità motoria sia sensibile a approcci terapeutici compito-specifici e ripetitivi; l’utilizzo di dispositivi robotici trova impiego sia nella riabilitazione di problematiche ortopediche che neurologiche, dove queste tecnologie possono muovere passivamente l’arto colpito, assistere il movimento o conferire al distretto da riabilitare un’adeguata resistenza, a seconda del tipo di dispositivo impiegato e dell’obiettivo terapeutico.

In medicina riabilitativa vengono individuate due categorie di dispositivi robotici¹²:

⁷ Cfr. Enciclopedia Treccani [online], 2019

⁸ Cfr. Boido A., “la robotica: un innovativo strumento al servizio del fisioterapista e dei suoi interventi riabilitativi” [online], 2019

⁹ Cfr. Barosio E.C. e coll., “la riabilitazione neuromotoria assistita da robot: revisione sistematica della letteratura”, 2011

- sistemi *end-effector*: interagiscono con la persona agganciando la parte terminale del segmento corporeo da riabilitare all'interfaccia meccanica tramite un punto di contatto, chiamato effettore;
- sistemi esoscheletrici: sistemi mecatronici indossabili, in cui l'interfaccia macchina/persona è estesa a tutto il distretto da riabilitare.

I dispositivi di entrambe le categorie possono essere ulteriormente classificati a seconda del livello di assistenza fornita alla persona durante la seduta riabilitativa:

- passivi: il dispositivo esegue il movimento, senza la partecipazione della persona. Un esempio di sistema esoscheletrico passivo è il Kinetec;
- attivi: il distretto corporeo viene mosso attivamente, mentre il dispositivo assiste/partecipa al movimento senza sostituirsi alla persona. Un esempio di sistema *end-effector* attivo è la cyclette con pedalata assistita;
- interattivi: il macchinario reagisce agli *input* forniti dalla persona, fornendo *feedback* e regolando conseguentemente il livello di assistenza erogata dal dispositivo. Un esempio di sistema esoscheletrico interattivo è il Lokomat®.

2.1 Evidenze scientifiche a supporto dell'utilizzo dei robot – stato attuale

L'efficacia dei sistemi robotici è stata indagata soprattutto in persone con problematiche di origine neurologica. Ad oggi, dagli studi effettuati emerge come il trattamento con sistemi robotici non abbia la stessa efficacia in tutte le patologie.

Lesioni Spinali

Una revisione sistematica Cochrane¹⁰ ha valutato gli effetti e l'efficacia del *training* con dispositivi robotici dopo lesione traumatica del midollo spinale (SCI). Sono stati selezionati studi randomizzati controllati (RCT) che mettono a confronto persone a cui è stato proposto un trattamento con dispositivo robotico con sistema di sgravio del peso rispetto ad altre persone a cui sono stati proposti altri esercizi terapeutici. In particolare, sono inclusi in questa revisione quattro RCT e uno studio *cross-over* che coinvolgono 309 persone.

¹⁰ Cfr. Mehrholz J. e coll., "Locomotor training for walking after spinal cord injury (Review)", 2012

Il campione preso in esame nei vari studi varia da un minimo di 14 partecipanti a un massimo di 146, sia maschi che femmine, con età compresa tra i 18-68 anni, con lesione midollare incompleta a livello spinale variabile tra C3-L4, classificata in base alla gravità con punteggio della scala ASIA compreso tra A-D.

Il tipo di intervento proposto negli studi selezionati prevede il confronto tra diverse metodologie di trattamento per l'addestramento alla locomozione:

- dispositivi robotici con sistema di sgravio del peso (BWS) vs trattamento convenzionale;
- dispositivi robotici con BWS vs *training* con *treadmill* senza BWS;
- *treadmill* con BWS unito alla stimolazione elettrica funzionale (FES) vs trattamento convenzionale;
- trattamento con BWS con FES vs trattamento con BWS e guida manuale;
- trattamento con BWS con FES vs trattamento con BWS e assistenza robotica.

La frequenza di trattamento proposta è stata dalle 2 alle 5 volte a settimana, con una durata tra le 4-12 settimane. La durata delle sedute di trattamento è compresa tra i 30-45 min.

I criteri di selezione per questa revisione della letteratura prevedevano come *outcome* primari la velocità del cammino e la resistenza, come *outcome* secondari il livello di indipendenza nel cammino, la sicurezza degli esercizi e il tasso di abbandono dello studio, usato come indice di accettazione del trattamento proposto. Negli studi selezionati le sedute di *follow-up* sono state fatte a distanza di un tempo compreso tra le 8 settimane e i 12 mesi dal termine del ciclo di trattamento. Nella valutazione durante il *follow-up* tutti gli studi in esame hanno valutato gli *outcome* primari, oltre ad altri *item* come la capacità di cammino (intesa come metri percorsi in un dato tempo).

Durante la stesura della meta-analisi dei dati sono stati individuati 3 gruppi principali:

- Confronto tra trattamento sul *treadmill* con BWS e altri tipi di trattamento: gli *outcome* confrontati sono stati la velocità del cammino (m/s, 4 studi per un totale di 274 partecipanti), la capacità di cammino (metri percorsi in 6 min., 3 studi per un totale di 234 partecipanti), indipendenza nella deambulazione (registrata con scala FIM, 1 studio), sicurezza degli esercizi (misurata con la registrazione di eventuali eventi avversi avvenuti durante gli studi, 5 studi per un totale di 309 partecipanti) e

l'abbandono dello studio per qualsiasi ragione (5 studi per un totale di 309 partecipanti);

- Confronto tra trattamento con sistema robotico e altri tipi di trattamento: gli *outcome* confrontati sono stati la velocità del cammino (m/s, 1 studio), la capacità del cammino (metri percorsi in 6 min., 1 studio), la sicurezza del trattamento (2 studi per un totale di 109 partecipanti) e abbandono dello studio per qualsiasi ragione (2 studi per un totale di 109 partecipanti);
- Confronto tra trattamento su *treadmill* con BWS e FES e altri tipi di trattamento: gli *outcome* confrontati sono stati la velocità del cammino (m/s, 2 studi per un totale di 88 partecipanti), la capacità del cammino (metri percorsi in 6 min., 1 studio), la sicurezza del trattamento (2 studi per un totale di 88 partecipanti) e abbandono dello studio per qualsiasi ragione (2 studi per un totale di 88 partecipanti).

Nel complesso, i risultati ottenuti non hanno riportato dati statisticamente significativi nell'utilizzo dei dispositivi robotici rispetto ad altri tipi di intervento riabilitativo per il trattamento della locomozione dopo SCI.

Ictus

Un'altra revisione Cochrane¹¹ ha analizzato se l'utilizzo dei dispositivi robotici potrebbe aiutare a migliorare la deambulazione a seguito di un ictus. La meta-analisi è stata effettuata su dati provenienti da 36 RCT, selezionati da una lista di 191 articoli pubblicati.

Il campione al quale si riferiscono i dati riguarda 1472 partecipanti, maschi e femmine tra i 48-76 anni con esiti di ictus emorragico o ischemico, che hanno residuato un quadro di emiparesi destra o sinistra. Dodici studi riportano una valutazione iniziale della gravità dell'ictus attraverso la somministrazione della Barthel Index durante il campionamento, registrando punteggi compresi tra 20/100-75/100. Quindici studi hanno incluso partecipanti già abili nella deambulazione senza aiuto, nove studi hanno incluso persone sia indipendenti che dipendenti nel cammino e dodici studi hanno incluso solo persone in regime non ambulatoriale. Dodici studi hanno previsto dei *follow-up*, in un tempo variabile tra 3-12 mesi dalla fine del ciclo di trattamento.

¹¹ Cfr. Mehrholz J. e coll., "Electromechanical-assisted training for walking after stroke (Review)", 2017

Il tipo di intervento applicato dagli studi presenti in questa meta-analisi è il confronto tra l'utilizzo di sistemi robotici e la fisioterapia convenzionale per recuperare e migliorare la funzione deambulatoria a seguito di un ictus. Sono stati inclusi anche studi che hanno utilizzato sistemi robotici uniti ad altri tipi di intervento, come la stimolazione elettrica funzionale (FES). Il periodo di intervento della maggior parte degli RCT selezionati varia dalle 3 alle 4 settimane. La frequenza del trattamento è compresa tra 2-3 volte a settimana fino a 5 volte a settimana, l'intensità varia tra i 20-60 min. per seduta di trattamento.

Gli RCT sono stati selezionati anche in base agli *outcome* registrati nel corso dello studio. Per questa revisione sono stati scelti quei progetti sperimentali che prevedevano l'abilità nel cammino come *outcome* primario, quantificato attraverso la somministrazione della scala FAC o, in alternativa, la valutazione degli *item* riguardanti la deambulazione delle scale Barthel Index o FIM o Rivermead Mobility Index. Gli *outcome* secondari riguardano la velocità del cammino (in m/s), la capacità di cammino (metri percorsi in 6 min.) e la scala Rivermead Mobility Index. È stata tenuta in considerazione anche la sicurezza dei trattamenti con sistemi robotici, selezionando gli studi che hanno registrato eventuali eventi avversi durante il trattamento, come a esempio trombosi, eventi cardiovascolari maggiori, paura.

