



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

TESI DI LAUREA SPECIALISTICA IN BIOINGEGNERIA

**CALCOLO DI TRAIETTORIE PER UN ROBOT
DI RIABILITAZIONE LOCOMOTORIA**

Relatore:

Ch.mo Prof. Alfredo Ruggeri

Correlatore:

Ing. Christopher Tomelleri

Laureando:

Andrea Migliorini

ANNO ACCADEMICO 2009/2010

Indice

INTRODUZIONE

CAPITOLO 1 – ANALISI DELLO STATO DELL’ARTE	1
1.1 Premessa.....	1
1.2 Approccio clinico: Evoluzione.....	2
1.2.1 Treadmill Training with Body Support Weight.....	5
1.2.2 GangTrainer GT1.....	6
1.2.3 Lokomat.....	9
1.2.4 Haptic Walker.....	11
1.2.5 G-EO-Systems.....	13
1.3 Studi clinici.....	17
1.3.1 Studi con il GangTrainer GT1.....	18
1.3.2 Studi con il Lokomat.....	22
CAPITOLO 2 – ANALISI DEI DATI	25
2.1 Il ciclo del passo.....	25
2.2 Descrizione e misura del movimento degli arti inferiori.....	29
2.3 Dati di Winter.....	32
2.3.1 Analisi dei dati.....	32
2.3.2 Angoli dell’arto inferiore.....	33
2.3.3 Calcolo di velocità e accelerazione.....	35
2.4 Il sistema di misura Zebris.....	37
2.4.1 La fase di acquisizione dei dati.....	40
2.4.2 Ascesa e discesa di una scala.....	42
2.4.3 Cammino all’indietro.....	42
2.4.4 Ascesa e discesa di un piano inclinato.....	44
2.4.5 Superamento di un ostacolo.....	45
2.4.6 Tracciato in tempo reale dei sensori.....	46

CAPITOLO 3 – ELABORAZIONE DEL SEGNALE	47
3.1 Il concetto del jerk	47
3.2 L’algoritmo per la generazione delle traiettorie.....	52
3.2.1 Cammino nel piano.....	52
3.2.2 Ascesa e discesa di una scala.....	55
3.2.3 Cammino all’indietro.....	56
3.2.4 Ascesa e discesa di un piano inclinato.....	57
3.2.5 Superamento di un ostacolo.....	57
CAPITOLO 4 – RISULTATI	59
4.1 Presentazione delle traiettorie	59
4.2 Confronto delle prime tre traiettorie con le precedenti	67
CAPITOLO 5 – DISCUSSIONE	75
5.1 Prospettive dell’elettromiografia durante il cammino nel piano.....	75
5.2 Prospettive dell’elettromiografia durante l’ascesa di una scala	79
5.3 Prospettive future della neuroriabilitazione	80
CONCLUSIONI	85
APPENDICE	87
RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI	89

INTRODUZIONE

L'obiettivo della tesi è il calcolo di nuove traiettorie per il dispositivo per la riabilitazione G-EO-Systems che consentano una locomozione umana più fisiologica e stimolino una corretta attivazione muscolare degli arti inferiori e della parte posteriore del tronco.

La robotica riabilitativa è l'area che, nell'ambito della bioingegneria industriale ed in particolare della disciplina della robotica biomedica, ha l'obiettivo di sviluppare strumenti tecnologici e macchine innovative aventi funzioni di ausilio all'erogazione di prestazioni sanitarie e socio-sanitarie di tipo riabilitativo. Storicamente, la robotica riabilitativa ha perseguito due principali filoni di ricerca, solo parzialmente correlati: la costruzione di ausili tecnologici per la promozione dell'autonomia di soggetti non completamente autosufficienti e la costruzione di macchine per il supporto clinico a terapie finalizzate al recupero funzionale in pazienti affetti da deficit motori.

Una macchina riabilitativa può essere definita, quindi, come un sistema robotico o meccatronico in grado di coadiuvare il terapeuta nella somministrazione di procedure riabilitative programmabili e personalizzabili in funzione del tipo di trattamento necessario e delle abilità residue del paziente valutate *ex ante* e, per quanto possibile, durante tutto il percorso riabilitativo.

Nell'ambito della riabilitazione vengono tipicamente utilizzati sia sistemi di tipo strettamente "robotico", cioè basati su manipolatori industriali adattati alle applicazioni mediche o su bracci robotici appositamente progettati per questo tipo di applicazioni, sia veri e propri sistemi meccatronici, quali ad esempio sistemi di tipo esoscheletrico costituiti da strutture meccatroniche "indossabili". In questo dominio applicativo, la macchina robotica o meccatronica ha la peculiarità di avere una parte della propria struttura e/o l'effettore a diretto contatto con l'arto del paziente.

Negli ultimi anni alcuni gruppi di ricerca hanno studiato e sviluppato sistemi meccatronici e robotici dalle caratteristiche fortemente innovative, che sono

potenzialmente in grado di migliorare la salute dei pazienti affetti da problemi motori. Mediante opportuni sensori, le macchine sono in grado di misurare le variabili dinamiche di interesse clinico durante l'esecuzione di movimenti attivi e passivi da parte del paziente e di permettere così una valutazione quantitativa degli specifici meccanismi fisiologici, dei recuperi spontanei e dell'abilità funzionale. Tale valutazione risulta molto più accurata di quanto non sia possibile con i metodi tradizionali. Inoltre, la macchina può consentire al terapeuta di programmare e di fare eseguire al paziente una vasta gamma di sequenze di movimenti utili per la riabilitazione dell'arto.

I principali fattori che determinano un sempre più diffuso bisogno di prestazioni riabilitative di varia natura che coadiuvino e completino l'intervento medico di tipo chirurgico e farmacologico sono la crescente longevità della popolazione, tipica delle società più industrializzate, la tendenza alla riduzione dei tempi di degenza ospedaliera, la messa a punto di terapie che permettono di trattare, almeno parzialmente, patologie progressive altamente invalidanti un tempo incurabili, l'incremento di incidenza di disabilità gravi e moderate derivante dall'aumento di attività a rischio di incidenti e traumi e, allo stesso tempo, il costante miglioramento delle tecniche di rianimazione.

La necessità di una terapia riabilitativa appropriata non è associata esclusivamente ai deficit motori dovuti a compromissioni dell'apparato muscolo-scheletrico collegati all'età avanzata o al trattamento post-acuto di eventi traumatici, quali fratture ossee o lesioni ai legamenti, ma ha una sempre maggiore rilevanza anche nella terapia di molte patologie motorie di origine neurologica. Si parla in questo caso più specificatamente di neuroriabilitazione. Ad esempio, milioni di persone nel mondo soffrono di disordini motori legati a problemi neurologici quali traumi cranici, paralisi cerebrali, morbo di Parkinson, lesioni del midollo spinale e ictus. Solo negli USA si registrano ogni anno 500.000 nuovi casi di ictus, che rappresenta la principale causa di disabilità motoria. Sempre negli USA, si calcola inoltre che circa tre milioni di persone siano affette da deficit motori permanenti post-ictus e che il 50% di tali deficit riguardino l'arto superiore. In molti di questi casi le metodiche riabilitative motorie tradizionali consistono nella manipolazione dell'arto paretico da parte del terapeuta. Solitamente il trattamento viene pianificato valutando *ex ante* le abilità residue del soggetto e può durare diverse ore al giorno, divenendo così molto spesso un esercizio lungo e faticoso sia per il paziente che per il terapeuta. Inoltre, il percorso terapeutico

può prolungarsi anche per alcuni mesi, nel corso dei quali il paziente deve recarsi quotidianamente presso la struttura clinica e affrontare seri disagi per sé e per i propri familiari. Peraltro, per molti disordini motori non è ancora sufficientemente chiaro quali siano le manovre terapeutiche e i protocolli clinici che risultino oggettivamente più efficaci per il migliore recupero della funzionalità motoria; ciò deriva anche dal fatto che le abilità residue del paziente vengono spesso valutate mediante metodi in larga misura soggettivi, il che rende difficile monitorare adeguatamente gli effetti del trattamento riabilitativo sul paziente. La natura di tali trattamenti, che devono essere somministrati dai terapisti su un paziente alla volta, e la mancanza di metodologie e di strumenti che consentano di confrontare le diverse terapie riabilitative e la loro reale efficacia fanno sì che le spese associate alle prestazioni riabilitative siano tipicamente molto elevate, in quanto il rapporto tra il numero di risorse umane qualificate da impiegare per l'erogazione del servizio riabilitativo e il numero di pazienti trattati è sempre molto vicino o superiore alla parità. Inoltre, risultano di difficile definizione possibili strategie per valutare ed eventualmente migliorare il rapporto costo/beneficio tipico degli specifici programmi riabilitativi.

L'applicazione di macchine nella riabilitazione offre perciò solidi argomenti che incoraggiano la ricerca e lo sviluppo di nuovi e migliori sistemi per la riabilitazione che traggano diretto vantaggio dal progresso scientifico e tecnologico nel campo della bioingegneria ed in particolare della robotica e della mecatronica biomedica.

Il potenziale clinico di queste macchine è notevole poiché esse possono, da un lato, coadiuvare il terapeuta nel somministrare la terapia motoria ritenuta più adeguata per ogni singolo paziente, in modo preciso e ripetibile, e dall'altro, acquisire informazioni quantitative sul movimento del paziente stesso. Tali informazioni possono risultare molto utili sia per la valutazione delle funzionalità motorie del paziente sia per acquisire nuove conoscenze di base sul movimento e sui meccanismi di recupero della funzionalità motoria. Tali macchine possono inoltre permettere al paziente di svolgere sedute riabilitative in modo semi-autonomo, in linea di principio anche della propria abilitazione, riducendo la necessità di un impegno continuativo del terapeuta.

L'innovazione tecnologica sta quindi aprendo reali prospettive per uno sviluppo di tutto il settore dei servizi riabilitativi con un impatto potenziale che può essere

paragonato a quello avuto dalle tecnologie di *imaging* in campo diagnostico negli ultimi decenni.

Il primo Capitolo di questa tesi illustra le motivazioni di tipo generale e, in modo particolare neurofisiologiche, che sono alla base dello sviluppo di sistemi meccatronici e robotici per la neuroriabilitazione, presenta il principio di funzionamento e le caratteristiche tecniche principali di alcuni sistemi che sono stati sviluppati negli ultimi anni da parte di vari gruppi di ricerca nel mondo, descrive in dettaglio alcuni di essi e analizza i risultati che sono stati ottenuti dagli studi clinici compiuti su due macchine robotiche riabilitative oggi disponibili: il Lokomat e il GangTrainer GT1.

Nel secondo Capitolo verrà presentata la parte di acquisizione e di analisi dei dati utilizzati per la generazione delle traiettorie. In particolare, verranno dapprima presentati alcuni cenni sulle discipline che si occupano dell'analisi del movimento, definendo in dettaglio le fasi del ciclo del passo. In seguito verrà descritta la parte di acquisizione dei dati che ha fatto riferimento ai dati raccolti da Winter e col sistema di misura Zebris.

Nel terzo Capitolo si passerà in rassegna la parte di elaborazione del segnale descrivendo dapprima il concetto del jerk ed esponendo in seguito l'algoritmo con cui si sono costruite le nuove traiettorie.

Nel quarto Capitolo saranno presentate le sette traiettorie generate; tre di queste (il cammino nel piano, l'ascesa e la discesa di scale) sono state confrontate con quelle già precedentemente ricavate, le rimanenti quattro (il cammino all'indietro, l'ascesa e la discesa di un piano inclinato, il superamento di un ostacolo) sono state realizzate e analizzate per la prima volta in questo lavoro di tesi.

Il quinto Capitolo sarà dedicato alla discussione dei risultati. In particolare, saranno presentate le prospettive della nuova analisi elettromiografica che sarà effettuata sul robot G-EO-Systems con le prime due traiettorie, il cammino nel piano e l'ascesa di una scala. Infine, verrà presentato un paragrafo circa le prospettive future di integrazione della neuroriabilitazione con alcune perturbazioni del sistema vestibolare per allenare l'apparato vestibolo-oculomotore e migliorare la performance dell'equilibrio e della postura.

CAPITOLO 1

ANALISI DELLO STATO DELL'ARTE

Il presente capitolo illustra le motivazioni di tipo generale e, in modo particolare neurofisiologiche, che sono alla base dello sviluppo di sistemi meccatronici e robotici per la neuroriabilitazione, presenta il principio di funzionamento e le caratteristiche tecniche principali di alcuni sistemi che sono stati sviluppati negli ultimi anni da parte di vari gruppi di ricerca nel mondo, descrive in dettaglio alcuni di essi e analizza i risultati che sono stati ottenuti dagli studi clinici compiuti su due macchine robotiche riabilitative oggi disponibili: il Lokomat e il GangTrainer GT1.

1.1 Premessa

Le malattie cerebrovascolari rappresentano la principale causa di disabilità nei paesi occidentali, sia per l'aumento di incidenza strettamente legato al progressivo invecchiamento della popolazione, sia per la presenza di minore mortalità associata alla fase acuta rispetto al passato. Si calcola che nei paesi industrializzati del mondo, l'incidenza annuale di ictus è di circa 180 casi ogni 100.000 abitanti (Kolominsky et al.¹). Tre mesi dopo l'ictus, il 20% dei pazienti che sopravvivono è ancora costretto all'uso della sedia a rotelle e circa il 70% cammina con una velocità di deambulazione e una resistenza significativamente ridotte (Jorgensen et al.²). È necessario quindi fornire un'attenta e puntuale assistenza sanitaria ai pazienti colpiti da questo tipo di patologie soprattutto a causa delle importanti conseguenze che ne derivano in termini di disabilità residua, principale causa di disabilità nella popolazione generale (SPREAD³).

La maggior parte dei pazienti con esiti di ictus presenta, oltre a problemi internistici associati di vario tipo, un importante decondizionamento cardiovascolare e muscolare che incide negativamente sul recupero (Ivey et al.⁴); infatti, oltre alla disabilità propria della malattia, quando è necessaria un'elevata richiesta energetica per

affrontare un training alla deambulazione, la riduzione o la perdita della forma fisica (fitness) porta ad una limitazione importante delle prestazioni (performance) nello svolgimento delle attività della vita quotidiana.

Una delle cause di tale decondizionamento è da ricercare nel lungo periodo di allettamento cui sono sottoposti i pazienti con ictus, a causa della menomazione, delle problematiche cardiocircolatorie e della elevata richiesta energetica del training della deambulazione quando eseguito in una fase precoce.

Di conseguenza, nel paziente con postumi di ictus il recupero della stazione eretta e della deambulazione autonoma è considerato uno degli obiettivi riabilitativi primari (Teasell et al.⁵).