La meta-analisi ha individuato 5 gruppi:

- 1) confronto tra trattamento con sistemi robotici più fisioterapia e trattamento convenzionale. La meta-analisi evidenzia che la deambulazione senza aiuto (36 studi per un totale di 1472 partecipanti), la velocità del cammino (24 studi per un totale di 985 partecipanti) e tasso di abbandono dello studio (36 studi per un totale di 1472 partecipanti) hanno registrato dati statisticamente rilevanti: rispettivamente *Odd Ratio* 1.94 [1.39, 2.71], *differenza media* 0.04 [0.00, 0.09] e *Odd Ratio* 0.67 [0.43, 1.05], tutti a favore del gruppo in trattamento sperimentale. Gli *outcome* capacità di cammino (12 studi per un totale di 594 partecipanti) e la morte per qualsiasi causa prima del termine dello studio (36 studi per un totale di 1472 partecipanti) non hanno prodotto risultati statisticamente rilevanti. Al *follow-up* sono stati valutati il mantenimento della deambulazione autonoma (6 studi per un totale di 496 partecipanti), la velocità del cammino (9 studi per un totale di 578 partecipanti) e la capacità di cammino (7 studi per un totale di 463); *outcome* che non hanno fatto registrare risultati statisticamente rilevanti;

- 2) confronto tra partecipanti in fase acuta (meno di 3 mesi dall'evento) e in fase cronica (più di 3 mesi dell'evento). È stata valutata la capacità di deambulazione senza aiuto al termine della sperimentazione sia tra i partecipanti in fase acuta (20 studi per un totale di 1143 partecipanti) che tra quelli in fase cronica (16 studi per un totale di 461 partecipanti); nel gruppo dei partecipanti in fase acuta è stato rilevato un *Odds Ratio* 1.90 [1.38, 2.63] a favore del gruppo in trattamento, mentre nel gruppo dei partecipanti in fase cronica non è stato registrato un dato statisticamente rilevante;
- 3) confronto tra partecipanti in regime ambulatoriale all'inizio dello studio. L'*outcome* deambulazione autonoma è stato valutato in RCT che hanno selezionato solo partecipanti già con cammino autonomo (15 studi per un totale di 500 partecipanti), in studi che hanno selezionato partecipanti con cammino autonomo e con cammino dipendente da aiuto (9 studi per un totale di 340 partecipanti) e studi che hanno selezionato solo partecipanti con cammino dipendente da aiuto (12 studi per un totale di 632 partecipanti). I dati tratti da studi con partecipanti con cammino autonomo non hanno fatto registrare risultati statisticamente significativi, mentre per gli altri due gruppi si registra rispettivamente *Odds Ratio* 1.90 [1.11, 3.25] e *Odds Ratio* 1.90 [1.04, 3.48] a favore del gruppo in trattamento contro il gruppo di controllo. Un altro *outcome* di riferimento è l'aumento della velocità del cammino, indagato sia negli studi con partecipanti con camminata autonoma (10 studi per un totale di 317 partecipanti), negli studi con partecipanti sia con deambulazione autonoma che con aiuto (5 studi per un totale di 146 partecipanti) e studi con partecipanti con deambulazione con aiuto (9 studi per un totale di 522 partecipanti): i primi due gruppi non fanno registrare dati statisticamente rilevanti, mentre si rileva una *differenza media* di 0.10 [0.03, 0.17] nell'ultimo gruppo, a favore dei partecipanti nel gruppo di trattamento;
- 4) confronto tra sistemi robotici utilizzati. Prendendo in esame l'*outcome* del recupero del cammino, sono stati identificati gli RCT che hanno utilizzato dispositivi robotici *end-effector* (11 studi per un totale di 598 partecipanti), i sistemi esoscheletrici (16 studi per un totale di 585 partecipanti), dispositivi mobili (3 studi per un totale di 106 partecipanti) e sistemi robotici specifici per il distretto corporeo della caviglia (2 studi per un totale di 63 partecipanti). I risultati ottenuti sono *Odds Ratio* 1.90 [0.99, 3.63] e

Odds Ratio 2.05 [1.21, 3.05] a favore del gruppo in trattamento rispettivamente per gli studi che hanno utilizzato sistemi *end-effector* e sistemi esoscheletrici. Per gli altri gruppi non è stato possibile eseguire una stima dei dati. Per l'*outcome* velocità del cammino sono stati presi in esame gli RCT che hanno utilizzato sistemi *end-effector* (9 studi per un totale di 519 partecipanti), sistemi esoscheletrici (12 studi per un totale di 360 partecipanti), dispositivi mobili (3 studi, 106 partecipanti) e uno studio con sistema robotico specifico per il distretto corporeo della caviglia (39 partecipanti). I dati analizzati hanno evidenziato una *differenza media* di 0.11 [0.04, 0.18] e 0.04 [0.01, 0.07] a favore del gruppo in trattamento per gli studi che hanno utilizzato rispettivamente sistemi *end-effector* e sistemi robotici alla caviglia. Dai dati dei gruppi restanti non si rilevano differenze statisticamente rilevanti. In ultimo è stato esaminato l'*outcome* capacità di cammino, suddividendo i gruppi ancora una volta tra quelli che hanno utilizzato sistemi *end-effector* (4 studi per 328 partecipanti complessivi), sistemi esoscheletrici (5 studi per un totale di 186 partecipanti), dispositivi mobili (2 studi, 56 partecipanti) e uno studio con sistema robotico specifico per il distretto della caviglia (24 partecipanti). Il risultato più evidente è stato il riscontro di una *differenza media* di 27.50 [3.64, 51.36] negli studi che hanno utilizzato sistemi *end-effector*. I dati restanti non sono statisticamente rilevanti.

Gli autori concludono la revisione rilevando come le persone che ricevono un trattamento combinato sistemi robotici-fisioterapia abbiano maggior probabilità di raggiungere l'obiettivo della deambulazione senza assistenza rispetto alle persone che ricevono il solo trattamento convenzionale, aggiungendo che il trattamento con dispositivi robotici sembra prevenire un peggioramento della funzione cammino tale da necessitare di assistenza. Non è ancora chiaro il ruolo effettivo che ricoprono i dispositivi robotici, a tal proposito gli autori suggeriscono come la ricerca dovrebbe continuare, per definire meglio alcuni punti fondamentali del trattamento con robot, come la frequenza, la durata e per quanto tempo si possa godere degli eventuali benefici raggiunti.

La ricerca, per comprendere come utilizzare al meglio i sistemi esoscheletrici, è iniziata dallo studio su persone sane, monitorando i cambiamenti ottenuti dai trattamenti effettuati. Uno

studio del 2014¹² ha reclutato 10 persone in buona salute, senza difficoltà deambulatorie, di equilibrio o problematiche muscolari (6 femmine e 4 maschi, età media 22 anni, altezza media 1.82 m e peso medio 77.90 Kg). Il trattamento al quale sono stati sottoposti è consistito nell'indossare 6 elettrodi (a livello dei muscoli erettori spinali, grande gluteo, vasto laterale, bicipite femorale gastrocnemio parte mediale e tibiale anteriore) sull'arto inferiore destro, al fine di monitorare la risposta muscolare durante l'esperimento, e seguire un totale di 12 sedute su Lokomat®, dove i parametri di BWS e velocità venivano cambiati (0% o 50% di BWS e una velocità del cammino tra 0.8 Km/h-1.8 Km/h-2.8 Km/h). Sulla base dei segnali elettrici registrati a livello muscolare, gli autori hanno concluso il loro studio constatando come livello bassi di velocità del cammino e alti livelli di BWS dovrebbero essere evitati per ottenere una prestazione ottimale.

Nel 2014 è partito un progetto internazionale, denominato ARTIC¹³, volto alla ricerca proprio nel settore dei trattamenti riabilitativi con utilizzo dei sistemi esoscheletrici (Lokomat® in particolare). Dal database nato da questa collaborazione, ancora in fase di costruzione, si evince come la maggior parte delle persone che si sottopongono a trattamento con Lokomat® raggiunga i propri obiettivi (valutati con scala GAS, in questo caso GAS +1) o riesca addirittura a superarli (GAS +2).

Malattie neurodegenerative

La letteratura riporta dati anche rispetto a persone affette da malattie neurodegenerative. In merito a queste patologie gli studi sono in minoranza, poiché la ricerca, finora, si è concentrata su altre patologie, come i già citati traumi midollari e ictus. Molto interessante è valutare l'utilizzo dei dispositivi robotici nella malattia di Parkinson, per quanto riguarda i meccanismi neurofisiologici che caratterizzano la patologia.