1.2 Approccio clinico: Evoluzione

Locomozione significa movimento, ossia il moto attivo di spostamento di un individuo grazie alla spinta offerta dal movimento ritmico degli arti. Per terapia locomotoria sull'essere umano s'intende l'esercitazione della deambulazione il più presto possibile e in maniera ripetitiva, rispondendo ai principi moderni dell'apprendimento motorio che richiedono un esercizio specifico e ripetitivo. In altre parole, "chi vuole imparare di nuovo a camminare, deve camminare".

Da un punto di vista neurofisiologico, la terapia locomotoria punta a un'attivazione dei centri locomotori del sistema nervoso centrale in contemporanea con il potenziamento del controllo posturale necessario alla deambulazione. Lo scopo è il recupero della deambulazione autonoma nelle attività della vita quotidiana.

La terapia locomotoria si basa su tre principi:

1. L'imbragatura serve a compensare le reazioni ancora insufficienti relative all'equilibrio.
2. Lo sgravio del peso corporeo tiene conto della paresi e di un eventuale sovrappeso.
3. Il tapis roulant a motore e il macchinario deambulatorio robotizzato inducono una locomozione obbligatoria.

Prima dell'affermazione di questi recenti concetti di riabilitazione neurologica, moltissimi pazienti vennero trattati con un approccio completamente differente, ossia ridotti di tono muscolare e trattati prevalentemente in stazione seduta o eretta, allo

scopo di imparare nuovamente i presupposti di controllo dell'andatura. Un ampio studio outcome su 160 pazienti emiparetici dimostrò che una terapia di 4 settimane secondo il concetto di Bobath*, non apportava miglioramenti nella velocità e nella resistenza deambulatoria, poiché i pazienti erano stati fatti allenare troppo poco nella deambulazione. Neppure la qualità del passo, stabilita secondo la simmetria deambulatoria, si era modificata, cosa che costituiva lo scopo dichiarato della terapia secondo Bobath.

Negli ultimi due decenni, i nuovi principi della terapia locomotoria hanno dato il via a una nuova corrente di pensiero anche nell'ambito della riabilitazione convenzionale e l'esercizio immediato e ripetitivo della deambulazione è stato portato in primo piano in tutti i protocolli terapeutici. L'importanza di un inizio possibilmente precoce della riabilitazione del passo viene sottolineata da uno studio di proiezione statunitense condotto su diverse centinaia di pazienti colpiti da ictus. Lo studio dimostra che i pazienti hanno ottenuto i migliori risultati riabilitativi nei casi in cui le terapie di deambulazione erano state messe in atto molto presto.

Dopo una lesione subita, il sistema nervoso centrale (SNC) deve aggiustarsi nuovamente ai fini del recupero della capacità deambulatoria. Lo stimolo necessario è costituito dalla deambulazione stessa, che provvede alla stimolazione dei centri locomotori. Per creare fin dall'inizio le condizioni ottimali per l'apprendimento del cosiddetto *feed-forward* da parte del sistema nervoso centrale si deve procedere quindi al training di una deambulazione possibilmente ritmica senza molte interruzioni. Ciò significa impadronirsi il più presto possibile del ritmo deambulatorio senza interrompere il paziente o aiutarlo eccessivamente.

Oltre a questo tipo di apprendimento, esistono anche dei meccanismi di *feed-back*; le stimolazioni periferiche essenziali, infatti, sono costituite dall'estensione dell'anca nella fase terminale di gamba oscillante. È importante quindi fare attenzione

* Il metodo di Bobath, o più correttamente "concetto Bobath", è uno strumento utilizzato dai fisioterapisti nella cura delle grandi sindromi neurologiche, ad esempio ictus, che poi possono esitare in emiplegie o paraplegie. Nato inizialmente come strumento per il ricondizionamento neuromotorio nelle sindromi neurologiche infantili, il concetto si è sviluppato anche nella "versione" per adulti, che prevede un'analisi oggettiva delle capacità residue del paziente e, attraverso un ricondizionamento propriocettivo e una forte esperienza sensoriale, aiutare il paziente stesso a combattere contro i sintomi e le disfunzioni che la malattia neurologica dà in termini di movimento, funzione e tono.

che il paziente non si sieda nell'imbragatura durante gli esercizi, evitando così il rischio di provocare lesioni all'anca.

Infine, allo scopo di ottenere il massimo successo di apprendimento, occorre stimolare il sistema nervoso centrale con esercizi sempre più complessi in rapporto ai progressi eseguiti dal paziente. Se gli esercizi, infatti, sono troppo poco impegnativi, l'organo deputato all'apprendimento, il SNC, si annoia. Ad esempio, è importante aumentare in modo sistematico la velocità di deambulazione o far eseguire al paziente diversi tipi di movimento, come camminare su un piano inclinato o salire e scendere le scale. Questo concetto prende il nome di *shaping*, ossia apprendimento al limite delle risorse.

Riassumendo, gli elementi essenziali della terapia locomotoria sono:

- Intensità dell'allenamento
- Esercitazioni specifiche mirate
- Piacere di muoversi
- Apprendimento del *feed-forward*
- Meccanismi del *feed-back*
- Training dei muscoli, dei legamenti e del sistema cardiocircolatorio
- Apprendimento dello *shaping*, secondo i limiti delle prestazioni individuali.

1.2.1 Treadmill Training with Body Weight Support (TTBWS)

I risultati delle ricerche in neurofisiologia indicano che il recupero della deambulazione nei pazienti con esiti di ictus è basato su concetti moderni di specificità e di intensità aumentata (Kwakkel⁶). Tra gli strumenti impiegati per favorire questo tipo di recupero, il tapis roulant associato allo scarico del peso, è una tra le metodiche utilizzate in ambito riabilitativo nel paziente con esiti di ictus cerebrale. Tapis roulant è il nome francese di un attrezzo ginnico, costituito da un nastro trasportatore sul quale si può camminare o correre senza avanzare nello spazio. Nei paesi anglosassoni prende il nome di treadmill, mentre in Italia è conosciuto come tapis roulant, tappeto scorrevole o più semplicemente “tappeto”. Originariamente, alcuni medici sfruttarono l’idea del tapis roulant dai fitness studio, per concentrare la fase di terapia in uno spazio più ristretto, lavorando con più terapisti per persona. La posizione fissa del paziente rispetto al luogo della terapia consentiva per la prima volta l’uso di un sistema di supporto parziale del peso corporeo del paziente, anticipando temporalmente l’inizio della terapia rispetto ai metodi convenzionali.

Esistono però dei problemi associati all’uso di questa tecnica, che riguardano soprattutto la necessità di impiegare due terapisti che siano contemporaneamente impegnati nel controllo del bacino e nel controllo dell’arto inferiore paretico. Come risultato, si ha spesso un esercizio riabilitativo poco intenso e quindi meno efficace in termini di recupero.

Uno studio condotto da Hugues Barbeau e Martha Visintin⁷ afferma che la riabilitazione del cammino con supporto di una percentuale del peso corporeo, in soggetti gravemente colpiti dall’ictus cerebrale, risulta in un cammino e una capacità posturale migliori rispetto all’allenamento in pazienti portanti il proprio peso corporeo durante la terapia. Appare, quindi, che i soggetti con maggiore deficit nel cammino e quelli più anziani traggano maggior beneficio dalla riabilitazione locomotoria con sistema di supporto del carico corporeo.

Un altro studio condotto da Hesse et al.⁸, invece, non è riuscito a dimostrare differenze significative in termini di velocità ed indipendenza nella deambulazione, confrontando pazienti trattati con tapis roulant associato allo scarico del peso e pazienti trattati con la sola terapia convenzionale.

1.2.2 GangTrainer GT1

Oltre al treadmill sono stati ideati altri strumenti allo scopo di favorire il recupero funzionale, in particolare il GangTrainer (GangTrainer nella definizione originale in lingua tedesca, ossia trainer del passo, illustrato in Fig. 1.1); è un dispositivo medico elettromeccanico con lo scarico del peso, progettato ed applicato dal Prof. Hesse in varie disabilità derivanti da patologie neurologiche, tra le quali ictus cerebrali, lesioni vertebrali, traumi cranici e patologie neurodegenerative come il morbo di Parkinson e la sclerosi multipla.

Il dispositivo segue il principio dell'effettore finale, cioè di una catena cinematica articolata dotata di un elemento terminale (o effettore finale) opportunamente predisposto per lo svolgimento di compiti predeterminati. Il GangTrainer GT1 permette ai pazienti che non sono in grado di deambulare, di effettuare un esercizio ripetitivo specifico, con movimenti simili al cammino e con un minimo aiuto di un terapista. Il dispositivo simula le fasi del cammino, essendo dotato di pedane mobili che simulano le fasi del passo nelle corrette proporzioni di oscillazione e appoggio, nel rapporto di 40% e 60% con una reale elevazione del piede in fase di oscillazione, oltre ad un controllo del centro di massa in direzione orizzontale e verticale. Un'altra caratteristica importante del dispositivo è il sistema di imbrago a supporto del paziente e dei suoi movimenti secondo le abilità motorie residue.

La rieducazione alla deambulazione nei pazienti con ictus con dispositivi elettromeccanici ha mostrato efficacia in termini di recupero motorio, oltre alle maggiori probabilità di raggiungere un cammino autonomo. L'impiego del GangTrainer permette di eseguire un esercizio di intensità maggiore rispetto alla rieducazione convenzionale, ottenendo una maggiore distanza percorsa in termini di lunghezza del tratto percorso durante la terapia, ed una significativa riduzione del consumo metabolico del paziente e dell'affaticamento del terapista rispetto ad una seduta di terapia convenzionale, orientata all'allenamento della deambulazione.

I pregi di questo dispositivo sono la velocità di preparazione del paziente e la sicurezza del dispositivo. È possibile inoltre l'utilizzo combinato e sincrono con un apparecchio per elettrostimolazione (FES = *Functional Electrical Stimulation*). Il fisioterapista può intervenire ed interagire con il paziente in tutte le fasi del trattamento e c'è la possibilità di eseguire delle pause in qualsiasi momento del ciclo di trattamento,

dando al paziente la possibilità di sedersi.

In conclusione, l'utilizzo del GangTrainer in fase subacuta e cronica nel paziente con esiti di ictus cerebrale sembra essere un valido strumento aggiuntivo alla terapia convenzionale, nel miglioramento del recupero motorio, ed in particolare dell'autonomia della deambulazione e del controllo del tronco.



Fig. 1.1 Il GangTrainer GT1: ideato, progettato e realizzato per la prima volta oltre 10 anni fa da Stefan Hesse, Professore di Riabilitazione Neurologica presso il Policlinico Universitario Charité di Berlino.

1.2.3 Lokomat

Il Lokomat, messo a punto dalla ditta Hocoma e testato nella clinica universitaria Balgrist di Zurigo, è un rappresentante di un sistema a esoscheletro. Il principio dell'esoscheletro duplica la struttura del corpo umano, agendo tramite dei motori su ogni singola articolazione interessata.

Il robot Lokomat ha permesso di compiere grandi passi in avanti nella terapia locomotoria per i disturbi neurologici e per la riabilitazione delle gravi lesioni spinali. Il dispositivo è un'ortesi di deambulazione a funzionamento elettrico che assiste, mediante un sofisticato sistema robotizzato, il movimento degli arti inferiori nel cammino, e permette di aumentare notevolmente le potenzialità della riabilitazione motoria nell'ambito del recupero della deambulazione, anche nei soggetti più gravi. Il robot ad alta tecnologia abbraccia, in una posizione confortevole, i pazienti e li aiuta a camminare su un tapis roulant in movimento. Un supporto che si applica alle gambe, collegato a un computer che permette simultaneamente di scaricare in parte o completamente il peso del paziente, assiste in modo motorizzato il suo cammino, variandone i vari parametri (velocità, cadenza, lunghezza del passo, escursione articolare del ginocchio e dell'anca), fornisce assistenza diversificata in un arto rispetto al controlaterale, valuta e misura i vari parametri del movimento (angoli articolari, forza muscolare, spasticità) e fornisce, sotto forma di feedback visivo, informazioni di ritorno al paziente, che possono essere utilizzate per modificare i movimenti attivati ed apprendere una migliore abilità motoria deambulatoria. L'attività del paziente con i relativi dati vengono visualizzati su un PC per un controllo da parte del terapeuta e possono essere salvati in un file per un'analisi successiva.

Oltre all'obiettivo principale, che è quello di imparare di nuovo a camminare o di migliorare la deambulazione, la rieducazione Lokomat ha un certo numero di altri benefici secondari: la rieducazione regolare supporta il sistema circolatorio e il funzionamento degli organi interni, e può ridurre la spasticità.

Le prime esperienze scientifiche effettuate negli USA, in Svizzera e in Austria hanno riportato effetti importanti nell'incremento della velocità di deambulazione nei soggetti emiplegici affetti dagli esiti di ictus cerebrale, e della resistenza e della funzionalità nel cammino in persone con lesioni del midollo spinale.



Fig. 1.2 Il Lokomat: sistema innovativo frutto della ricerca Hocoma.

1.2.4 Haptic Walker

L'Haptic Walker, illustrato in Fig. 1.3, è stato realizzato negli anni che vanno dal 1999 al 2003 da un piccolo team di ingegneri dell'Istituto Fraunhofer di Berlino, guidati dal Prof. Stefan Hesse, che lo vide all'epoca come sostituto del suo GangTrainer GT1. Il dispositivo rappresenta la prima macchina a effettore finale con traiettorie programmabili in modo libero ed autonomo.

Il dispositivo coniuga le funzionalità di deambulazione sul piano con la possibilità di svolgere allenamenti diversificati, come la salita o la discesa di scale. All'interno dello spazio di lavoro le piattaforme possono traslare e ruotare; il piede ha un contatto permanente con la pedana che è in grado di seguire le traiettorie programmate. La macchina riesce a simulare la velocità di cammino realistica di 5 km/h e 120 passi/minuto. Per le prime sessioni di terapia è consigliato impostare una velocità di cammino inferiore all'1 km/h per poi aumentarla gradualmente, in base ai miglioramenti ottenuti, fino a raggiungere la velocità di deambulazione dei soggetti sani. Ogni pedana può muoversi nei tre gradi di libertà (spostamento orizzontale, verticale e rotazione) del piano sagittale. Il dispositivo è equipaggiato di motori elettrici che consentono un'alta precisione della dinamica di movimento delle due piattaforme, le quali sono dotate di sei sensori di forza che consentono di raccogliere importanti dati sulle forze scambiate tra piedi e suolo durante la deambulazione.

Il meccanismo di supporto del peso corporeo aiuta il paziente a restare in posizione eretta e a sincronizzare i movimenti in orizzontale e in verticale del centro di massa durante la terapia. Grazie all'aiuto dei due motori del sistema di supporto e di corde che vanno agganciate all'imbragatura, il paziente simula la deambulazione in maniera fisiologica.

L'Haptic Walker è stato progettato in modo tale da consentire un contatto tra paziente e terapeuta, con quest'ultimo che può controllare il movimento del ginocchio e garantire la corretta estensione della gamba. Inoltre, poiché la maggior parte dei pazienti si trova in sedia a rotelle, nella progettazione del dispositivo sono stati inseriti dei sistemi che aiutano i pazienti a salire sulle piattaforme in modo piuttosto semplice. Il grande vantaggio è rappresentato dalla possibilità di svolgere vari tipi di allenamento: il dispositivo, oltre alla deambulazione nel piano, alla salita e discesa di scale, è anche in grado, infatti, di seguire traiettorie particolari, come la simulazione del cammino su un

terreno sconnesso e alcune perturbazioni come l'inciampo e lo scivolamento.



Fig. 1.3 L'Haptic Walker.

1.2.5 G-EO-Systems

L'azienda Reha Technologies di Bolzano ha sviluppato, in collaborazione con il Prof. Hesse, il dispositivo G-EO-Systems. Il robot può essere visto come il successore dell'Haptic Walker e, come esso, segue il principio dell'effettore finale.

Il paziente imbragato sta in piedi su due piattaforme, le cui traiettorie sono liberamente programmabili nel piano sagittale. Il dispositivo è in grado di simulare l'allenamento ripetitivo di situazioni rilevanti per la locomozione nella vita quotidiana come il cammino nel piano, l'ascesa e la discesa delle scale.

I piedi del paziente vengono fissati alle piattaforme attraverso degli attacchi, i quali, per ragioni di sicurezza del paziente, si aprono quando nella caviglia viene raggiunta una coppia prestabilita. Le piattaforme si possono muovere in tutte le direzioni, verso l'alto, il basso, in avanti e indietro, grazie all'ausilio di sei motori. Lo spazio di lavoro per le traiettorie è di 55 cm x 40 cm e consente quindi un allenamento corrispondente alla naturale deambulazione dei soggetti sani. Le due piattaforme sono collegate attraverso un braccio a due slitte, una principale ed una relativa, che si muovono su due guide lineari. Il movimento in avanti della pedana è dato dal movimento in orizzontale della slitta principale, la quale è collegata alla cinghia di trasmissione della guida lineare. La cinghia di trasmissione è azionata da un servomotore fissato alla parte posteriore della guida. L'escursione in orizzontale della slitta principale controlla la lunghezza del passo, mentre il controllo dell'altezza del passo è realizzato con un meccanismo a forbice: quando la slitta secondaria si avvicina alla slitta principale la forbice si chiude, consentendo al braccio, e conseguentemente alla pedana, di alzarsi. La seconda slitta, perciò, si muove relativamente alla slitta principale. Un'asta assicura il collegamento della slitta secondaria al braccio meccanico; il motore responsabile del moto relativo è fissato sotto la slitta secondaria e si connette alla slitta principale attraverso una vite.

Un terzo azionamento completamente programmabile è fissato al braccio e trasferisce la rotazione attraverso un'altra cinghia di trasmissione ad un asse esterno allineato alla caviglia, permettendo il controllo della dorsali e plantare flessione durante il cammino. L'angolo del piede è controllato quindi dal motore di rotazione in modo completamente autonomo.

La velocità massima ottenibile durante la deambulazione è di 2 km/h, e

corrisponde a delle accelerazioni di al massimo 10 m/sec. In figura 1.4 è possibile osservare un'immagine CAD 3D che mostra la struttura meccanica del dispositivo e i suoi principali componenti.

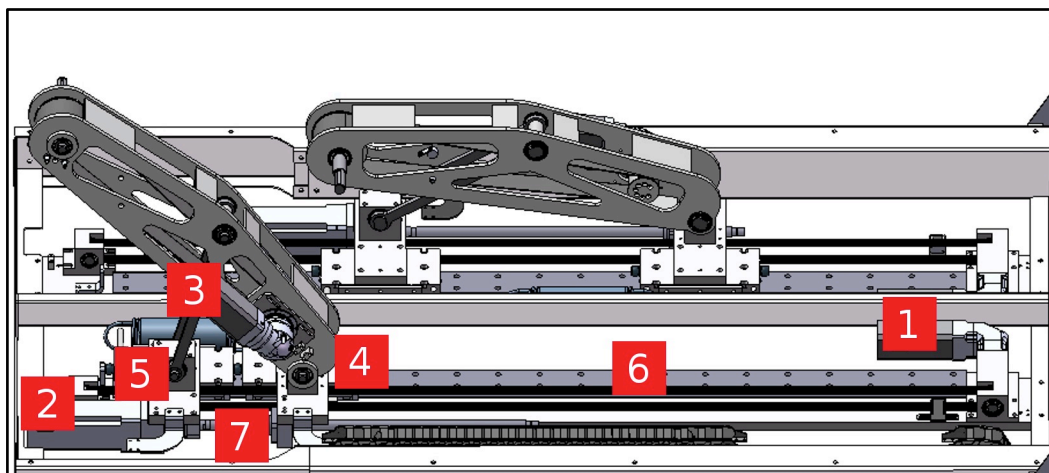


Fig. 1.4 Meccanismo di movimento in tre dimensioni del G-EO. I componenti sono numerati come segue: 1. Motore principale; 2. Motore relativo; 3. Motore per l'angolazione del piede; 4. Slitta principale; 5. Slitta relativa; 6. Guida lineare; 7. Vite.

La posizione dell'effettore finale è individuata perciò da una struttura portante che conferisce i gradi di libertà di orientamento. La cinematica inversa consente di determinare le coordinate spaziali dei giunti della struttura meccanica a partire dalle coordinate dei punti che costituiscono la traiettoria desiderata. Il problema inverso si può formulare in termini differenziali, ossia considerando movimenti di ampiezza infinitesimale, oppure ricercando una soluzione analitica in forma chiusa attraverso intuizioni geometriche, utilizzando alcune formule e teoremi di trigonometria. Con quest'ultimo approccio è stato possibile calcolare gli angoli che il braccio che sostiene la pedana forma nel sistema di riferimento assoluto, e le posizioni spaziali dei giunti e delle due slitte, la principale e la secondaria.

In figura 1.5 è illustrato il dispositivo nella sua interezza. Grazie ad una rampa, il paziente può essere spinto sulla propria sedia a rotelle fino alla posizione di fissaggio, oppure può salire con l'aiuto di un terapista. Il sistema di scarico del peso comprende un elevatore, per aiutare il paziente ad alzarsi dalla sedia a rotelle.

L'interfaccia grafica mostra in tempo reale la traiettoria attuale del movimento, in modo che il terapista possa controllarla e adattarla al paziente. Le modifiche possono

essere apportate alla lunghezza del passo, all'altezza del passo, all'angolo di contatto e all'angolo di stacco del piede. Inoltre si può controllare l'andamento del baricentro lungo tre dimensioni: in verticale, in orizzontale e lungo il senso di marcia. Il controllo avviene attraverso altri due motori dedicati per il verso verticale e orizzontale e lungo il senso di marcia attraverso il movimento relativo rispetto al punto di sospensione del paziente. Tutte le impostazioni vengono salvate in una base di dati e vengono ripristinate in automatico nelle sessioni di terapia successive.



Fig. 1.5 Il robot G-EO-Systems.

1.3 Studi clinici

Hesse et al. hanno introdotto la terapia sul tapis roulant per il paziente emiparetico non deambulante nel 1994 con un primo studio clinico (Hesse et al.⁹). Nove pazienti, il cui ictus cerebrale risaliva almeno a 3 mesi prima, partendo con una terapia convenzionale della durata di diverse settimane, sono riusciti a migliorare sensibilmente le loro potenzialità deambulatorie in un periodo di 4 settimane. In queste 4 settimane, oltre alla fisioterapia convenzionale, si allenavano quotidianamente al tapis roulant.

In seguito il gruppo ha portato a termine due studi A-B-A con 7 pazienti non deambulanti, il cui ictus risaliva a 3 mesi prima (Hesse, 1995)¹⁰. Nelle fasi A veniva praticata esclusivamente la terapia locomotoria, nella B esclusivamente la fisioterapia secondo il metodo di Bobath, estremamente conservatore. Ciascuna fase aveva la durata di 3 settimane. Nel secondo studio la terapia al tapis roulant veniva combinata con una elettrostimolazione funzionale FES (*Functional Electrical Stimulation*) a più canali. I risultati sono stati analoghi nei due studi: la capacità deambulatoria e la velocità miglioravano soltanto nelle fasi A, mentre nella fase B non si registrava alcun cambiamento. Entrambi i lavori hanno dato risposte univoche, affermando energicamente il principio della terapia locomotoria poiché i due studi avevano confrontato le esercitazioni ripetitive del passo sul tapis roulant e il non-esercizio della deambulazione.

A conferma del nuovo concetto “*chi vuole imparare a camminare di nuovo, deve camminare*”, Visintin et al.¹¹ dal Canada erano riusciti a dimostrare in uno studio su 100 pazienti in fase acuta, che la terapia al tapis roulant con sgravio del peso corporeo era superiore di quella senza sgravio e senza imbragatura. Sono seguiti studi controllati con pazienti acuti da ictus, nei quali si confrontavano gli effetti della terapia al tapis roulant con quelli dell'esercizio ripetitivo del cammino su superficie piana anche con l'aiuto di mezzi sussidiari.

Nilsson et al.¹², con 73 pazienti, e Kosak e Reding¹³, con 56 pazienti acuti da ictus, sono giunti però a risultati diversi. Nessuno dei due studi, rispettivamente del 2001 e del 2000, è riuscito a dimostrare la superiorità di una delle due forme terapeutiche.

In seguito, De Cunha e collaboratori¹⁴ hanno confermato i risultati di una mancata superiorità su 13 pazienti, tanto che una metanalisi secondo Cochrane è

arrivata alla conclusione che la terapia al tapis roulant per i pazienti gravi non è superiore rispetto all'esercizio della deambulazione su superficie piana e sulle scale.

Nel corso della ricerca sulle cause di questi risultati si è ben presto posta l'attenzione sull'intensità dei passi effettivamente esercitati. Purtroppo gli studi non davano indicazioni su questo particolare, ma era già ben noto l'immenso impegno terapeutico per posizionare le gambe paretiche e la tendenza che ne derivava di sospendere la terapia dopo pochi minuti. Si cominciò quindi a mettere in discussione il fatto che sul tapis roulant l'intensità dell'esercitazione non era stata sufficiente per ottenere una superiorità di risultati.

Proprio per alleviare il lavoro dei terapisti durante la terapia locomotoria erano stati messi a punto il GangTrainer GT1 e il Lokomat.

1.3.1 Studi con il GangTrainer GT1

Con il GangTrainer GT1 è stato svolto uno studio (Hesse, 2001)¹⁵ con 14 pazienti cronici sulla sedia a rotelle che hanno nettamente migliorato la loro capacità deambulatoria e l'attivazione muscolare nel corso di 4 settimane di terapia con il GT1.

Successivamente l'apparecchio è stato confrontato su 30 pazienti acuti da ictus in uno studio A-B-A (n = 15) e B-A-B (n = 15) (Werner, 2002)¹⁶. Ogni fase aveva la durata di 2 settimane. Sul tapis roulant erano in servizio continuamente due o tre terapisti, sul GT I inizialmente uno solo. Il miglioramento della capacità deambulatoria è stato nettamente superiore nell'ultima fase A. Nel gruppo A-B-A 13 pazienti su 15 e nel gruppo B-A-B 11 su 15 pazienti hanno ripreso a camminare autonomamente. Al termine della terapia i mediani FAC (*Functional Ambulation Category*) erano rispettivamente di 4 e 3. Sei mesi dopo fra i due gruppi non c'era più differenza.

Il passo successivo è dato dallo studio DEGAS (*Deutsche GangTrainer Studie*), al quale hanno partecipato quattro centri (Pohl, 2007)¹⁷. Sono stati reclutati 155 pazienti emiparetici non deambolanti il cui primo insulto risaliva a 4/8 settimane prima. Per estrazione a sorte i pazienti venivano assegnati a uno dei due gruppi A o B. I pazienti del gruppo A per 4 settimane si esercitavano per 20 minuti al GT I; seguivano subito dopo 25 minuti di fisioterapia. I pazienti del gruppo B facevano 45 minuti di fisioterapia per lo stesso periodo di tempo. La fisioterapia per entrambi i gruppi consisteva unicamente in esercizi di postura eretta e di deambulazione. Le variabili primarie erano

costituite dalla capacità di deambulazione (FAC, 0 - 5) e di competenza nelle incombenze della vita quotidiana (Barthel Index = BI, 0 – 100). I dati relativi sono stati rilevati ciecamente all'inizio e alla fine del periodo di cura e dopo 6 mesi per il follow up.

Come criteri di riuscita erano valutati la capacità deambulatoria autonoma (FAC 4 o 5) oppure l'aver raggiunto un punteggio di 75 o più sull'indice BI. Prima dell'inizio dello studio i due gruppi erano comparabili. Alla conclusione dello studio un numero rilevante di pazienti del gruppo A (41 su 77 contro i 21 su 78) era in grado di camminare autonomamente e molti avevano totalizzato un BI di almeno 75 (44 su 77 contro 22 su 78). Non sono stati segnalati rilevanti effetti negativi in relazione con la terapia in corso. Al follow-up la capacità deambulatoria del gruppo A era sempre prevalente (54 su 77 contro 28 su 78) mentre l'indice di Barthel non dava più differenze.

Riassumendo, lo studio dimostra che in presenza di durate terapeutiche assolute e confrontabili la combinazione di GangTrainer + fisioterapia è superiore alla sola fisioterapia per quanto riguarda il ripristino della funzione deambulatoria e il raggiungimento più rapido dell'indice di Barthel con 75 punti. Lo studio è uno dei più ampi nel suo genere a livello mondiale.

Tong et al. (2006)¹⁸ hanno esaminato 50 pazienti acuti da ictus e sono riusciti a dividerli in tre gruppi: training convenzionale del passo, terapia al GangTrainer e terapia al GangTrainer in combinazione con elettrostimolazione funzionale dell'estensore del ginocchio in fase di gamba d'appoggio e del muscolo peroneo in fase di gamba libera, per un totale di 20 minuti tutti i giorni feriali e per un periodo di 4 settimane. Inoltre tutti i pazienti venivano sottoposti nei giorni lavorativi a 40 minuti di fisioterapia individuale. Al termine della terapia si poteva riscontrare in entrambi i gruppi del GangTrainer un significativo miglioramento nella capacità e nella velocità deambulatoria nonché della forza nelle estremità inferiori. La competenza attività della vita quotidiana (ADL = *Activities of Daily Living*) invece non era modificata.