Uno studio¹⁴ ha selezionato 30 persone, uomini e donne, affette da morbo di Parkinson di origine idiopatica, di età inferiore ai 75 anni (età media 68 anni), classificati secondo la classificazione Hoehn-Yahr inferiore a III (ancora con cammino indipendente). Queste

¹² Cfr. van Kammen e coll., "The combined effects of body weight support and gait speed on gait related muscle activity: a comparison between walking in the Lokomat exoskeleton and regular treadmill walking", 2014

¹³ Cfr. van Hedel H.J.A. e coll., "Advanced robotic therapy integrated centers (ARTIC): an international collaboration facilitating the application of rehabilitation technologies", 2018

¹⁴ Cfr. Carda S. e coll., "Robotic gait training is not superior to conventional treadmill training in Parkinson disease: a single-blind randomized controlled trial", 2012

persone sono state divise in 2 gruppi: il gruppo 1 ha effettuato le sedute con Lokomat®, il gruppo 2 su *treadmill* senza BWS. Entrambi i gruppi sono stati sottoposti a trattamenti 3 giorni alla settimana per 4 settimane, ogni trattamento della durata complessiva di 30 min. Gli *outcome* indicati dallo studio sono stati i punteggi al 6 min walking test, 10 m walking test e time Up-and-Go test. Al *follow-up* eseguito a 6 mesi si nota come non ci siano significanti differenze tra i due gruppi per quanto riguarda il 10 m walking test e time Up-and-Go test, ma si rileva una differenza sostanziale per quanto riguarda il 6 min walking test: una *media* di 490.95 m a favore del gruppo 2 contro una *media* di 458.60 m registrata nel gruppo 1. Nonostante questo dato incoraggiante gli autori concludono lo studio sostenendo che il trattamento con Lokomat® non rileva dati significativi di miglioramento al trattamento su *treadmill* in persone con disabilità derivante dal morbo di Parkinson.

Un altro studio¹⁵ ha selezionato 20 persone, uomini e donne di età compresa 18-90 anni (età media 68 anni), con morbo di Parkinson di origine idiopatica, MMSE maggiore di 24, con cammino autonomo. Le persone selezionate sono state divise in due gruppi: gruppo 1 avrebbe si sarebbe sottoposto a sedute con Lokomat® e sistema di realtà virtuale¹⁶, il gruppo 2 a trattamento convenzionale con utilizzo del *treadmill*. Entrambi i gruppi sono stati sottoposti a 5 trattamenti a settimana della durata di 30 min, per 4 settimane. Gli *outcome* di questo studio, registrati all'inizio e alla fine dello stesso, comprendono la somministrazione della Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS), della scala FIM e del 10 m walking test. Gli autori concludono questo studio sostenendo che il trattamento con Lokomat® non è superiore al trattamento convenzionale su *treadmill*, per quanto sembra che la realtà virtuale abbia migliorato aspetti non motori.

Riguardo alla Sclerosi Multipla (SM), un'altra patologia degenerativa che accede ai trattamenti con sistemi robotici, è alle fasi conclusive un interessante studio¹⁷. Gli autori stanno studiando l'efficacia dei sistemi robotici nel trattamento della disabilità derivante da questa patologia. Sono stati selezionati 98 persone con sclerosi multipla e divise in 2 gruppi

¹⁵ Cfr. Fundarò C. e coll., "self-selected speed gait training in Parkinson's disease: robot-assisted gait training with virtual reality versus gait training on the ground", 2019

¹⁶ Alla persona è stato fatto indossare un visore per la trasmissione di immagini interattive sugli occhi, in modo che la persona avesse l'impressione di trovarsi in un ambiente e in un contesto diverso, per esempio una passeggiata in un parco.

¹⁷ Cfr. Staudt S. e coll., "The effectiveness of robot-assisted gait training versus conventional therapy on mobility in severely disabled progressive multiple sclerosis patients (RAGTIME). Study protocol for a randomized controlled trial, 2017

(gruppo trattamento e gruppo controllo). Il gruppo trattamento effettuerà sedute con Lokomat®, il gruppo controllo trattamento convenzionale specifico per il cammino con un fisioterapista. Entrambi i gruppi prevedono 12 sedute di 2 ore, da effettuare nell'arco di 4 settimane. Gli *outcome* di questo studio, registrati all'inizio, alla 6° seduta, al termine e al *follow-up* a 6 mesi, comprendono la velocità del cammino, misurata con 25-foot walk test, la resistenza nel cammino, l'equilibrio, la depressione, la *fatigue* e la qualità della vita. Dai primi dati emersi gli autori sottolineano l'importanza dell'utilizzo dei sistemi robotici come supporto alla riabilitazione del cammino in persone affette da SM.

CAPITOLO III:

Il Lokomat®



Figura 1: Foto del Lokomat® a cura di Nikolas Grassi

Il Lokomat® è un esoscheletro controllato elettronicamente, ideato dall'azienda svizzera Hocoma, in collaborazione con l'ospedale universitario Balgrist di Zurigo, e commercializzato a partire dal 2001. Il rationale su cui si basa l'intera genesi di questa macchina è produrre un dispositivo per la riabilitazione intensiva della deambulazione in persone con la funzione cammino gravemente compromessa da problematiche neurologiche, in particolare nasce come strumento per la riabilitazione del cammino in persone con lesione midollare incompleta. Questo sistema robotico consente di riprodurre uno schema del passo molto vicino a quello della deambulazione fisiologica.

L'esoscheletro è composto da due ortesi applicate agli arti inferiori e controllate elettronicamente, che permettono un movimento assimilabile al cammino sopra a un *teadmill*, il tutto mentre il peso della persona viene in parte sostenuto dal sistema di sgravio del peso.

La componente *software* del macchinario permette di modificare il movimento dato dalle ortesi e la velocità del *treadmill*, modificando i parametri del cammino (velocità, frequenza e lunghezza del passo), l'escursione articolare di anche e ginocchia e l'orientamento dell'escursione articolare. La componente *software*, oltre a registrare i parametri impostati, provvede a fornire *feedback* sottoforma di immagini, visualizzabili sia dall'operatore che dall'utente. Al termine della seduta i dati relativi al trattamento svolto vengono salvati, rimanendo a disposizione dei fisioterapisti.

Il Lokomat® è composto da quattro strutture:

- *treadmill*. La velocità del tappeto elettrico è controllata via *software*. È dotato di maniglioni laterali, regolabili in lunghezza e altezza, per garantire maggiore stabilità durante il movimento;
- due ortesi meccaniche, controllate elettronicamente. Sono regolabili in lunghezza, in modo da adattarsi perfettamente agli arti inferiori dell'utente, e sono assicurate alla persona attraverso delle fasce. Una volta applicate, è possibile avvicinare o distanziare meccanicamente le ortesi, in modo da modificare la base di appoggio a seconda delle esigenze. Ogni ortesi ha due motori, situati a livello di anca e ginocchio, controllati elettronicamente e responsabili del movimento della persona; tramite questi motori è possibile impostare l'escursione articolare, nonché il suo l'orientamento. Non sono presenti motori a livello dell'articolazione tibio-tarsica, il piede viene assicurato all'ortesi tramite delle stringhe, collegate a delle molle (sistema *foot-lifter*), che sostengono plantarmente il piede;
- sistema di sostegno e sgravio del peso (BWS): l'utente indossa un imbrago, dotato di quattro moschettoni, che vengono agganciati alla struttura di supporto posta sopra la testa della persona. Una volta assicurati i moschettoni è possibile sollevare completamente l'utente, che verrà gradualmente abbassato sul *treadmill* una volta avviata la macchina;
- *software*: questa componente del Lokomat® è accessibile attraverso uno schermo posto lateralmente al macchinario. Attraverso questo sistema è possibile inserire i dati relativi alla persona: dati anagrafici, peso, altezza, lunghezza del femore, lunghezza della gamba (scarpa compresa), settaggio utilizzato nelle ortesi; durante la seduta è possibile intervenire sulla velocità del cammino, sulla cadenza, sul grado di assistenza

fornita dalle ortesi e sull'eventuale regolazione del range articolare concesso ad anca e ginocchio di entrambi gli arti inferiori. Il sistema, durante il trattamento, provvede a fornire *feedback* visivi (sottoforma di grafico o di *emoticon* che cambia espressione) visualizzabili sia dal fisioterapista che dalla persona che si sta sottoponendo al trattamento. Al termine della seduta il sistema rende possibile il salvataggio di alcuni dati relativi alla stessa: tempo totale di utilizzo, distanza percorsa, velocità media.

3.1 Software

In seguito, verranno prese in esame le quattro schede principali che vengono visualizzate durante l'utilizzo del Lokomat®.

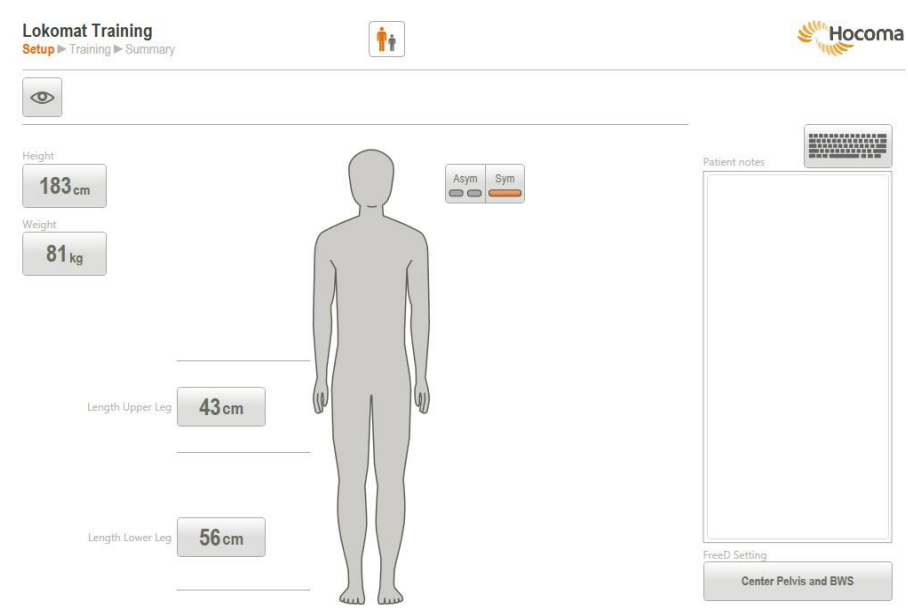


Figura 2: Scheda dati

Questa è la prima schermata che viene visualizzata ogni volta che si accede al profilo di un utente che è stato registrato all'interno del *software*. In particolare, qui vengono riportati tutti i dati relativi alla persona: i dati anagrafici (premendo l'icona con l'occhio situata nell'angolo a sinistra, *cfr.* fig. 2), altezza e peso, lunghezze del femore e della gamba. Le due icone accanto alla figura stilizzata della persona indicano se le misure riportate di femore e gamba sono simmetriche; in caso non lo fossero, selezionando l'icona "Asym" (*cfr.* fig. 2) è possibile inserire separatamente i dati per i due arti inferiori. Lo spazio a destra (*cfr.* fig. 2) è dedicato a eventuali note.