L'effetto terapeutico favorevole e duraturo in entrambi i gruppi locomotori è stato dimostrato da Ng e collaboratori¹⁹. A sei mesi dalla conclusione del trattamento i miglioramenti della capacità e della velocità deambulatoria erano significativamente superiori e di durata protratta in entrambi i gruppi allenati al GangTrainer GT1.

Globokar et al.²⁰, (2005), applicando il design dello studio DEGAS, non hanno potuto fare altro che confermare i risultati di una capacità deambulatoria superiore nel gruppo della locomozione.

Jang et al., (2005)²¹, hanno esaminato 34 pazienti da ictus. Nel gruppo sperimentale i pazienti si esercitavano tre volte la settimana al GT1 e due volte in fisioterapia. Il gruppo di controllo si sottoponeva 5 volte per settimana a una seduta di fisioterapia. Tutti i pazienti hanno migliorato le loro capacità deambulatorie, non si riscontravano differenze tra i due gruppi. Soltanto il sottogruppo di pazienti cronici ha aumentato nettamente la propria capacità deambulatoria grazie al GT1.

Pazienti emiparetici già deambulanti sono stati presi in esame da Peurala e collaboratori²² (2005). 45 pazienti, il cui ictus cerebrale risaliva ad almeno 6 mesi prima, sono stati assegnati a uno dei seguenti gruppi GT1, GT1 + FES oppure gruppo di training deambulatorio. Tutti i pazienti, per quanto cronici, sono riusciti a migliorare la velocità del passo e la resistenza. Non sono state registrate differenze tra i gruppi. Va fatta attenzione al fatto che gli autori hanno preso in esame pazienti già in grado di camminare; probabilmente, come metodo terapeutico, sarebbe stato più indicato un training aerobico sul tapis roulant.

Sono stati esaminati da Dias e collaboratori²³, anche pazienti deambulanti in stadio cronico. Quaranta pazienti sono stati divisi in due gruppi, di cui il primo si esercitava ogni giorno al GangTrainer GT1 mentre il secondo seguiva protocolli convenzionali, entrambi per un periodo di cinque settimane. Verso la fine del ciclo la capacità deambulatoria, la velocità del passo e altre funzioni motorie facevano registrare un miglioramento significativo, ma a conferma dei risultati ottenuti da Peurala et al. non si rivelava alcuna differenza tra i due gruppi. Al follow up tre mesi dopo, però, soltanto il gruppo del GangTrainer aveva ulteriormente migliorato la propria capacità deambulatoria, mentre il gruppo di controllo ristagnava.

In complesso lo stato attuale dei dati è da valutarsi positivamente per il GT1, soprattutto per quanto concerne pazienti da ictus non deambulanti. In una metanalisi Cochrane di Mehrholz e collaboratori²⁴, dopo aver valutato tutti gli studi e abstracts finora pubblicati, compresi quelli sul Lokomat, si arriva alla conclusione che l'uso di un GangTrainer elettromeccanico, in combinazione con la fisioterapia, offre risultati migliori che non la sola fisioterapia, per quanto concerne il ripristino della funzione

deambulatoria nei pazienti emiparetici. Il cosiddetto *number to treat*, NTT, era 4, ossia grazie all'adozione del GangTrainer un paziente su quattro poteva fare a meno della costrizione della sedia a rotelle. Altri studi multicentrici sono in corso in Francia (12 centri partecipanti) e in Finlandia.

Alcune ricerche biomeccaniche hanno messo a confronto la deambulazione dei pazienti emiparetici sul GT1 e quella sul tapis roulant. Le attivazioni muscolari corrispondevano con due sole eccezioni: l'attività del muscolo tibiale anteriore al lato parietico e la spasticità del gastrocnemio sul GT1 erano ridotte. Da un lato la pedana sostiene il piede anche nella fase oscillatoria, cosa che potrebbe ridurre l'attività del flessore dorsale; dall'altro il movimento delle pedane garantisce un appoggio dolce del piede, che, con la contemporanea estensione dei flessori plantari, potrebbe avere effetti antispastici. Per quanto riguarda i movimenti del baricentro corporeo sono stati registrati i seguenti risultati: col GT1, contrariamente al tapis roulant, è stato possibile rappresentare un movimento fisiologico corrispondente a una curva sinusoidale e se si calcolano inoltre i movimenti simmetrici, si può dedurre che i pazienti sul GangTrainer si esercitano ripetitivamente in un movimento fisiologico con attivazione dei muscoli corretta nei tempi di applicazione.

David et al.²⁵ (2006) hanno esaminato il consumo energetico dei pazienti emiparetici durante la libera deambulazione e sul GT1. Al confronto con le condizioni a riposo, il consumo energetico era superiore in entrambe le situazioni. Al confronto diretto i pazienti al GT1 abbisognavano di meno energia e potevano quindi dedicare maggiore impegno al training, particolare che può essere vantaggioso per i pazienti limitati nella performance cardiovascolare.

1.3.2 Studi con il Lokomat

Per il Lokomat, studiato in origine per i pazienti paraparetici, esistono a tutt'oggi due studi riferiti ai pazienti emiparetici.

Saltuari et al.²⁶ hanno esaminato 16 pazienti acuti che, suddivisi in due gruppi, hanno seguito un design A-B-A oppure B-A-B (A = Lokomat, B = fisioterapia convenzionale). Ogni fase aveva una durata di tre settimane. I miglioramenti della capacità deambulatoria e della velocità del passo erano superiori significativamente nelle fasi A.

Husemann et al.²⁷ hanno esaminato 29 pazienti divisi in due gruppi. Il gruppo sperimentale faceva 30 minuti di Lokomat e 30 minuti di fisioterapia e il gruppo di controllo 60 minuti di fisioterapia ogni giorno feriale, per 4 settimane. In condizioni di partenza paragonabili, al termine dell'intervento terapeutico nei due gruppi non si notavano differenze significative nella capacità o nella velocità deambulatoria.

Mayr e colleghi²⁸ hanno esaminato 16 pazienti da ictus non deambulanti, che per nove settimane sono stati trattati con una sequenza A-B-A rispettivamente B-A-B (A: 3 settimane di Lokomat, B: 3 settimane di fisioterapia convenzionale). Gli autori riferiscono che i pazienti aumentavano maggiormente la loro potenzialità deambulatoria durante le fasi A.

Al contrario Hornby e colleghi²⁹ riferivano che l'uso dell'apparecchiatura nei pazienti da ictus cronici deambulanti dava risultati inferiori a quelli della terapia manuale al tapis roulant. Gli autori avevano esaminato 48 pazienti cronici da ictus suddivisi in due gruppi, che si allenavano in 12 sedute della durata di 30 minuti ciascuna al Lokomat oppure al tapis roulant con assistenza manuale. Come risultato la funzione deambulatoria del gruppo al tapis roulant si presentava significativamente superiore.

Riassumendo, l'evidenza riferita all'efficienza del Lokomat attualmente non risulta soddisfacente, tanto più perché nel caso dell'unico studio positivo di Mayr e colleghi non si trattava di uno studio controllato.

Indagini biomeccaniche su persone sane hanno rivelato sul Lokomat un'attivazione muscolare disturbata rispetto alla deambulazione libera: per prima cosa l'attività muscolare del polpaccio era ridotta e, per seconda, gli estensori del femore mostravano un'attività esagerata, non fisiologica (Hidler, 2005)³⁰. I risultati della

deambulazione sul Lokomat si sono rivelati paragonabili a quelli del GT I, ma con un aumentato consumo di ossigeno non dovuto alla velocità, come pure non aveva influenza il controllo di forza (Krewer, 2006)³¹.

Ad oggi non si dispone ancora di un confronto tra le due apparecchiature ma dovrebbe comunque trattarsi di un paragone molto interessante perché i dispositivi seguono due linee diverse: il GangTrainer GT1 il principio degli effettori finali, il Lokomat invece il principio del'esoscheletro.

CAPITOLO 2

ANALISI DEI DATI

Il presente capitolo è articolato in due parti: nella prima parte vengono esposte le basi concettuali che consentono la descrizione della cinematica del sistema scheletrico, premessa indispensabile per procedere alla descrizione della meccanica di un atto motorio come quello del cammino. Nella seconda parte sono descritti i modi e le procedure con cui sono stati acquisiti i dati utilizzati per la generazione delle traiettorie. In particolare saranno mostrate sia le procedure adottate da Winter per la collezione dei dati delle coordinate dei punti di reperi durante la deambulazione nel piano, sia le procedure con cui, attraverso il sistema di misura Zebris, sono stati collezionati i dati per la generazione delle nuove traiettorie, ossia l'ascesa e la discesa di scale, il cammino all'indietro, l'ascesa e la discesa di un piano inclinato e il superamento di un ostacolo.

2.1 Il ciclo del passo

Il ciclo del passo rappresenta l'unità funzionale di riferimento nell'analisi del cammino. Esso è definito dall'intervallo di tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede (*stride*) e rappresenta il riferimento temporale in cui vengono descritti tutti gli altri eventi biomeccanici e di attività muscolare. È nell'ambito del ciclo del passo che si definiscono i principali parametri spazio temporali di riferimento.

La lunghezza dello *stride* è data dalla lunghezza del piede più la distanza coperta in fase di oscillazione; la distanza, invece, tra l'appoggio di un piede (generalmente il tallone) e l'appoggio della stessa parte del piede controlaterale viene definita semipasso o step (figura 2.1). La larghezza del passo è la distanza sul piano frontale del tallone dalla linea mediana di avanzamento. La cadenza è il numero di step nell'unità di tempo.

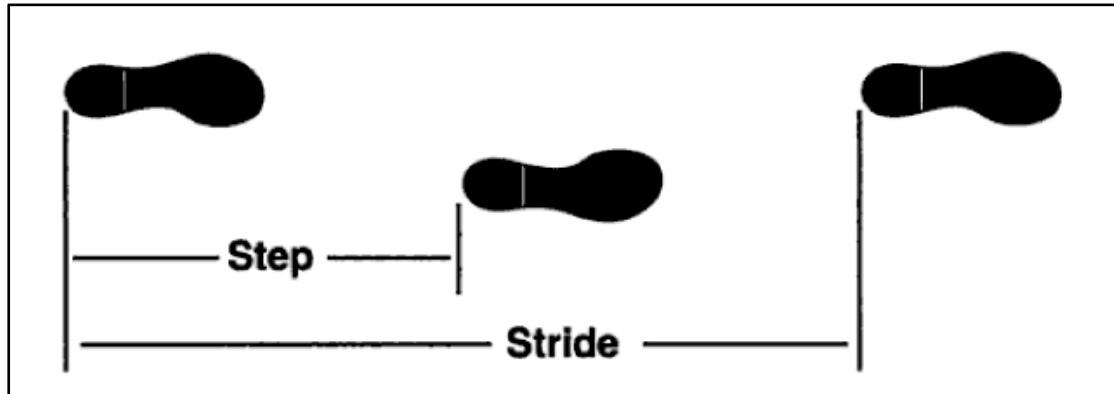


Fig. 2.1 Visualizzazione dello *stride* e dello *step*.

Come si può osservare in figura 2.2, ogni ciclo del cammino è suddiviso in due fasi principali: la fase di appoggio, o *stance*, e la fase di oscillazione, o *swing*. La prima rappresenta l'intervallo di tempo durante il quale il piede rimane a contatto con il terreno (normalmente rappresenta il 60% del ciclo ed inizia con il contatto iniziale). La seconda rappresenta l'intervallo di tempo durante il quale l'arto è sospeso e si produce la progressione in avanti dell'arto (in una camminata normale circa il 40% del ciclo). Una caratteristica fondamentale del cammino è rappresentata dai periodi in cui entrambi i piedi toccano il suolo (fasi di doppio appoggio).

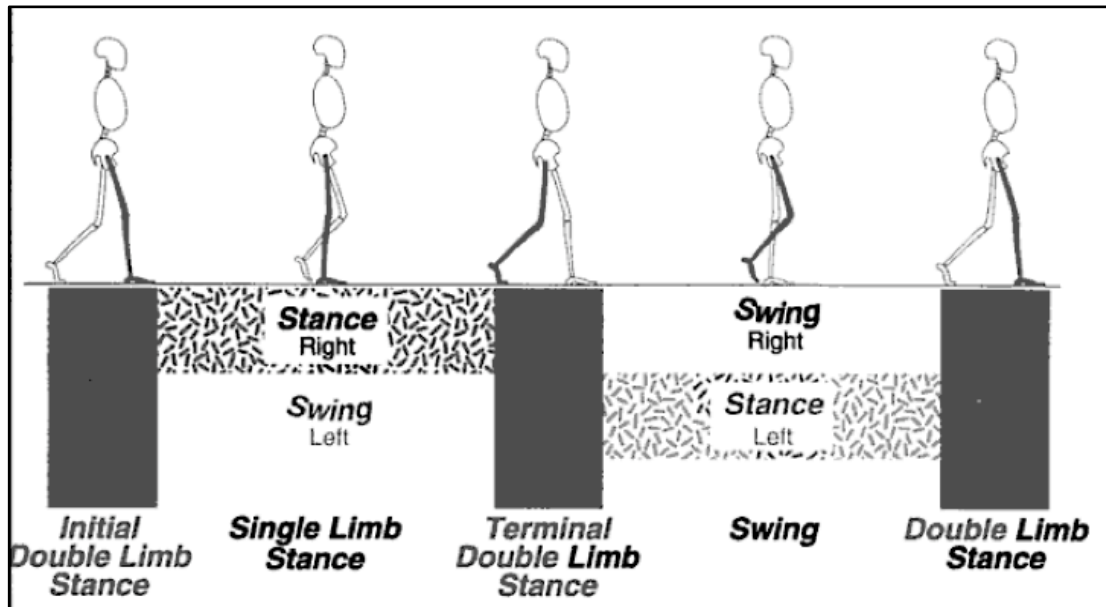


Fig. 2.2 Suddivisione delle fasi di *stance* e *swing* durante il cammino. Le barre verticali nere indicano i periodi in cui si ha un doppio appoggio (piede destro e sinistro che toccano il suolo contemporaneamente). La fase totale di *stance* racchiude tre intervalli: la fase iniziale di doppio appoggio, la fase di appoggio su un unico arto e la nuova fase di doppio appoggio finale. La durata dello *swing* per la gamba destra è identica alla durata dello *swing* per la gamba sinistra. Durante lo *swing* dell'arto inferiore sinistro si ha la fase di *stance* per l'arto inferiore destro, e viceversa.