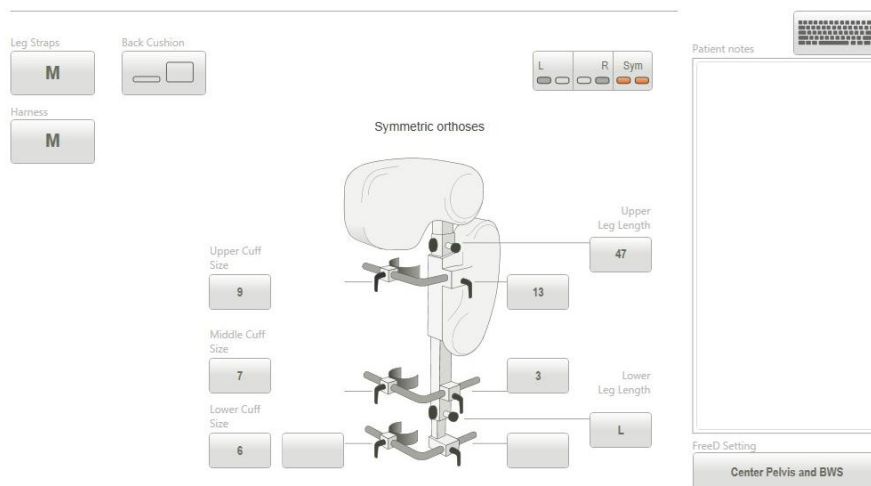


Figura 3: Scheda impostazioni dispositivo

Questa è la schermata impostazioni dispositivo. A seguito al primo settaggio del Lokomat® in questa sezione vengono salvate tutte le misure utilizzate relative alle ortesi e alla dimensione dell'imbraco e dei cuscini utilizzati, in modo tale da poter ottimizzare la preparazione nelle sedute future. Anche qui è possibile inserire separatamente le informazioni a seconda si tratti dell'arto inferiore destro o sinistro selezionando la relativa l'icona, l'icona "Simm" (cfr. fig. 3) prevede che i settaggi per entrambi gli arti inferiori siano gli stessi.

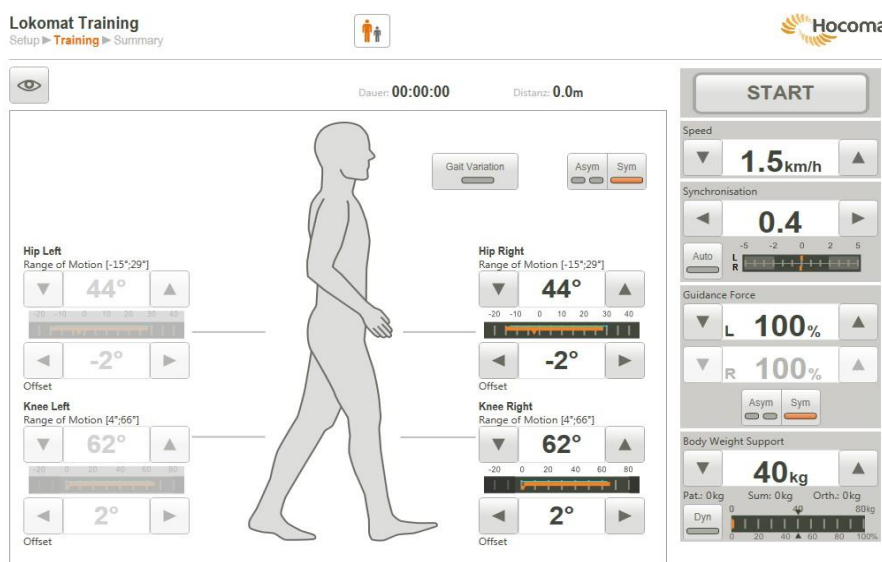


Figura 4: Scheda modello andatura

Questa schermata consente il controllo della macchina durante la seduta di trattamento. Sono riportati i seguenti valori:

- ROM di movimento delle articolazioni di anca e ginocchio, espresso in gradi. Quando il ROM di un'articolazione viene modificato le ortesi cominceranno a muoversi entro il nuovo *range* entro pochi secondi
- *Offset* di anca e ginocchio, espresso in gradi. Questo valore indica l'orientamento verso il quale l'intero ROM è orientato, in senso antero-posteriore. Quando l'*offset* di un'articolazione viene modificato le ortesi continueranno a muoversi all'interno del ROM definito, cambiando l'angolazione dell'arco di movimento entro pochi secondi.

Con la selezione dell'icona "Simm" (*cfr.* fig. 4) le modifiche apportate al ROM e/o all'*offset* vengono applicate a entrambe le ortesi, con la selezione dell'icona "Asym" (*cfr.* fig. 4) è possibile regolare separatamente i valori dell'ortesi destra e sinistra.

Gli elementi riportati nel riquadro a destra (*cfr.* fig. 4) sono:

- pulsante start/stop: avvia e termina il movimento del Lokomat®;
- velocità: da qui è possibile regolare la velocità del cammino, la variazione si riflette sia sulla velocità delle ortesi che del *treadmill*;
- sincronizzazione: la barra posta al di sotto di questo valore mostra se la velocità delle ortesi è sincronizzata con la velocità del *treadmill*. Il numero riportato è il coefficiente di sincronizzazione, che corrisponde alla distanza tra l'asse di flessione-estensione dell'ortesi e il tappeto (scarpa compresa), l'aumento di questo coefficiente aumenta la "lunghezza virtuale" della gamba, l'ortesi rallenta mentre la velocità del *treadmill* rimane invariata. È possibile selezionare l'icona "auto" in modo che la sincronizzazione tra ortesi e tappeto venga regolata automaticamente;
- forza di conduzione: la misura in cui i movimenti della persona sono condotti dalle ortesi mentre la persona cammina, portandola a un passo predefinito. Diminuendo la forza di conduzione è la persona che deve collaborare attivamente con l'ortesi per restare all'interno del passo predefinito: se vengono registrate delle deviazioni dal passo predefinito oltre i limiti di sicurezza, il Lokomat® si arresta per precauzione. Anche qui è possibile agire su entrambi gli arti con la selezione dell'icona "Simm" (*cfr.* fig. 4) o singolarmente su ogni arto con l'impostazione asimmetrica;
- BWS: quantità di peso sgravato dalla persona.

In cima alla schermata è sempre possibile visualizzare nome, cognome e età della persona, oltre al tempo di trattamento e la distanza percorsa.



Figura 3: Scheda biofeedback

In questa schermata sono riportati i grafici che illustrano l'attività della persona alle anche e alle ginocchia. Le linee arancioni rappresentano l'attività in fase di *swing*, mentre le linee blu riportano l'attività in fase di *stance*. Le linee hanno decorso negativo quando il Lokomat® registra una resistenza, ossia la persona, per vari motivi, ostacola l'attività delle ortesi; ad esempio può essere la conseguenza della spasticità che si traduce in estensione d'anca durante la fase di oscillazione. L'attività è positiva viene registrata quando la persona si muove con l'ortesi, conducendola secondo il modello di andatura. I grafici possono essere visualizzati anche dalla persona mediante un secondo schermo, che mostra uno o più grafici con i *feedback* relativi alla fase di *stance* e/o *swing*, secondo le impostazioni inserite dal fisioterapista.

CAPITOLO IV: Materiali e metodi

4.1 Obiettivi dello studio

L'obiettivo dello studio è verificare se il trattamento con dispositivo robotico Lokomat® possa portare a dei benefici nelle persone con esiti di patologia neurologica e valutare eventuali cambiamenti significativi nelle valutazioni cliniche dopo un ciclo di trattamento.

4.2 Popolazione dello studio

Nella prima fase della sperimentazione il trattamento con Lokomat® è stato proposto a un campione di persone con esiti di patologie neurologiche a diversa eziologia in carico all'Unità Operativa di Medicina Riabilitativa (UOMR).

Criteri di inclusione: patologia neurologica di differente eziologia in fase post acuta a regime di ricovero ospedaliero o day-hospital riabilitativo.

Criteri di esclusione:

- problemi circolatori che implicano disadattamento all'ortostasi con impossibilità a mantenere la verticalizzazione per almeno 20 min.;
- controindicazioni cardiache (insufficienza cardiaca con frazione di eiezione inferiore al 35%, instabilità pressoria, tachiaritmie, presenza di pacemaker);
- gravi disturbi vascolari degli arti inferiori;
- presenza di pompe al baclofene, PEG, pompe intratecali;
- gravi contratture fisse, calcificazioni articolari (anche, ginocchia e caviglie con ROM < 35°);
- lesioni aperte della cute negli arti inferiori;
- gravi deficit cognitivi;
- eterometrie degli arti inferiori superiori a 4 cm;
- ortesi e imbracatura non adattabili al corpo della persona (colostomia, catetere vescicale);

- peso della persona superiore ai 135 kg o altezza superiore ai 2 m (limiti imposti dal manuale d'uso dell'esoscheletro).

Ai fini di questo elaborato verranno riportati i risultati relativi ad un singolo *case report*, per illustrare il progetto di studio sperimentale che si svolgerà all'interno dell'UOMR dell'ospedale "G. Marconi" di Cesenatico, attualmente in fase di progettazione.

4.3 Protocollo clinico

È stato proposto un ciclo di trattamento di 20 sedute con Lokomat®. Le sedute sono state effettuate con una frequenza di 2 volte a settimana per una durata di circa 60 min a seduta. All'inizio e alla fine del ciclo di trattamento è stata effettuata la valutazione con la somministrazione delle scale e i test descritti in questo capitolo.

La seduta di trattamento con Lokomat® prevede con una fase iniziale di adattamento, dove la persona esegue una camminata assistita completamente dall'esoscheletro, definita "passeggiata", di circa 10 min, con BWS al 50%, forza di conduzione dell'esoscheletro al 100% e velocità aumentata progressivamente. In seguito, comincia la fase intermedia, della durata circa 40 min, dove vengono richieste sessioni di lavoro attivo della persona sulle fasi del passo, sia rispetto alla fase di *stance* sia rispetto alla fase di *swing*, con il supporto di *feedback* visivi visualizzati sul monitor. Durante questa fase vengono modificati i parametri di BWS e forza di conduzione, con incremento progressivo dell'intensità del lavoro. La fase finale prevede il defaticamento, riportando i valori della velocità, forza di conduzione e BWS ai parametri iniziali.

4.4 Outcomes clinici

All'inizio e alla fine del ciclo di sedute con Lokomat® è stata effettuata una valutazione, dove sono state somministrate tre scale di valutazione, che riguardano equilibrio e cammino (Berg Balance, Tinetti, FAC), e due test riguardo il cammino (Time Up-and-Go, 10 m Walking Test) monitorati attraverso l'applicazione del sensore G-Walk® per la raccolta dei dati.

Scale cliniche

Berg Balance Scale (*cfr.* allegato 1): Scala validata che valuta l'equilibrio statico e dinamico. È utilizzata come indice di indipendenza del cammino. Il punteggio complessivo si ottiene sommando il punteggio di tutti gli *item*, il valore così ottenuto sarà compreso in un *range* 0-56; un punteggio 0-20 indica necessità di una carrozzina, 21-40 indica camminata con assistenza e 41-56 camminata indipendente.

Scala Tinetti (*cfr.* allegato 1): scala validata che valuta l'equilibrio statico e dinamico. Normalmente utilizzata come indice di rischio caduta. La scala Tinetti è composta da due parti: la prima parte si concentra sulla valutazione dell'equilibrio, la seconda parte di focalizza sulla valutazione dell'andatura. Il punteggio complessivo si ottiene sommando il punteggio complessivo degli *item* della prima parte con il punteggio complessivo degli *item* della seconda parte, il punteggio così ottenuto sarà compreso in un *range* 0-28; un punteggio <2 indica persona non deambulante, punteggio compreso tra 2-19 indica persona a elevato rischio caduta, 20-24 moderato rischio caduta e >24 rischio assente.

Functional Ambulation Categories (FAC, *cfr.* allegato 1): scala validata che valuta la capacità deambulatoria della persona mediante il livello di assistenza richiesto per camminare.

Il punteggio di questa scala varia da un minimo di 0, deambulazione non funzionale, a un massimo di 5, deambulazione indipendente.

Test con rilevazione dei dati attraverso valutazione strumentale con sensore G-Walk®

G-Walk® introduce un nuovo approccio all'analisi del movimento. Si tratta di uno speciale accelerometro *wireless* applicato alla zona lombare della persona, che ci consente di valutare la performance di cammino, corsa e salto e di eseguire, in maniera strumentale, test clinici come il Time Up-and-Go e il 10 m Walking Test. Queste valutazioni aiutano il *team* riabilitativo a valutare lo stato della persona e a quantificare l'efficacia delle terapie o programmi di riabilitazione, con una valutazione semplice, rapida e accurata dei deficit neuromotori. Con G-Walk® si ottengono in pochi istanti informazioni utili per l'analisi clinica della persona. I test inclusi sono estremamente semplici da eseguire e i risultati sono immediatamente confrontabili con i *range* fisiologici.

Test Time-Up-and-Go (TUG): test che misura il tempo impiegato dalla persona per alzarsi dalla sedia, camminare 3 m, girarsi, tornare alla sedia e sedersi. Misura il livello di mobilità

della persona e la sua capacità di bilanciarsi. Prima dell'esecuzione di questo test il sensore G-Walk® viene fissato al rachide della persona, a livello L1-L2.

10 m Walking test (WALK): test che misura la velocità con cui la persona percorre 10 metri. La persona esegue il test partendo già in stazione eretta, percorre 10 m in linea retta e si ferma. La velocità viene misurata in metri/secondo. Prima dell'esecuzione di questo test il sensore G-Walk® viene fissato al rachide della persona, a livello L5-S1.

CAPITOLO V:

Risultati

5.1 Case report

Uomo, 55 anni. Diagnosi: Sclerosi Multipla. Diagnosi funzionale: quadro di paraparesi caratterizzato da un maggior deficit della motricità selettiva e ipertono all'arto inferiore destro. La persona deambula autonomamente con l'utilizzo di un tutore dinamico gamba-piede destro (Dictus) e bastone alto per i lunghi tragitti. Il cammino è asimmetrico, con spostamento del carico sul piano frontale. Presente difficoltà nella fase di propulsione del cammino.

5.2 Risultati degli *outcome* clinici

Di seguito vengono riportati i risultati ottenuti nella somministrazione delle scale cliniche nelle due valutazioni, pre e post *training* con Lokomat®.

Berg Balance Scale

Questa scala è stata somministrata alla persona pre e post ciclo di trattamento. I punteggi degli *item* delle due valutazioni sono riportati nella tabella in seguito (*cfr.* tabella 1). Il punteggio complessivo raggiunto alla fine di ogni valutazione corrisponde al valore di riferimento "camminata con assistenza", corrispondente alla categoria 2 su 3. I dati sono analizzati attraverso un'analisi descrittiva (*cfr.* cap. VI).

Berg Balance Scale		
Items	I° valutazione (06/05/2019)	II° valutazione (12/07/2019)
1	2/4	3/4
2	2/4	4/4
3	4/4	4/4
4	2/4	4/4
5	3/4	4/4
6	3/4	3/4

7	1/4	1/4
8	1/4	3/4
9	0/4	0/4
10	2/4	3/4
11	2/4	2/4
12	0/4	1/4
13	0/4	0/4
14	0/4	1/4
Totale	22/56	33/56

Tabella 1: Risultati della Berg Balance Scale. In verde i punteggi modificati nella II° valutazione

Scala Tinetti

Somministrata alla persona pre e post ciclo di trattamento, il punteggio degli *item* di questa scala sono riportati in seguito (*cf.* tabella 2). Il punteggio complessivo raggiunto alla fine della valutazione, in entrambe le valutazioni, è rappresentato dalla categoria 2, corrispondente a “rischio elevato di caduta”. I dati sono stati messi a confronto attraverso un’analisi descrittiva (*cf.* cap. VI).

Scala Tinetti				
Items	I° valutazione (06/05/2019)		II° valutazione (12/07/2019)	
	equilibrio	Andatura	equilibrio	Andatura
1	1/1		1/1	
2	1/2		1/2	
3	1/2		2/2	
4	2/2		2/2	
5	1/2		1/2	
6	1/1		1/1	
7	0/2		0/2	
8	0/2		2/2	
9	1/2		1/2	

10		1/1		1/1
11		1/4		4/4
12		0/1		0/1
13		0/1		1/1
14		1/2		1/2
15		0/2		1/2
16		0/1		0/1
	8/16	3/12	11/16	8/12
Totale		11/28		19/28

Tabella 2: Risultati Scala Tinetti. In verde i punteggi modificati nella II° valutazione

Scala FAC

Somministrata alla persona pre e post ciclo di trattamento. I punteggi di entrambe le valutazioni sono riportati nella tabella seguente (cfr. tabella 3). I dati sono stati messi a confronto attraverso un'analisi descrittiva (cfr. cap. VI)

Scala FAC		
	I° valutazione (06/05/2019)	II° valutazione (12/07/2019)
Totale	3	4

Tabella 3: Risultati Scala FAC

5.3 Risultati degli outcome rilevati con analisi strumentale

Di seguito vengono riportati i risultati ottenuti nella somministrazione dei test con analisi strumentale nelle due valutazioni, pre e post *training* con Lokomat®.