J. Perry¹ ha distinto otto fasi durante il ciclo del cammino (figura 2.3):

- 1) *Initial Contact* (0-2% del ciclo del passo): comprende il momento in cui il piede, normalmente il tallone, tocca il pavimento.
- 2) Risposta al carico o *Loading Response* (0-10%): periodo di decelerazione durante il quale deve essere assorbito lo shock per il contatto con il suolo, corrisponde alla fase di primo doppio appoggio.
- 3) Appoggio intermedio o *Mid Stance* (10-30%): inizia quando il piede controlaterale viene sollevato e termina quando il peso è sopportato dalle teste metatarsali e dalle dita del piede di interesse. In questa fase l'arto supporta tutto il peso del corpo.
- 4) Appoggio terminale o *Terminal Stance* (30-50%): questa fase conclude il singolo supporto e termina quando l'arto controlaterale tocca il suolo.
- 5) Preoscillazione o *Pre Swing* (50-60%): è l'ultimo periodo della fase di *stance*, corrisponde al secondo doppio supporto. Incomincia con il contatto iniziale del

piede opposto e termina con il distacco delle dita dell'arto in appoggio (*toe-off*).

- 6) Oscillazione iniziale o *Initial Swing* (60-73%): è il primo periodo della fase di *swing* in cui il piede è sollevato dal terreno e l'arto si muove in avanti. Il periodo termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede in appoggio.
- 7) Oscillazione intermedia o *Mid Swing* (73-87%): comprende l'avanzamento dell'arto fino al punto in cui è davanti all'altro.
- 8) Oscillazione terminale o *Terminal Swing* (87-100%): l'arto decelera per un corretto pre-posizionamento che lo prepari alla successiva fase di appoggio. Termina quando il tallone in esame tocca il suolo.

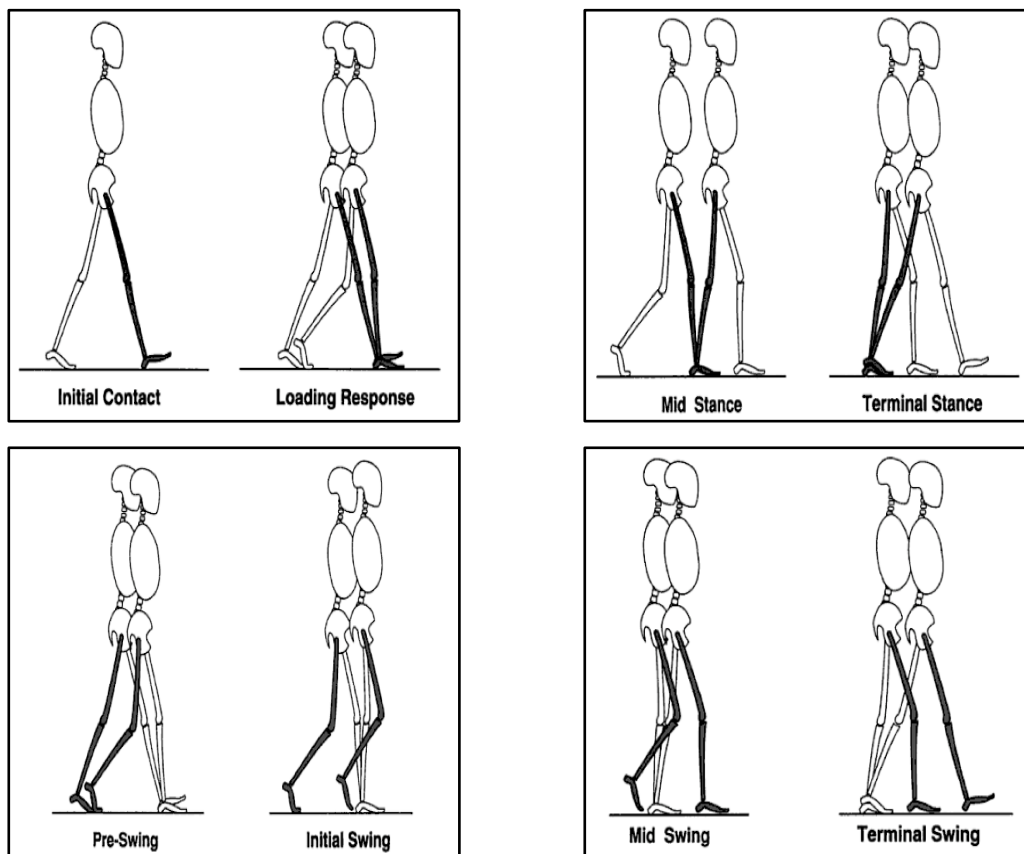


Fig. 2.3 Le otto fasi in cui Perry ha suddiviso il ciclo del cammino.

2.2 Descrizione e misura del movimento degli arti inferiori

Il modello di analisi del movimento più semplice utilizzato per il cammino assume che il movimento degli arti inferiori sia il risultato del movimento di sette segmenti (pelvi, cosce, gambe e piedi) collegati tra loro da sei articolazioni (anca, ginocchio, caviglia), come è possibile osservare in figura 2.4.

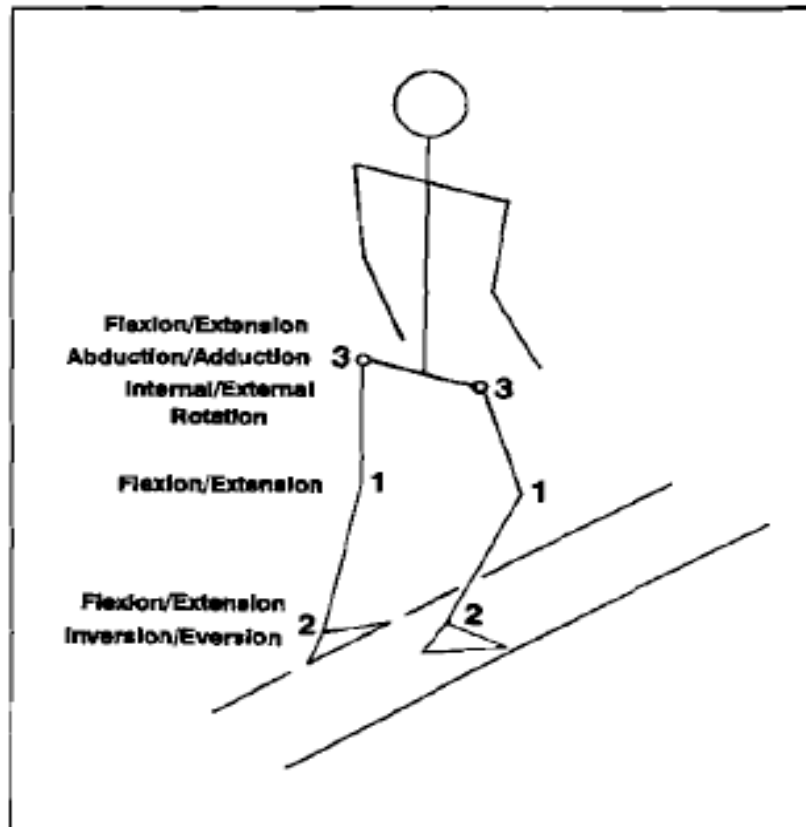


Fig. 2.4 Diagramma a segmenti del sistema anatomico umano coinvolto nella deambulazione. Sono indicati i 12 gradi di libertà delle sei articolazioni (caviglia, ginocchio e pelvi) che influenzano le traiettorie.

Il sistema rappresenta il modello anatomico formato da una catena cinematica costituita da 12 gradi di libertà angolari (caviglia, ginocchio e anca), i quali consentono lo spostamento del piede durante la fase di *swing*. Attraverso la cinematica è possibile studiare i movimenti degli angoli articolari e delle velocità angolari e descrivere la posizione dei diversi segmenti del sistema muscolo-scheletrico nello spazio. Al fine di descrivere come un segmento sia orientato nello spazio rispetto ad un sistema di riferimento, la metodologia utilizzata più frequentemente per derivare la cinematica

comporta il calcolo degli angoli delle articolazioni dell'anca, del ginocchio, della caviglia e della pelvi nei tre piani dello spazio: frontale, sagittale e trasversale (figura 2.5).

La cinetica, invece, descrive i momenti e le forze che agiscono sui vari segmenti e ne causano i movimenti. Durante il cammino, a livello dell'apparato locomotore, la contrazione muscolare sviluppa forze che influenzano le singole articolazioni determinando il controllo dei liberi movimenti articolari e la posizione di singoli segmenti corporei durante il movimento. Tali forze sono sviluppate lungo una linea che generalmente è collocata ad una certa distanza dal centro articolare ed agiscono con un braccio di leva in grado di amplificarle.

Il momento di un'articolazione si sviluppa quando una forza (interna o esterna) agisce ad una certa distanza dall'articolazione attraverso un braccio di leva, causando l'accelerazione angolare della articolazione stessa. Durante ogni fase del ciclo del passo i momenti sviluppati esternamente dalla gravità, dalle forze inerziali e dalla forza di reazione del terreno (*ground reaction force*, GRF) sono controllati dai momenti interni generati dall'attività dei muscoli e/o dai tessuti molli. Durante la fase di *stance*, la maggior parte dei momenti esterni che agiscono sull'anca, sul ginocchio e sulla caviglia sono prodotti dalla forza di reazione del terreno il cui vettore (GRF) passa attraverso la base di appoggio verso il centro di massa del corpo. La posizione del GRF rispetto alle diverse articolazioni consente di avere un'idea del momento esterno che agisce su ogni articolazione e dei momenti interni che devono essere generati per stabilizzare i diversi segmenti.

La contrazione eccentrica o concentrica dei muscoli che contribuiscono a sviluppare il momento interno dipenderà dal tipo di movimento dell'articolazione in quel preciso momento. La potenza generata dalla contrazione è il risultato del prodotto tra il momento interno e la velocità angolare dell'articolazione.

Infine con l'aiuto dell'elettromiografia dinamica, l'analisi del cammino quantitativa include la registrazione dei pattern di attivazione dei singoli muscoli durante il ciclo del passo e consente di individuare timing di attività più o meno in fase con le diverse fasi del ciclo del passo.

Pazienti con esiti di lesioni del sistema nervoso centrale (SNC) possono presentare una grande varietà di alterazioni del cammino che, dal punto di vista

funzionale, possono essere categorizzate in funzione del ciclo del passo in deviazioni durante la fase di *stance* o di *swing*. L'analisi computerizzata del cammino con l'insieme delle informazioni della cinematica, della cinetica e della attività EMG dei singoli muscoli può consentire l'individuazione dei singoli problemi e le cause che possono essere all'origine delle diverse deviazioni, aiutare a pianificare gli interventi riabilitativi più adeguati e rappresentare un utile strumento di valutazione dell'outcome.

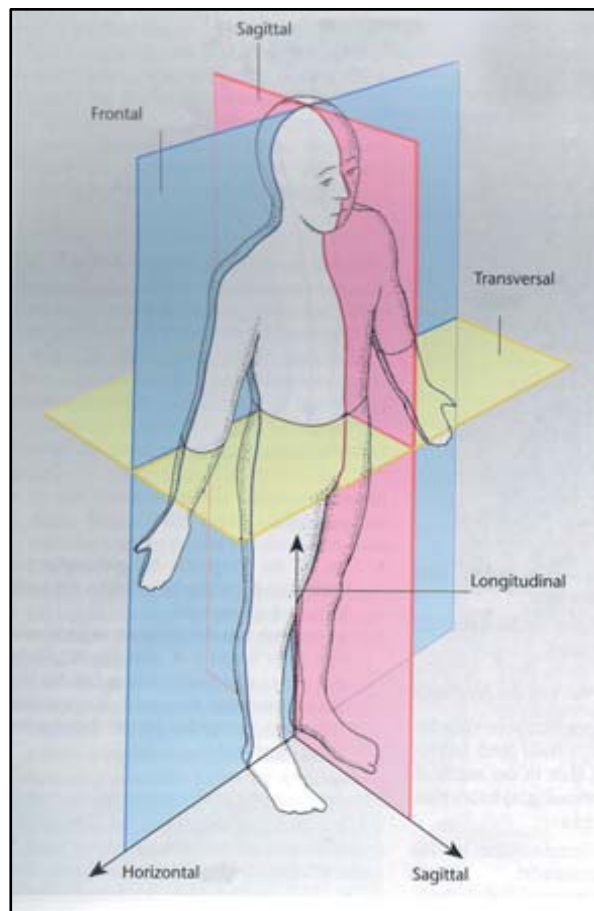


Fig. 2.5 Rappresentazione dei tre piani in cui vengono calcolate le variabili cinetiche e cinematiche.

2.3 Dati di Winter

La fase di acquisizione dei dati è fondamentale poiché solo traiettorie corrette possono portare a studi clinici favorevoli. Un vantaggio per la generazione delle traiettorie del moto è rappresentato dal fatto che il cammino base di tutte le persone è molto simile e rappresenta la combinazione più efficiente di movimenti.

La traiettoria del cammino nel piano, seguita dalle piattaforme del robot locomotorio G-EO, è stata ricavata partendo dai dati disponibili in letteratura e ottenuti da soggetti sani (Winter et al., 1974)²; lo stesso vale per i movimenti in verticale e orizzontale del centro di massa.

Si passa ora alla descrizione delle procedure con cui Winter ha ottenuto i dati delle coordinate dei punti di reperi anatomici durante la camminata.

2.3.1 Analisi dei dati

I profili delle traiettorie dei markers posti sul tallone e sulla punta del piede sono stati ottenuti mediando i dati acquisiti da dieci prove ripetute del cammino nel piano, in modo tale da poter considerare la variabilità intra-soggettiva dei soggetti presi come test.

Basandosi sulle diverse misure registrate durante la fase di stacco del piede, ogni grado di libertà della catena cinematica è stato modificato indipendentemente per mostrare la sensibilità della traiettoria della punta del piede anche a piccole variazioni angolari delle articolazioni della catena cinematica. È stata calcolata inoltre la velocità del tallone nelle direzioni verticale e orizzontale, valutando così la rapida riduzione di velocità durante la seconda metà della fase di swing e dopo il contatto del tallone col pavimento. Sempre durante questa fase è stata eseguita un'analisi di sensibilità delle velocità angolari di tutti i segmenti della catena cinematica per determinare i loro contributi individuali al rallentamento di velocità del tallone durante la fase critica d'impatto. Infine, sono stati valutati i pattern di energia delle articolazioni subito prima e durante la fase di swing, per determinare come essi si modificano in base ai parametri di cadenza e di aumento di lunghezza del passo.