Parametri test TUG

Il report del test TUG comprende l'analisi di una serie di parametri, riportati di seguito, rilevati attraverso l'utilizzo del sensore G-Walk®. I dati sono sintetizzati in tabella (cfr. tabella 4, cfr. allegato 2 per report completo) e messi a confronto attraverso un'analisi descrittiva (cfr. cap. VI).

1) Parametri temporali:

- “durata della prova”: tempo totale della prova, espresso in secondi;
- “mobilità funzionale”: indice di mobilità per anziani in comunità abitative con differenti tipi di condizioni mediche (secondo Podsiadlo e Richardson, 1991).

2) Parametri delle fasi del test:

- “durata della fase”: durata media dell’intervallo di tempo di ciascuno movimento, misurata in secondi;
- “accelerazione antero-posteriore”: valore medio di accelerazione del tronco in direzione antero-posteriore, misurato in m/s^2 ;
- “accelerazione laterale”: valore medio di accelerazione del tronco in direzione medio-laterale, misurato in m/s^2 ;
- “accelerazione verticale” (m/s^2): valore medio di accelerazione del tronco in direzione verticale, misurato in m/s^2 .

3) Parametri delle fasi di rotazione:

- “durata della fase”: valore medio dell’intervallo di tempo impiegato per compiere la rotazione, misurato in secondi;
- “picco di velocità di rotazione”: velocità massima raggiunta durante la rotazione, misurata in $^\circ/s$;
- “velocità di rotazione media”: velocità media della rotazione, misurata in $^\circ/s$.

4) Fasi del test: questa sezione del report rappresenta graficamente le fasi del test. Le parti in arancione e verde indicano, rispettivamente, le fasi di alzata e seduta, le parti in grigio rappresentano la deambulazione in fase di andata e ritorno, le parti tratteggiate indicano le fasi di rotazione della persona. Sotto a ogni parte è indicata la durata di ogni fase in secondi.

5) Flesso-Estensione del tronco: questi grafici riproducono i movimenti del tronco in fase di alzata (in arancione) e di seduta (in verde):

- “picco di flessione/estensione”: massimo grado misurato;
- “ampiezza flessione/estensione”: *range* di movimento.

	I° valutazione (06/05/2019)		II° valutazione (12/07/2019)	
Durata della prova	13.72 s		14.00 s	
Mobilità funzionale	Indipendente		Indipendente	
	Alzata	Seduta	Alzata	Seduta
Parametri delle fasi del test				
Durata della fase	1.30 s	2.20 s	1.20 s	1.90 s
Accelerazione antero-posteriore	3.4 m/s ²	1.8 m/s ²	3.8 m/s ²	3.3 m/s ²
Accelerazione laterale	3.2 m/s ²	3.5 m/s ²	2.4 m/s ²	3.7 m/s ²
Accelerazione verticale	6.6 m/s ²	9.0 m/s ²	6.9 m/s ²	9.8 m/s ²
Parametri delle fasi di rotazione				
Durata della fase	2.64 s	1.34 s	3.00 s	1.84 s
Picco di velocità di rotazione	136.4°/s	223.8°/s	126.9°/s	136.9°/s
Velocità di rotazione media	69.1°/s	107°/s	62.4°/s	95.0°/s
Parametri di flessione-estensione del tronco				
Picco flessione	49.2°	62.6°	60.9°	55.9°
Picco estensione	28.7°	8.1°	23.9°	16.1°
Ampiezza flessione	48.9°	36.5°	60.5°	30.3°
Ampiezza estensione	20.5°	54.5°	23.9°	39.8°

Tabella 4: Risultati TUG.

Parametri test WALK

Il report del test WALK comprende una serie di parametri, indicati di seguito, rilevati attraverso l'utilizzo del sensore G-Walk®. I dati sono sintetizzati in tabella (*cfr.* tabella 5, *cfr.* allegato 2 per report completo) e messi a confronto attraverso un'analisi descrittiva (*cfr.* cap. VI).

1) Parametri fasi del ciclo del passo:

- “Indice di qualità del cammino”: indica la capacità della persona di riuscire a suddividere il suo ciclo del passo correttamente tra fase di appoggio e fase di volo. Se l’indice di qualità del cammino fosse pari al 100% il ciclo del passo di quell’arto sarebbe suddiviso esattamente in 60% fase di *stance* e 40% fase di *swing*;
- “fase di appoggio/volo”. Indica il valore medio delle durate delle rispettive fasi, calcolato in percentuale;
- “DS/SS”: rispettivamente fase di doppio supporto e fase di singolo supporto, vengono riportati i valori medi delle fasi, espressi in percentuale.

2) Parametri spazio-temporali:

- “durata della prova”: durata totale della prova, espresso in secondi;
- “cadenza”: numero di emipassi in un minuto, misurato in passi/minuto;
- “velocità”: velocità media del cammino, espressa in m/s;
- “durata del ciclo”: valore medio degli intervalli temporali tra due contatti iniziali consecutivi dello stesso piede, espresso in secondi;
- “lunghezza del ciclo”: valore medio delle distanze tra due contatti iniziali consecutivi dello stesso piede, espresso in metri;
- “% lunghezza del ciclo”: lunghezza del passo normalizzata sull’altezza del soggetto, misurata in percentuale;
- “lunghezza del passo”: valore medio delle distanze tra il contatto iniziale tra il contatto iniziale del piede e il contatto iniziale del piede controlaterale, espresso in percentuale sul ciclo del passo;
- “passi considerati”: numero di passi considerati nell’analisi.

3) Indici di simmetria e propulsione

- “indice di simmetria”: rappresenta la capacità della persona di accelerare il centro di massa in maniera simile durante il ciclo del passo destro e sinistro. Tanto più l’indice si avvicina a 100 tanto più il cammino risulta simmetrico;
- “indice di propulsione”: descrive la capacità della persona di accettare il peso corporeo su un arto dopo la fase di decelerazione e spingere in avanti il centro di massa sull’arto opposto. Maggiore è l’indice di propulsione e maggiore sarà la capacità di avanzamento del soggetto in fase di appoggio singolo.

	Valutazione I (06/05/2019)		Valutazione II° (12/07/2019)	
Parametri spazio-temporali				
Durata della prova	17.6 s		21.3 s	
Cadenza	96.06 ± 18.83 passi/min.		93.29 ± 15.91 passi/min.	
Velocità	1.13 ± 0.02 m/s		1.02 ± 0.01 m/s	
	AI sinistro	AI destro	AI sinistro	AI destro
Indice di qualità	96.7%	85.5%	98.7%	83.5%
Fase di appoggio	61.65 ± 2.43 %	52.76 ± 4.51 %	60.54 ± 2.46 %	51.77 ± 1.98 %
DS	10.40 ± 4.13 %	4.82 ± 0.47 %	6.97 ± 3.20 %	4.66 ± 0.63 %
SS	46.45 ± 4.94 %	37.94 ± 5.15 %	48.83 ± 3.54 %	38.84 ± 4.56 %
Fase di volo	38.35 ± 2.43 %	47.24 ± 4.51 %	39.46 ± 2.46 %	48.23 ± 1.98 %
Parametri spazio-temporali				
Durata del ciclo	1.26 ± 0.13 s	1.28 ± 0.03 s	1.30 ± 0.11 s	1.32 ± 0.03 s
Lunghezza del ciclo	1.43 ± 0.17 m	1.44 ± 0.04 m	1.32 ± 0.14 m	1.34 ± 0.03 m
% Lunghezza del ciclo	80.08 ± 9.63 %	80.66 ± 2.14 %	74.18 ± 7.64 %	75.55 ± 1.87 %
Lunghezza del passo	42.88 ± 6.68 %	57.12 ± 5.32 %	43.45 ± 5.41 %	56.55 ± 5.48 %
Passi considerati	6	6	7	6
Parametri di simmetria				
Indice di propulsione	4.4	9.3	4.3	6.0
Differenza indice di propulsione	4.9		1.7	
Indice di simmetria	76.8%		78.1%	

Tabella 5: Risultati WALK.

CAPITOLO VI:

Discussione

Di seguito viene riportata l'analisi dei dati acquisiti nella I° e II° valutazione.

6.1 Analisi descrittiva e inferenziale degli *outcome* clinici

Berg Balance Scale

I cambiamenti più significativi si sono ottenuti negli *item* riferiti ai trasferimenti, ai passaggi posturali e all'equilibrio in stazione eretta. In particolare, negli *item* “passaggio posizione seduta → stazione eretta”, “stare in piedi senza appoggio”, “passaggio dalla S.E. alla posizione seduta”, “trasferimenti letto ↔ sedia”, “inclinarsi in avanti a braccia flesse a 90° partendo dalla posizione eretta”, “girarsi guardando dietro la spalla dx e quella sn durante la S.E.”, “appoggiare alternativamente i piedi su un gradino mentre si rimane in S.E. senza appoggio” e “stare su un piede solo senza appoggio” (*cfr.* tabella 1 cap. V). Per quanto riguarda gli *item* relativi all'equilibrio con riduzione della base di appoggio non si sono evidenziate modificazioni tra le due valutazioni (*cfr.* tabella 1 cap. V). Sia il punteggio finale della I° valutazione (22/56) e della seconda valutazione (33/56) rientrano nella categoria 2 “camminata con assistenza” (*cut-off* 21-40), evidenziando un miglioramento qualitativo, corrispondente a maggior sicurezza, ma non un miglioramento significativo in termini quantitativi con il passaggio alla categoria 3 “indipendente”.

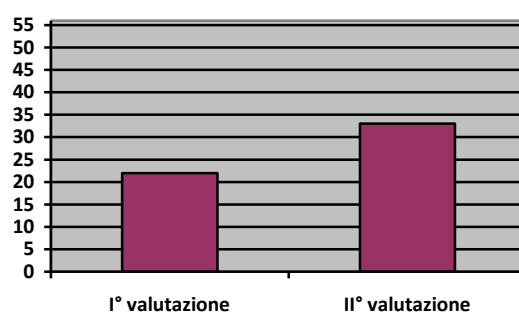


Grafico 1: Riassunto Berg Balance Scale

Scala Tinetti

Le valutazioni riguardo l'equilibrio fanno emergere un quadro di maggiore stabilità, riscontrato nel miglioramento della persona negli *item* “tentativo di alzarsi” e “girarsi di 360 gradi” (*cfr.* tabella 2 cap. V). Gli altri *item* inerenti all'equilibrio risultano invariati. Le valutazioni sull'andatura fanno emergere una maggiore simmetria del passo, come evidenziano i miglioramenti riportati negli *item* “lunghezza ed altezza del passo”, “continuità del passo” e “tronco” (*cfr.* tabella 2 cap. V). Anche in questo caso i miglioramenti sono soprattutto qualitativi e non quantitativi, in quanto sia il punteggio complessivo della I° valutazione (11/28) sia della II° valutazione (19/28) rientrano nella stessa categoria di partenza, “elevato rischio caduta” (*cut-off* 2-19).

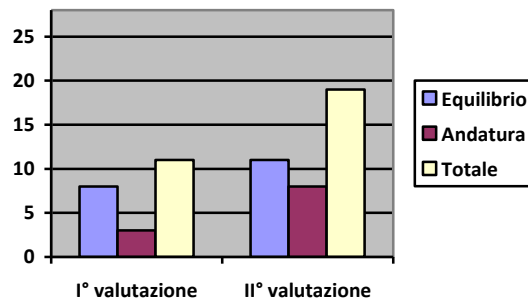


Grafico 2: Riassunto Scala Tinetti

Scala FAC

Le due valutazioni somministrate pre e post ciclo di trattamento evidenziano un miglioramento quantitativo, con il passaggio dalla categoria 3 “deambulazione dipendente da supervisione” alla categoria 4 “deambulazione dipendente dalla superficie” (*cfr.* tabella 3 cap. V).

Test Time Up-and-Go (TUG)

I parametri del test presi in analisi sono:

- “durata della fase” (*cfr.* tabella 4 cap. V) in fase di alzata e di seduta: si registra un minor tempo per completare l'attività;

- i tre i parametri inerenti alle accelerazioni (accelerazione antero-posteriore, accelerazione laterale e accelerazione verticale, *cfr.* tabella 4 cap. V): emerge un miglioramento in merito al *pattern* deambulatorio della persona. Si registra un miglioramento dello spostamento di carico sul piano sagittale (aumento del parametro “accelerazione antero-posteriore”) rispetto al piano frontale (diminuzione del parametro “accelerazione laterale”), con un incremento del controllo posturale confermato dall’aumento dell’accelerazione verticale;
- i parametri relativi alle rotazioni presi in considerazione sono: “durata della fase” e “velocità di rotazione media” (*cfr.* tabella 4 cap. V). Si rileva un aumento rispetto al primo *item* e una diminuzione riguardo al secondo. Questo probabilmente significa che la persona ha ridotto la velocità di esecuzione del compito a favore di una migliore qualità del movimento. Tale ipotesi è supportata dal confronto tra lo schema denominato “fasi del test” tra la I° e la II° valutazione (*cfr.* allegato 2), in quanto i punteggi relativi alle fasi precedenti alle rotazioni (alzata e cammino per 3 m) e successive alle stesse (ritorno e seduta) registrano un andamento positivo;
- Il grafico “flesso-estensione del tronco” (*cfr.* tabella 4 cap. V) evidenzia un maggiore spostamento del baricentro all’interno della base di appoggio (miglioramento dei parametri “ampiezza flessione” e “ampiezza estensione”) in fase di alzata, e una minor retropulsione di tronco in fase di seduta, rilevabile dalla diminuzione dei parametri “ampiezza estensione” e “ampiezza flessione”;
- Il parametro “accelerazione laterale” (*cfr.* tabella 4 cap. V) in fase di seduta della II° valutazione riporta un aumento non significativo, probabilmente dovuto a uno sbilanciamento della persona durante l’esecuzione del test;
- Riguardo agli *item* “picco di velocità di rotazione” e “picco di flessione/estensione” non sono stati presi in analisi, in quanto rappresentano il valore massimo raggiunto durante il movimento e non il punteggio complessivo dell’esecuzione del movimento, valore a cui fa riferimento la letteratura.

TUG		
	Alzata	Seduta
Parametri delle fasi del test		
Durata della fase	✓	✓
Accelerazione antero-posteriore	✓	✓
Accelerazione laterale	✓	*
Accelerazione verticale	✓	✓
Parametri delle fasi di rotazione		
Durata della fase	*	*
Velocità di rotazione media	*	*
Parametri di flesso-estensione del tronco		
Ampiezza flessione	✓	✓
Ampiezza estensione	✓	✓

Tabella 1: Riassunto risultati presi in analisi nel Test Time Up-and-Go

10 m Walking Test (WALK)

I parametri del test presi in analisi sono:

- Gli *item* “velocità” e “cadenza” nella sezione parametri spazio-temporali (*cfr.* tabella 5 cap. V) hanno punteggi minori nella II° valutazione. Questo probabilmente è legato a un miglioramento del *pattern* motorio, con maggior controllo di esecuzione del compito da parte della persona;
- Sempre all’interno dei parametri spazio-temporali, gli *item* “fase di volo” dell’AI sinistro e “SS” AI destro presentano un aumento, indicando una miglior capacità di carico sull’arto inferiore destro, con conseguente diminuzione degli *item* “fase di appoggio” AI sinistro e “DS” AI destro (*cfr.* tabella 5 cap. V). L’*item* “indice di qualità” di entrambi gli arti non presenta cambiamenti significativi tra la I° e la II° valutazione;
- Dall’analisi degli *item* spazio-temporali (*cfr.* tabella 5 cap. V) risulta un aumento della “durata del ciclo”, con una diminuzione di “lunghezza del ciclo” e “% lunghezza del ciclo”. L’aumento del valore “lunghezza del passo” AI sinistro, con conseguente

diminuzione del corrispettivo “lunghezza del passo” AI destro è probabilmente indice di un cammino più simmetrico;

- Per quanto riguarda gli item “parametri di simmetria” (cfr. tabella 5 cap. V) si registrano in sede di II° valutazione valori dell’item “indici di propulsione” più simmetrici, con conseguente diminuzione dell’item “differenza indice di propulsione” e l’aumento di “indice di simmetria”.

Rispetto al parametro “durata della prova” (cfr. tabella 5 cap. V) si registra un aumento in sede di II° valutazione, variazione non significativa probabilmente legata alla soggettività dell’operatore.

WALK		
Parametri spazio-temporali		
Durata della prova	x	
Cadenza	x	
Velocità	x	
	AI sinistro	AI destro
Indice di qualità	✓	x
Fase di appoggio	✓	x
DS	x	✓
SS	x	✓
Fase di volo	✓	x
Parametri spazio-temporali		
Durata del ciclo	x	x
Lunghezza del ciclo	x	x
% Lunghezza del ciclo	x	x
Lunghezza del passo	✓	✓
Parametri di simmetria		
Differenza indice di propulsione	✓	
Indice di simmetria	✓	

Tabella 2: Riassunto risultati presi in analisi nel 10 m Walking Test

6.2 Commento

L'obiettivo di questo studio è verificare se il trattamento con Lokomat® può portare a dei benefici in termini quantitativi e qualitativi del cammino in persone con esiti di patologie neurologiche. La letteratura conferma che il trattamento con dispositivi robotici porta a un cambiamento rispetto agli *outcome* velocità e cadenza del passo nelle persone con esiti di ictus. Dall'elaborazione dei dati ottenuti dalle due valutazioni eseguite per questo elaborato si evidenzia che il miglioramento più significativo è stato ottenuto rispetto alla qualità del *pattern* motorio. Infatti, nelle scale cliniche (Berg Balance e Tinetti) non è stato registrato un miglioramento, in quanto la categoria finale di valutazione non cambia, ma gli *item* migliorati sono quelli relativi ai passaggi posturali, all'equilibrio e alla simmetria del passo. Per quanto riguarda la scala FAC presenta un miglioramento, che corrisponde al miglioramento dell'autonomia della persona. Questo aspetto di maggiore autonomia e benessere percepito derivante dal trattamento con Lokomat® è stato riportato dalla persona durante le sedute di trattamento.