2.3.2 Angoli dell'arto inferiore

Date le coordinate dei markers posti su un'estremità di un segmento anatomico, risulta facile calcolare gli angoli assoluti di quel segmento nello spazio: non è infatti necessario che i due marcatori siano posizionati sulle estremità del segmento, ma solamente che essi siano allineati all'asse principale dell'osso. La figura 2.6 mostra il profilo di un arto inferiore in cui sette markers sono disposti sui punti di repere anatomici, in un sistema formato da quattro segmenti e tre articolazioni. I markers 1 e 2 definiscono la coscia nel piano sagittale. Per convenzione tutti gli angoli sono misurati in senso antiorario partendo dall'orizzontale pari a 0° . θ_{43} definisce perciò l'angolo della gamba nel piano sagittale e può essere calcolato in questo modo:

$$\theta_{43} = \arctg \frac{y_3 - y_4}{x_3 - x_4} \quad (2.1)$$

o, nella nozione più generale:

$$\theta_{ij} = \arctg \frac{y_j - y_i}{x_j - x_i} \quad (2.2)$$

Come è già stato specificato, questi angoli sono assoluti nel sistema di riferimento spaziale scelto. È quindi piuttosto semplice calcolare gli angoli delle articolazioni a partire dagli angoli di due segmenti ossei adiacenti.

Per ogni articolazione esiste una convenzione che descrive l'ampiezza e la polarità dell'angolo che essa forma nel sistema di riferimento prescelto. Per esempio, quando il ginocchio è completamente esteso, si parla di 0° in flessione; perciò quando la gamba si muove in direzione posteriore rispetto alla coscia, si dice che il ginocchio è in flessione. In termini di angoli assoluti, facendo riferimento alla figura, se $\theta_{21} > \theta_{43}$, il ginocchio è flesso, mentre se $\theta_{21} < \theta_{43}$ allora il ginocchio è esteso.

La convenzione per l'articolazione della caviglia è leggermente diversa poiché è limitata dai 90° che la gamba forma con il piede; in questo caso si parla di flessione plantare e flessione dorsale. Perciò:

$$\text{angolo caviglia} = \theta_a = \theta_{43} - \theta_{65} + 90^\circ \quad (2.3)$$

Se θ_a è positivo, il piede è in flessione plantare; se θ_a è negativo, il piede è in flessione dorsale.

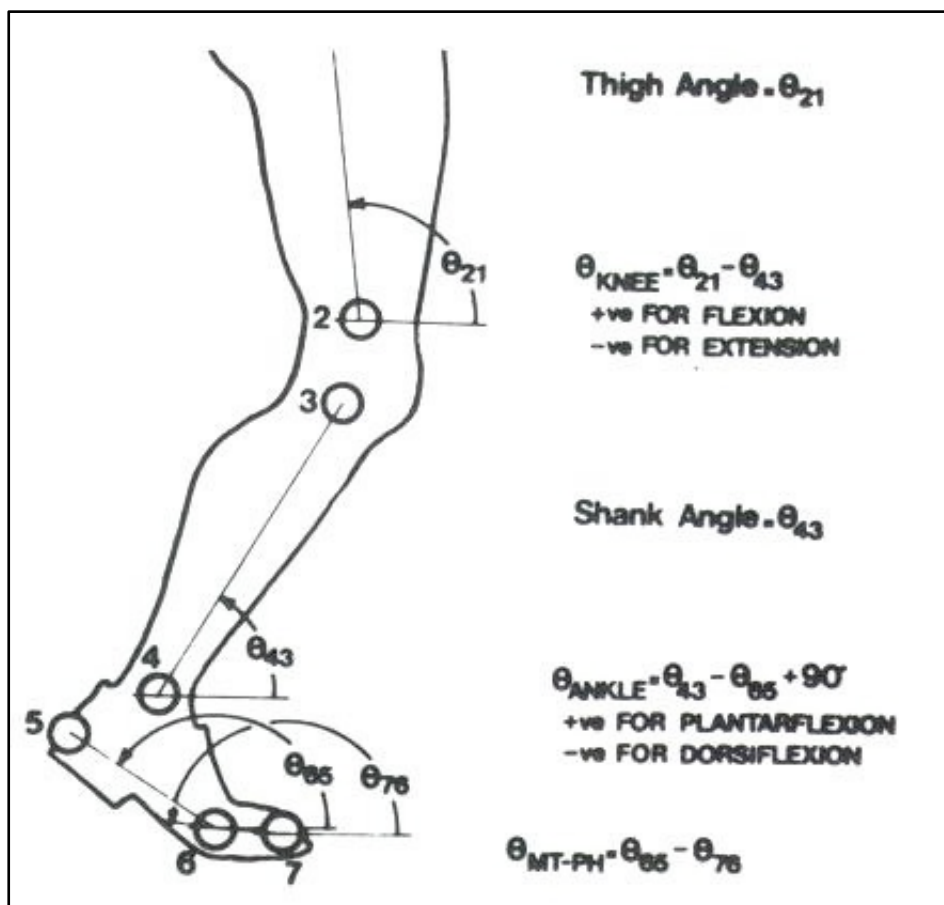


Fig. 2.6 Rappresentazione della posizione dei markers e degli angoli articolari stabiliti secondo le convenzioni. Gli angoli della gamba nel sistema di riferimento spaziale sono definiti usando la convenzione antioraria e assumendo l'orizzontale come asse di partenza.

2.3.3 Calcolo di velocità e accelerazione

A causa di alcuni problemi riscontrati nella determinazione dei dati di velocità e accelerazione, Winter decise di regolarizzare i dati grezzi di spostamento attraverso un filtraggio, così da ottenere un insieme di dati (coordinate spaziali e angoli) regolari. Per il calcolo della velocità occorre prendere la derivata prima dei dati di spostamento. Per esempio, per determinare la velocità nella direzione x , si calcola il rapporto $\Delta x / \Delta t$, dove $\Delta x = x_{i+1} - x_i$, e Δt è l'intervallo di tempo tra i campioni consecuenti x_i e x_{i+1} .

La velocità così calcolata non rappresenta la velocità in quegli istanti di campionamento, bensì rappresenta la velocità nel punto intermedio che si trova tra i due istanti presi come riferimento. Ciò può essere una causa di errore quando si voglia ritornare ai dati di spostamento a partire dai dati di velocità. Un modo per compensare tale problema è di calcolare la velocità, e l'accelerazione, su un intervallo di $2 \cdot \Delta t$ piuttosto che su un solo Δt . In questo modo la velocità all'istante i -esimo sarà data da:

$$v_{x_i} = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2 \cdot \Delta t} \quad (2.4)$$

e l'accelerazione da:

$$a_{x_i} = \frac{v_{i+1} - v_{i-1}}{2 \cdot \Delta t} \quad (2.5)$$

L'unica ipotesi necessaria è che la linea che congiunge il campione x_{i-1} al campione x_{i+1} abbia la stessa pendenza della tangente alla curva nel punto x_i .

Winter, nei modi così descritti, ha ottenuto le coordinate di posizione, velocità ed accelerazione dei sette markers posizionati nei punti di repere anatomici, in entrambe le direzioni orizzontale e verticale.

I punti di repere scelti per la disposizione dei marcatori sono la base della gabbia toracica, il gran trocantere (anca), l'epicondilo laterale della tibia (ginocchio), la testa della fibula, il malleolo laterale (caviglia), il tallone ed il quinto metatarso.

Ai fini della generazione della traiettoria è stato necessario tener conto soltanto delle coordinate dei marcatori posti sul gran trocantere, sulla caviglia, sul tallone e sul quinto metatarso.

Tutti i dati sono stati poi convertiti in coordinate relative dell'anca (marker posto sul gran trocantere), poiché non vi è una reale progressione durante la deambulazione

simulata.

La traiettoria seguita dalle piattaforme fa sempre riferimento alla posizione del marker del quinto metatarso del piede, sia per il movimento in orizzontale che per il movimento in verticale. L'angolo di inclinazione delle pedane è invece stato calcolato con formule trigonometriche applicate al triangolo formato dai marcatori del quinto metatarso, del tallone e della caviglia.

I dati raccolti da Winter sono riportati nella tabella 1 in Appendice.

2.4 Il sistema di misura Zebris

La Zebris Medical GmbH produce una varietà di sistemi per la misura di posizione e forze nell'ambito dell'analisi del movimento, soprattutto per laboratori specializzati in questo ambito. Il sistema *CMS-HS Measuring System for 3D Real Time Motion Analysis*, illustrato nelle figure 2.7, 2.8 e 2.9, permette una misurazione oggettiva del cammino umano tramite markers. Questo permette sia la misurazione della deambulazione umana e del rispettivo grado di simmetria del cammino, sia la misurazione del cammino distorto di un paziente. Il sistema è composto da vari sensori e rilevatori posti ad entrambi i lati del percorso del cammino, da markers e dall'unità base; il sistema è interfacciabile con ogni PC fornito di connettore seriale ed i dati rilevabili sono esportabili.

Il metodo di misura si basa sulla determinazione di coordinate spaziali di markers ad ultrasuoni miniaturizzati, tramite la misura del ritardo tra l'emissione di un impulso sonoro dei trasmettitori e la ricezione di esso presso i sensori. La posizione esatta dei markers è determinata tramite triangolazione, una tecnica che permette di calcolare distanze fra punti sfruttando le proprietà dei triangoli.

Come risultato, si possono tracciare grafici di traiettorie eseguite dai markers. La rappresentazione è tridimensionale ed è quindi possibile determinare tutti gli angoli caratteristici ed anche i movimenti complessivi. Al termine della registrazione viene generato automaticamente un report in cui sono rappresentati i parametri standard della cinematica, come la rotazione delle articolazioni nei tre piani dello spazio per l'anca, il ginocchio e la caviglia. Il sistema di misurazione permette quindi un'obiettiva analisi cinematica della deambulazione umana attraverso il tracciato dei sensori di superficie. In questa maniera i disordini nella deambulazione possono essere registrati precisamente.

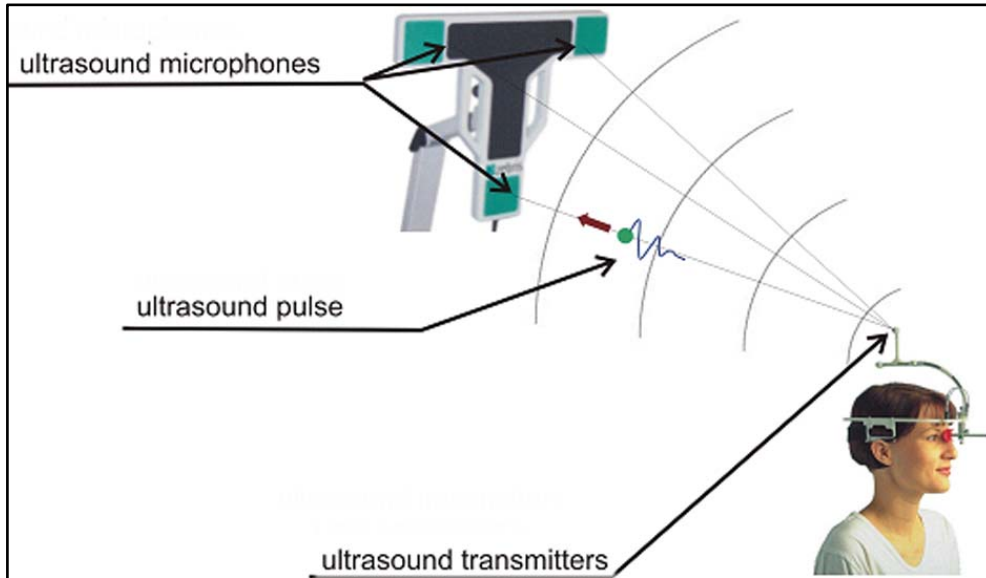


Fig. 2.7 Principio di funzionamento del sistema di misura Zebris. Il ricevitore dell'impulso sonoro emesso dai trasmettitori è dotato di microfoni in grado di distinguere ultrasuoni.



Fig. 2.8 Esempio di utilizzo del sistema di misura Zebris durante il cammino di un soggetto. Tutti i componenti del sistema descritti in precedenza sono illustrati in figura.

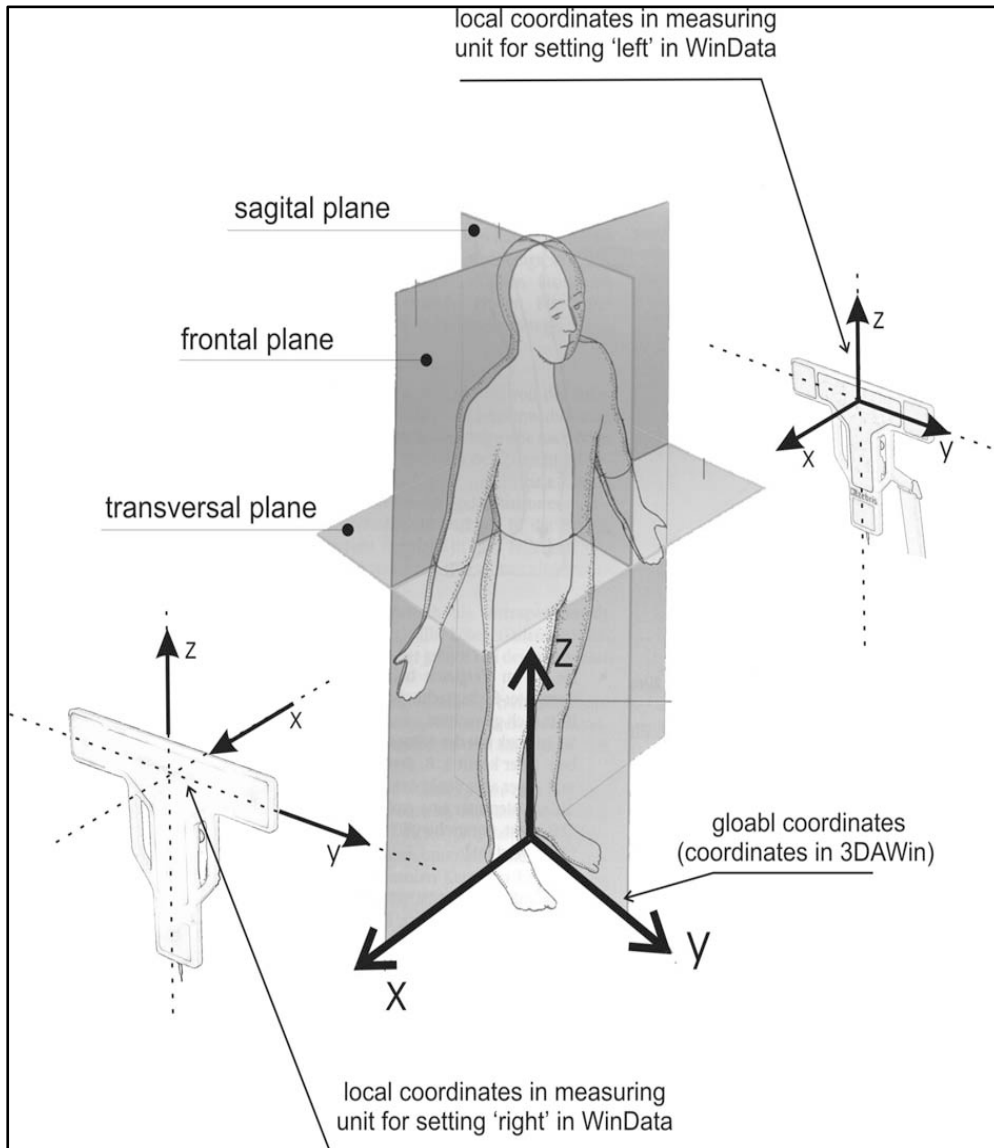


Fig. 2.9 Il sistema di misura Zebris è in grado di rilevare le traiettorie dei marcatori nei tre piani spaziali: frontale, sagittale e trasversale. L'orientamento dei sistemi di riferimento globale e locale assunti dal software sono indicati in figura.

2.4.1 La fase di acquisizione dei dati

Anche se il cammino fisiologico di tutte le persone è praticamente identico si possono avere distorsioni del cammino di un individuo per via di lesioni antecedenti, particolarità fisiologiche, circostanze particolare di vario tipo. Per ovviare a questo problema, sono stati compiuti rilevamenti con più persone nello stesso luogo e durante un lasso di tempo comparabile. Questo ha permesso il confronto e la correzione dei singoli micro difetti motori dei soggetti di test.

Le misurazioni sono state effettuate in un ambiente adeguato, in modo tale da soddisfare le specifiche di misurazione e la richiesta di dettaglio delle traiettorie. Il sistema di misurazione Zebris, infatti, ha una risoluzione eccellente ma è soggetto a disturbi e riflessioni. Per compensare tale problema è stata scelta un'area dedicata alle misurazioni con Zebris, schermando tutte le parti metalliche e ceramiche presenti che potevano causare possibili distorsioni (figure 2.10 e 2.11).

Il protocollo di acquisizione ha previsto la misurazione della particolare deambulazione e dei pattern di movimento specifici di persone di diversa costituzione. I dati ottenuti sono stati quindi analizzati in dettaglio, generando un'unica traiettoria di riferimento per la salita e la discesa di scale, per il cammino all'indietro, per l'ascesa e la discesa di un piano inclinato e per il superamento di un ostacolo.



Fig. 2.10 Rappresentazione del sistema Zebbris, utilizzato in un ambiente adatto ad ottenere delle buone misurazioni.



Fig. 2.11 Disposizione del sistema di misura Zebbris durante l'acquisizione di dati.

2.4.2 Ascesa e discesa di una scala

La parte di acquisizione dei dati per l'ascesa e la discesa di scale ha coinvolto, come da protocollo, alcuni soggetti di diversa costituzione. Ai soggetti sono stati applicati sei markers sui punti di repere anatomici di un arto inferiore arbitrario: quinto metatarso, tallone, caviglia, ginocchio, anca e base della gabbia toracica (figure 2.12, 2.13, 2.14). I soggetti hanno quindi svolto l'atto motorio richiesto per 2/3 gradini. I ricevitori del sistema Zebris sono stati posizionati con un'angolazione stabilita (45°) verso la scala in modo da poter visualizzare correttamente tutti i sensori. Durante l'ascesa della scala i microfoni sono stati sistemati sopra i gradini che si dovevano salire, mentre durante la discesa della scala il ricevitore è stato posto a terra.

Il computer mostra in tempo reale l'esecuzione del movimento, così da poter verificare che non ci siano ostacoli che potrebbero nascondere la traiettoria di uno dei marker. Un grado di accuratezza elevato, infatti, è fondamentale per avere dei dati con una bassa componente di rumore. Tutti i dati sono stati poi esportati per la fase di elaborazione.

2.4.3 Cammino all'indietro

Per la traiettoria del cammino all'indietro sono stati raccolti i dati di quattro soggetti di diversa costituzione utilizzando sempre il sistema di misura Zebris. Previa una meticolosa fase di preparazione con i sei markers adeguatamente posti sui punti di repere, sono state fatte tre registrazioni per ogni soggetto, modificando la velocità dell'esecuzione dell'atto motorio. Ai soggetti è stato richiesto di compiere 2/3 passi all'indietro. Durante le registrazioni i microfoni avevano un'angolazione di 90° con il pavimento.

Le traiettorie acquisite in tempo reale sono state visualizzate e analizzate. Questa fase è molto importante al fine di ottenere delle buone misure: nei casi in cui, infatti, uno o più sensori apparivano corrotti da artefatti era necessario ripetere l'acquisizione.



Fig. 2.12 Illustrazione dei sei markers posizionati sull'arto inferiore destro di un soggetto.



Fig. 2.13 Dettaglio dei tre markers superiori posti sulla base della gabbia toracica, sul gran trocantere (anca) e sull'epicondilo laterale della tibia (ginocchio).



Fig. 2.14 Dettaglio dei tre markers posti sul piede: malleolo laterale (caviglia), tallone e quinto metatarso.

2.4.4 Salita e discesa di un piano inclinato

Gli stessi soggetti che hanno fornito i dati per la traiettoria del cammino all'indietro, sono stati presi come test per acquisire i dati di deambulazione su un piano inclinato. L'inclinazione che il piano forma col pavimento era di circa il 6%, così da rispettare i protocolli per un esercizio di riabilitazione conforme alle capacità dei pazienti. Ai soggetti è stato richiesto di compiere 2/3 passi ad una velocità arbitraria, sia in salita che in discesa del piano inclinato. Anche in questo caso i ricevitori sono stati sistemati con un'angolazione di 90° rispetto al suolo.

2.4.5 Superamento di un ostacolo

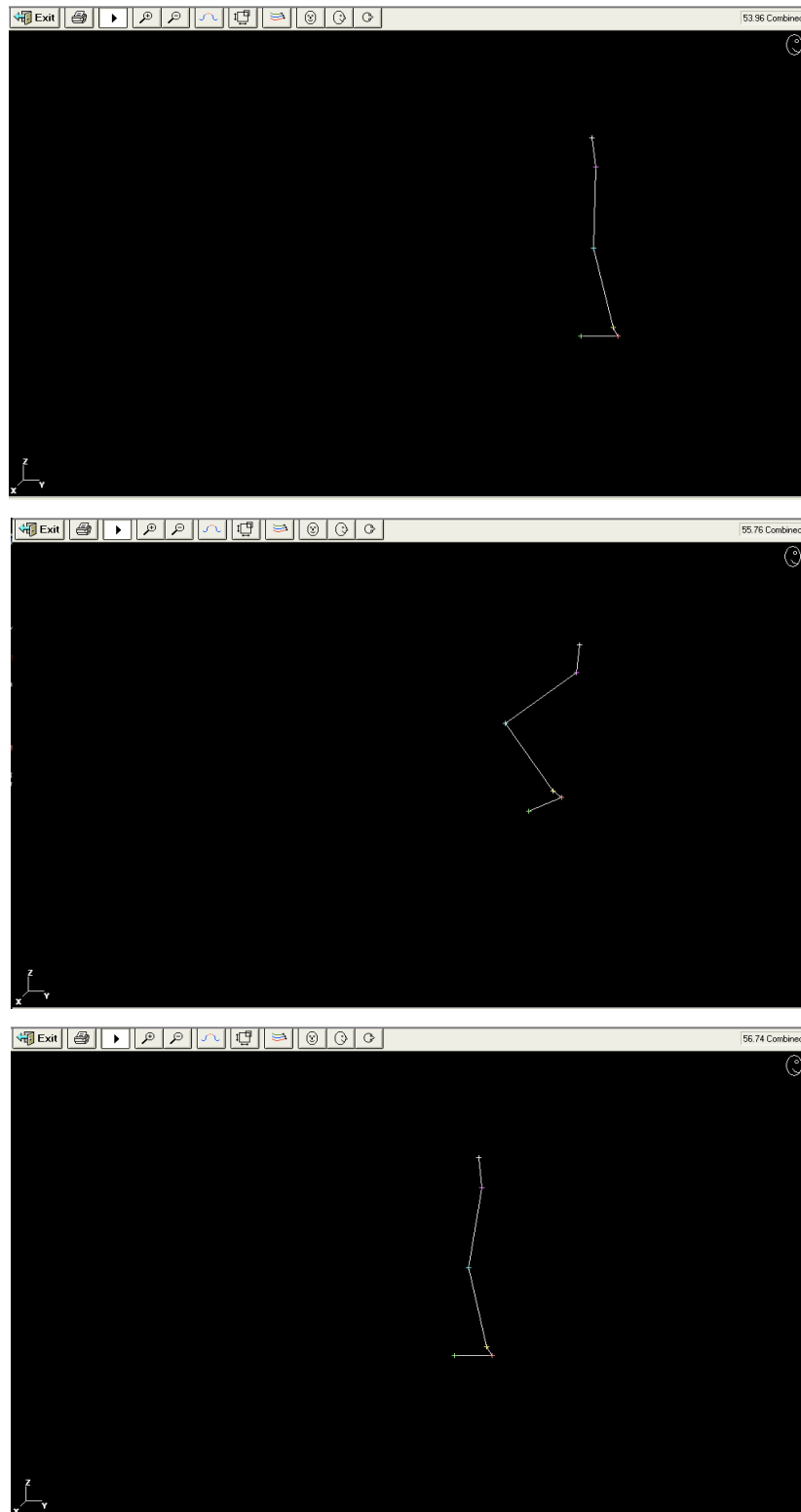
La traiettoria per il superamento di un ostacolo è stata ottenuta acquisendo delle registrazioni con i soggetti già utilizzati per le traiettorie precedenti ed è ovviamente influenzata dalla scelta dell'ostacolo (nel nostro caso una normale scatola da scarpe, alta circa 15 cm e sistemata lungo la traiettoria lineare del cammino). Ai soggetti era richiesto di superare l'ostacolo con l'arto inferiore cui erano stati applicati i sei markers (figura 2.15). I soggetti hanno ripetuto lo specifico atto motorio a diverse velocità e potevano superare l'ostacolo in vari modi, scegliendo a loro piacimento quanto alzare l'arto inferiore evitando di inciampare sull'ostacolo stesso.



Fig. 2.15 Misurazione tramite markers di un atto motorio specifico come il superamento di un ostacolo.

2.4.6 Tracciato in tempo reale dei sensori

Le immagini seguenti illustrano alcuni *screen shot* selezionati durante l'acquisizione in tempo reale dei dati. In particolare le immagini in sequenza fanno riferimento a tre istanti presi durante il superamento di un ostacolo.



CAPITOLO 3

ELABORAZIONE DEL SEGNALE

In questo capitolo si descrive la parte di elaborazione dei dati, ovvero la parte di conversione dei dati acquisiti dalle misurazioni nelle traiettorie finali. L'elaborazione del segnale rappresenta la parte centrale della tesi poiché mette in pratica l'idea di base dell'intero lavoro, ossia il concetto del jerk che verrà descritto nella prima parte del capitolo. In seguito sarà illustrato l'algoritmo messo a punto per la generazione delle otto traiettorie, osservando in dettaglio le parti comuni e le peculiarità di ogni traiettoria.

3.1 Il concetto del jerk

Il jerk è la velocità di variazione dell'accelerazione di un movimento, ovvero la derivata di terzo ordine dello spazio rispetto al tempo. Tale notazione si esprime con:

$$j = \frac{\partial a}{\partial t} = \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} = \frac{\partial^3 s}{\partial t^3} \quad (3.1)$$

dove a è l'accelerazione, v è la velocità, s è lo spazio, mentre t rappresenta il tempo.

Il concetto del jerk nacque quando ci si pose il problema della comprensione del controllo neurale dei movimenti, ossia come il sistema nervoso riesca a organizzare i singoli muscoli e articolazioni in movimenti coordinati (il cosiddetto problema dei gradi di libertà, Bernstein 1967)¹ e come venga utilizzata l'informazione sensoriale relativa all'ambiente esterno e allo stato del corpo stesso per selezionare e controllare il movimento.

Lo sviluppo della robotica e della teoria dei controlli ha fatto sì che ci si ponessero delle domande relativamente alla natura ed alla strutturazione dei processi di calcolo che debbano essere effettuati per controllare un 'corpo', sia esso biologico o

artificiale. Sono state quindi sviluppate teorie del controllo motorio che mirano ad una formalizzazione in termini di processi computazionali interagenti. Nel campo della robotica, i processi computazionali necessari per realizzare un piano motorio sono stati oggetto di estese ricerche. Come indicato in figura 3.1, si possono identificare cinque blocchi principali che corrispondono a diversi processi e che, in linea di principio, potrebbero essere risolti indipendentemente e in sequenza per poter pilotare il sesto blocco (il carico): (i) formulazione del piano motorio; (ii) formazione della traiettoria; (iii) risoluzione del problema cinematico inverso; (iv) risoluzione del problema dinamico inverso; (v) attivazione degli attuatori.

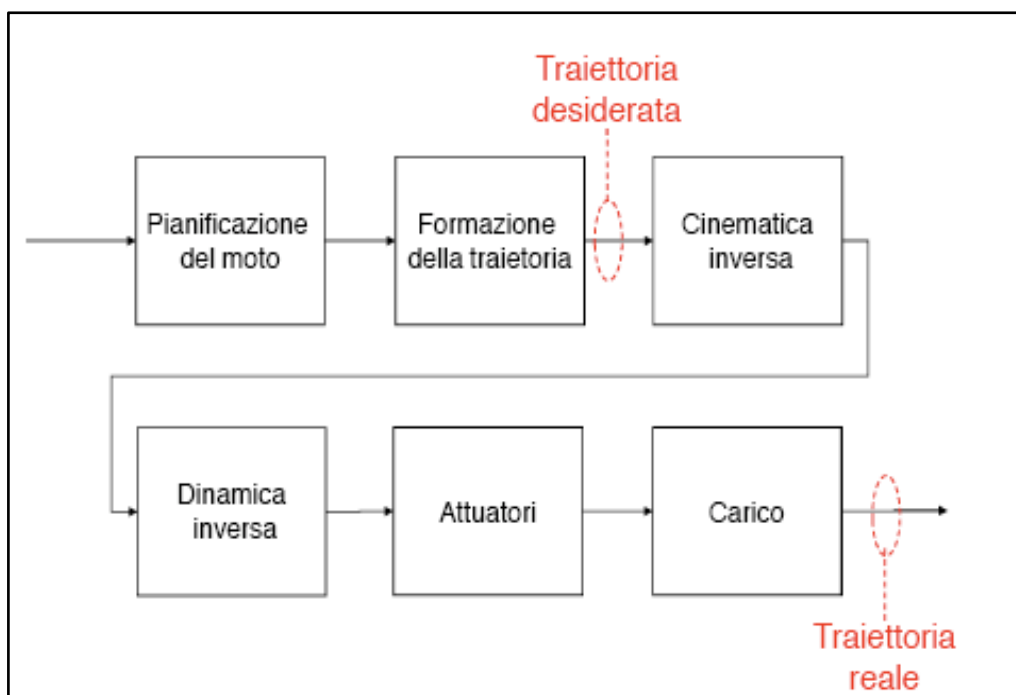


Fig. 3.1 Decomposizione logica della generazione di un movimento in una sequenza di processi computazionali.