Per quanto riguarda i risultati derivanti dai test clinici somministrati (TUG, WALK) si evidenzia un miglioramento nello spostamento e nel mantenimento del carico durante i passaggi posturali e la deambulazione. Un aspetto di criticità rispetto ai valori dei dati ottenuti è legato all'aumento dell'*item* velocità e diminuzione di "lunghezza del passo", che nella pratica clinica si traduce con un cammino più lento, ma complessivamente tutti i parametri appartenenti al *pattern* motorio risultano migliorati. Da questo si può ipotizzare che la persona abbia migliorato le singole componenti del cammino con una richiesta attentiva maggiore, con conseguente maggior controllo dell'esecuzione del compito rispetto alla velocità dello stesso.

6.3 Limiti della tesi

Un aspetto di criticità riguarda l'ampiezza del campione, in quanto sarebbe necessario renderlo più omogeneo rispetto alla patologia. Il secondo aspetto di criticità riguarda il tempo trascorso dall'evento, sarebbe necessario stabilire *cut-off* precisi riguardo alla definizione di "post-acuto" e "cronico". Il terzo aspetto che richiede un maggiore approfondimento riguarda l'utilizzo dello strumento G-Walk®, rispetto all'analisi dei dati nella pratica clinica. Per un'indagine più completa sulla significatività di questo trattamento in ambito clinico è necessario approfondire l'argomento

attraverso la definizione di un disegno di studio sperimentale, operazione in svolgimento presso l'UOMR dell'ospedale "G. Marconi" di Cesenatico.

Un ulteriore aspetto che andrebbe indagato riguarda l'area del benessere psicologico della persona durante il *training* con Lokomat®. In ultimo, rimane da verificare per quanto tempo la persona può trarre beneficio da questo tipo di trattamento; successivi *follow-up* sono fondamentali per verificare per quanto il beneficio derivante dalle sedute di trattamento si protrae nel tempo e stabilire la cadenza temporale con la quale riproporre un ulteriore ciclo.

CAPITOLO VII:

Conclusioni

L'obiettivo di questo studio è stato quello di studiare e analizzare se il trattamento con dispositivo robotico Lokomat® potesse portare dei benefici in persone con esiti di deficit neurologici a seguito di una patologia del Sistema Nervoso Centrale, ed evidenziare eventuali cambiamenti significativi nelle valutazioni cliniche dopo un ciclo di trattamento. Le scale di valutazione e i test somministrati registrano un miglioramento qualitativo nel cammino post ciclo di trattamento, con un aumento dello spostamento e nel mantenimento del carico sull'arto inferiore più compromesso e una maggior simmetria del passo nel ciclo del cammino, rispetto alla velocità di esecuzione del compito e la cadenza della deambulazione. Rimangono aperti diversi aspetti meritevoli di approfondimento; ad esempio se sussistono differenze significative tra il recupero del cammino in persone trattate con Lokomat® rispetto al trattamento convenzionale, se sussistono differenze significative tra il recupero in persone con esiti di patologie neurologiche in fase subacuta rispetto a persone in fase cronica, per quanto tempo permangono i benefici ottenuti dopo un *training* con Lokomat® e una valutazione del benessere psicologico della persona che si sottopone a un ciclo di trattamento con questo dispositivo robotico.

BIBLIOGRAFIA

Capitolo I

- Autori di Treccani: def. “locomozione” (1) [online]. Disponibile: <http://www.treccani.it/vocabolario/locomozione/> (22/09/2019).
- Kandel E.R., Schwartz J.H., Jessell T.M.: Principi di neuroscienze. Terza edizione. Rozzano (MI): Casa Editrice Ambrosiana, 2003: 821-839.
- Kandel E.R., Schwartz J.H., Jessell T.M., Siengelbaum S.A., Hudspeth A.J.: Principi di neuroscienze. Quarta edizione italiana sulla quinta edizione inglese. Rozzano (MI): Casa Editrice Ambrosiana, 2015: 811-832.
- Perry J.: Analisi del movimento: Edizione italiana a cura di prof. Benedetti. M.G.: Torino: Elsevier Italia srl, 2005: 3-116.

Capitolo II

- Autori di Treccani: def. “robot” (1a) [online]. Disponibile: <http://www.treccani.it/vocabolario/robot/> (22/09/2019).
- Barosio E.C., Colombo R., Ciocca M.E., Pistarini C.: La riabilitazione neuromotoria assistita da robot: revisione sistematica della letteratura. MR Giornale Italiano di Medicina Riabilitativa, 2011; 25(1): 34-44.
- Boido A.: FISIOTERAPIA/ROBOTICA – La robotica: un innovativo strumento al servizio del fisioterapista e dei suoi interventi riabilitativi [online]. Disponibile: <http://www.riabilitazioneinfo.it/fisioterapia-e-robotica-la-robotica-un-innovativo-strumento-al-servizio-del-fisioterapista-e-dei-suoi-interventi-riabilitativi-di-anna-boido-dottore-in-fisioterapia/> (16/09/2019).
- Carda S., Invernizzi M., Baricich A., Comi C., Croquelois A., Cisari C.: Robotic gait training is not superior to conventional treadmill training in Parkinson disease: a single-blind randomized controlled trial. NNR, 2012; 26 issue 9: 1027-1034.
- Fundarò C., Maestri R., Ferriero G., Chimento P., Taveggia G., Casale R.: Self-selected speed gait training in Parkinson’s disease: robot assisted gait training with virtual reality versus gait training on the ground. JPRM, 2019; 55 issue 4: 456-462.

- Mehrholz J., Kugler J., Pohl M.: Locomotor training for walking after spinal cord injury (Review). CDSR, 2012; Issue 11: Art. No.: CD006676. DOI: 10.1002/14651858.CD006676.pub3.
- Mehrholz J., Thomas S., Werner C., Kugler J., Pohl M., Elsner B.: Electromechanical-assisted training for walking after stroke (Review). CDSR, 2017; Issue 5: Art. No.: 006185. DOI: 10.1002/14651858.CD006185.pub4.
- Straudi S., Manfredini F., Lamberti N., Zamboni P., Bernardi F., Marchetti G., Pinton P., Bonora M., Secchiero P., Tisato V., Volpato S., Basaglia N.: The effectiveness of robot-assisted gait training versus conventional therapy on mobility in severely disabled progressive multiple sclerosis patients (RAGTIME): study protocol for a randomized controlled trial. *Trials Journal BioMedCentral* [online serial], 2017; 18:88 DOI: 10.1186/s13063-017-1838-2 (24/09/2019).
- van Hedel H.J.A., Severini G., Scarton A., O'Brien A., Reed T., Gaebler-Spira D., Egan T., Meyer-Heim A., Graser J., Chua K., Zutter D., Schweinfurter R., Möller J.C., Paredes L.P., Esquenazi A., Berweck S., Schroeder S., Warker B., Chan A., Devers A., Petioky J., Paik N., Kim W., Bonato P., Boninger M.: Advanced robotic therapy integrated centers (ARTIC): an international collaboration facilitating the application of rehabilitation technologies [online]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2018; 15: Art. No.: 30. doi.org/10.1186/s12984-018-0366-y (06/10/2019).
- van Kammen K., Boonstra A., Reinders-Messelink H., den Otter R.: The combined effects of body weight support and gait speed on gait related muscle activity: a comparison between walking in the Lokomat exoskeleton and regular treadmill walking. *PLoS ONE* [online serial], 2014; 9, issue 9: e107323. DOI: 10.1371/journal.pone.0107323 (24/09/2019).

RINGRAZIAMENTI

Questo percorso di studi mi ha cambiato, facendomi maturare sia come fisioterapista che come persona. Arrivati a questo punto è impossibile per me non essere profondamente grato per tutto quello che è successo in questi 3 anni.

Ringrazio tutto il team riabilitativo dell'ospedale di Cesenatico per avermi supportato durante la stesura di questa tesi, in particolare Silvia Faenza: prima professoressa, poi tutor e infine relatrice, è stata una figura importante del mio percorso. Grazie per la tua enorme competenza e per tutto il tempo che mi hai dedicato.

Grazie a tutti i tutor incontrati nel corso di questi anni, per aver fatto crescere la mia passione. Grazie a chi mi ha mostrato come vorrei diventare, e a chi ha fatto vedere come non vorrei diventare mai.

Ringrazio i miei compagni di corso, in particolare Fede, Fava, Cami, Della, Frency e Gegio, colleghi molto superiori alle mie aspettative e senza i quali gli anni di università sarebbero stati molto diversi, molto più tristi. Grazie per i mille momenti di confronto e i mille momenti di risate.

Grazie Flavio, Gherra e Angela, gli amici di una vita, sempre pronti a essere al mio fianco tutte le volte che è necessario. Grazie per dimostrarmi sempre come il tempo può solo rinforzare certi legami, e che gli amici sono una famiglia per scelta

Grazie a Maria, Giacomo e Ivan, la grande famiglia Spanò, per avermi accolto a braccia aperte. Se un grande cuore è una delle ricchezze maggiori siete davvero tra le persone più ricche che conosca. Non vi ringrazierò mai abbastanza per quello che avete fatto per me.

Grazie a Melissa, punto fermo nel frullatore che è la mia vita. A tratti ci diamo veramente sui nervi, ma la verità è che non potrei fare a meno di lei: la stima che ho per questa donna è superata solo dai sentimenti che mi fa provare. Grazie per supportarmi e sopportarmi sempre.

Grazie a tutti quelli che hanno fatto il tifo per me.