La formulazione del piano motorio consiste nella caratterizzazione dettagliata di un gesto intenzionale mediante la selezione dei punti iniziale e finale, degli eventuali ostacoli, l'ampiezza e l'orientazione del gesto complessivo, la durata etc, indipendentemente dalla scelta di uno specifico effettore finale (*end-effector*). Dal piano motorio scaturisce una traiettoria $x=x(t)$ dell'effettore finale selezionato (processo di formazione della traiettoria), che viene quindi tradotta nella corrispondente traiettoria $q=q(t)$ nello spazio delle configurazioni del corpo (problema cinematico inverso). Il

passo finale è la determinazione delle forze (o coppie) che i vari attuatori devono generare per ottenere la traiettoria desiderata (problema dinamico inverso).

Lo studio sperimentale dei movimenti nell'uomo e nei primati ha mostrato che i movimenti volontari obbediscono a due leggi psico-fisiche:

1. Legge di Hick-Hyman: in un task basato su scelte multiple, il tempo di reazione dipende dal logaritmo del numero di scelte (Hyman, 1953)².
2. Legge di Fitts: la durata di un movimento dipende dal logaritmo dell'accuratezza relativa ossia dal rapporto fra ampiezza del movimento e dimensione del target (Fitts, 1954)³.

Inoltre, l'analisi dei movimenti ha messo in evidenza degli invarianti spazio-temporali o cinematici: le traiettorie della mano verso un *target* sono approssimativamente rettilinee, indipendentemente da direzione e ampiezza del movimento stesso, e hanno un profilo di velocità 'a campana' (Morasso, 1981)⁴. Le traiettorie più complesse, come la scrittura corsiva, sono inoltre relativamente invarianti rispetto all'effettore terminale. Queste osservazioni sono state interpretate come evidenza dell'esistenza nel sistema nervoso di rappresentazioni interne a carattere puramente geometrico-spaziale. Ciò è consistente con la nozione di 'programma motorio' (Keele, 1968)⁵ ed ha trovato supporto neurofisiologico con l'osservazione (Georgopoulos et al., 1986)⁶ che nei primati la corteccia motoria primaria codifica la direzione istantanea del movimento. Si è poi trovato che tale correlazione si verifica anche in altre aree corticali (pre-motoria, motoria supplementare e parietale) ed inoltre è stato dimostrato che il codice direzionale (estratto in tempo reale mediante un array impiantato di microelettrodi) permette ad un primate di effettuare un controllo efficace dei movimenti di un robot (Wessberg et al., 2000)⁷.

Si è cercato di dare una spiegazione computazionale degli invarianti cinematici. Per esempio, è stato proposto che l'andamento 'a campana' del profilo di velocità (figura 3.2) sia spiegabile con l'ipotesi che uno degli obiettivi del sistema nervoso sia la massimizzazione della 'dolcezza' (*smoothness*) del movimento, un requisito ottenibile minimizzando l'integrale nel tempo della norma della terza derivata della traiettoria – il cosiddetto modello *minimum-jerk* (Flash e Hogan, 1985)⁸. Gli autori eseguirono misure sperimentali su movimenti planari del braccio osservando la presenza di invarianze quali la *straightness* dei movimenti e la regolarità dei profili di velocità. Si ipotizzò che

la naturalezza del movimento derivasse dalla minimizzazione delle variazioni di accelerazione, ipotesi che espressa in termini analitici giustificava, con le opportune condizioni al contorno, sia i profili di velocità che le traiettorie della mano osservati.

In questo modello si massimizza quindi la regolarità e l'uniformità del movimento minimizzando il valore quadratico medio della derivata dell'accelerazione dell'*end-effector*:

$$C_j = \sqrt{\int_0^{t_f} \left(\left(\frac{\partial^3 x}{\partial t^3} \right)^2 + \left(\frac{\partial^3 y}{\partial t^3} \right)^2 \right) dt} \quad (3.2)$$

dove x e y sono le coordinate cartesiane della mano, e 0-t_f è il tempo di esecuzione dell'atto motorio.

L'equazione afferma che la naturalezza del movimento è dettata dalla dolcezza delle variazioni di accelerazione. Un movimento a *minimum-jerk* è quindi un movimento particolarmente dolce ed armonico. Essendo un modello descrittivo non dà informazioni per quanto riguarda la pianificazione del moto.

Sulla base del modello proposto da Flash e Hogan, si è pensato quindi di costruire delle traiettorie regolari anche per la deambulazione umana, osservando come tale movimento possa essere considerato l'esito di un principio di ottimizzazione. L'algoritmo con cui si è raggiunto tale obiettivo è illustrato nel paragrafo successivo.

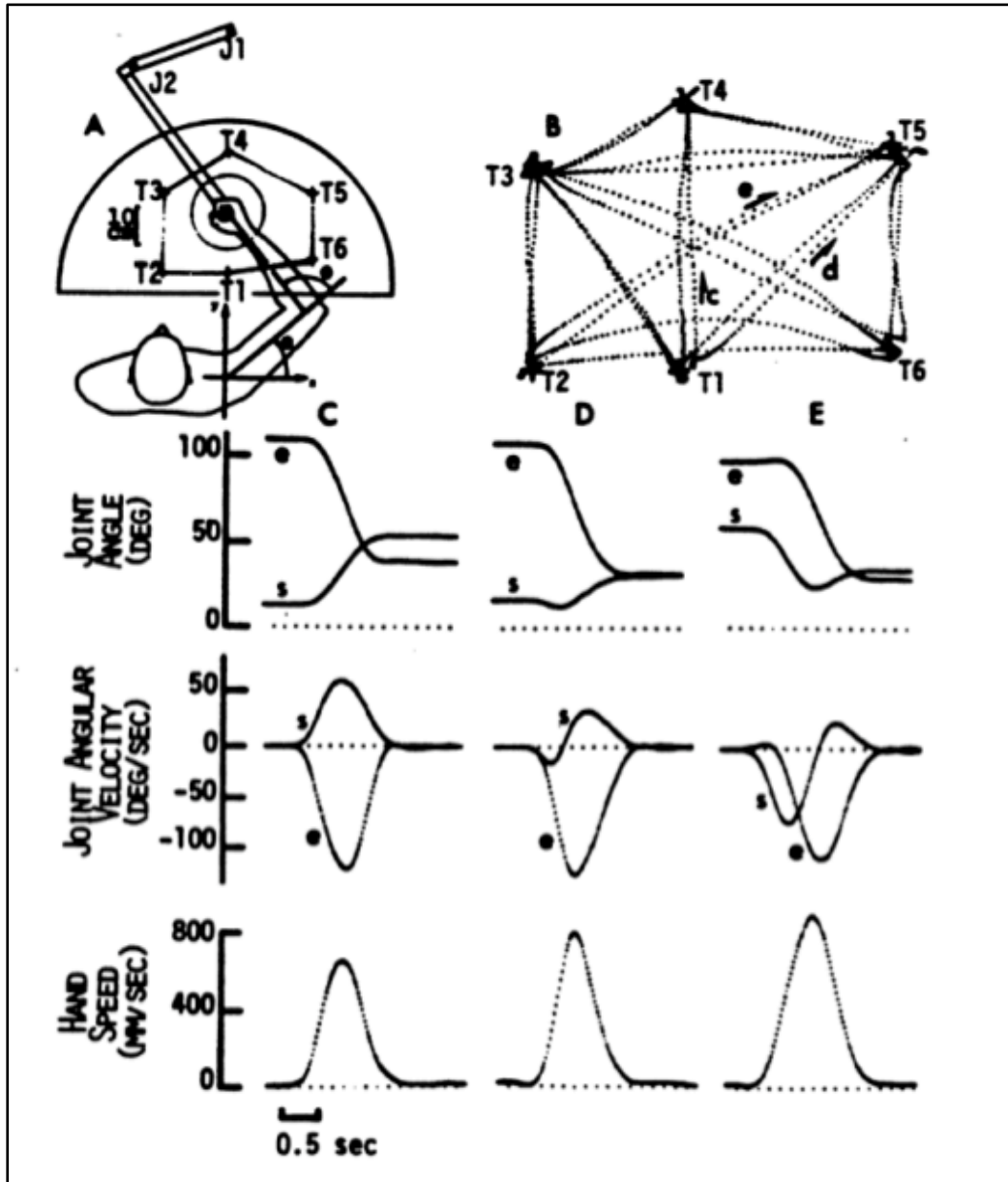


Fig. 3.2 Nei movimenti di *reaching*, le traiettorie della mano sono rettilinee e con un profilo di velocità a campana, indipendentemente da direzione e ampiezza del movimento.

3.2 L'algoritmo per la generazione delle traiettorie

In questo paragrafo si passa a descrivere l'algoritmo messo a punto per la generazione delle sette traiettorie. L'algoritmo, sviluppato in ambiente Matlab, consiste di sette blocchi principali, comuni a tutte le traiettorie:

1. Primo filtraggio del segnale con un filtro a media mobile.
2. Secondo filtraggio del segnale con un filtro di Butterworth.
3. Derivazione del segnale fino al jerk.
4. Integrazione del segnale fino al ritorno ai dati di posizione.
5. *Upspline* a 100 punti.
6. Fase di *smoothing*.
7. Fase di *scaling* finale.

3.2.1 Cammino nel piano

Per la generazione della traiettoria del cammino nel piano, come già anticipato nel paragrafo 2.3, sono stati utilizzati i dati raccolti da Winter, riportati in tabella 1 (vedi Appendice).

La prima parte dell'algoritmo riguarda l'elaborazione dei dati grezzi attraverso un filtro iniziale a media mobile. Il tipo di media mobile utilizzato è la media mobile semplice (SMA = *Simple Moving Average*), in cui vengono presi i dati di un determinato periodo e ne viene calcolata la media sommandoli fra loro e dividendo per il numero totale di valori. Il numero scelto di campioni è stato pari a tre.

Nella seconda parte si è applicato al segnale un filtro di Butterworth di ordine 2 e frequenza di taglio confrontabile con la frequenza di campionamento. Il filtro Butterworth (o "massimamente piatto") è uno dei più semplici filtri elettronici. Il suo scopo è ottenere una risposta in frequenza il più possibile piatta (in modulo) nella banda passante. Il più semplice filtro Butterworth è il filtro passa-basso standard di primo ordine, che può essere modificato per ottenere un filtro passa-alto, e combinato in serie con altri per ottenere filtri passa-banda, filtri elimina-banda, e versioni di ordine superiori di questi. Come già accennato, la risposta in frequenza di questi filtri è quella maggiormente piatta ottenibile nella banda passante (priva di ondulazioni in banda), mentre fuori banda ha una funzione di trasferimento monotona, tendente a zero. Osservata su un diagramma di Bode, la risposta in frequenza fuori banda ha fianchi che

scendono linearmente verso $-\infty$. Per un filtro di primo ordine l'attenuazione è pari a 6 dB/ottava (20 dB/decade); per un filtro di secondo ordine è 12 dB/ottava (40 dB/decade) e così via. Tutti i filtri di primo ordine sono identici ed hanno la medesima risposta (normalizzata) in frequenza. Il filtro Butterworth è l'unico filtro che mantiene la medesima risposta anche con ordini superiori (i fianchi saranno semplicemente più ripidi). La risposta in frequenza di un filtro di ordine n può essere definita matematicamente come:

$$|G(\omega j)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \omega^{2n}}} \quad (3.3)$$

dove G è la funzione di trasferimento del filtro, n è l'ordine del filtro, ω è il rapporto tra la frequenza del segnale e la frequenza di taglio che si vuole imporre con il filtro.

Dopo il secondo filtraggio si è passati all'elaborazione vera e propria del segnale. È stata presa una porzione rappresentativa di uno *stride* di 70 campioni, in cui il primo punto della sequenza di dati è un punto di *initial contact* (IC), ossia il punto di contatto del tallone con il suolo. Si è proceduto facendo una media del campione settantesimo tra il campione precedente e il successivo, poiché rappresentava un punto critico di discontinuità essendo l'ultimo campione della serie. A questo punto, si è potuto derivare il segnale tre volte, ottenendo quindi i profili di velocità, di accelerazione e del jerk. Al termine di ciascuna derivazione è stata poi applicata una nuova media mobile semplice, a tre punti per i profili di velocità e accelerazione, a cinque punti per il profilo del jerk.

Per ricavare la traiettoria finale del cammino nel piano è necessario passare alla fase di integrazione: integrando il profilo del jerk è stato ricavato il profilo di accelerazione, integrando quest'ultimo è stato ricavato quello di velocità e infine quello di posizione. Il punto critico si è rivelato essere la costante d'integrazione da aggiungere dopo ogni integrale, ricavata per tentativi.

La fase di *upsline* prevede di ricampionare la curva a 100 campioni, in modo tale da avere i primi 60 campioni che fanno parte della fase di *stance* poiché si era partiti da un punto di *initial contact*, e i successivi 40 della fase di *swing* che inizia col punto di *toe off*, ossia il punto di stacco della punta del piede dal suolo, fino ad un nuovo punto di contatto. In questo modo si è potuto costruire una traiettoria ciclica, in cui, in accordo con la letteratura, la fase di *stance* ne occupa il 60 % e la fase di *swing* il restante 40 %.

La fase di *smoothing* serve a rendere la traiettoria ancor più dolce e regolare, eliminando le brusche transizioni residue. A tal fine è stato utilizzato il comando *spline* di matlab.

Come ultimo passo è necessario riportare la traiettoria all'interno dello spazio del lavoro del G-EO: è la cosiddetta fase di *scaling*, in cui la traiettoria va ridimensionata in base allo spazio di lavoro previsto dalla macchina che è di 55 cm x 40 cm.

Per ricavare l'angolo di rotazione della pedana si è proceduto allo stesso identico modo, sfruttando i dati del metatarso e del tallone, così da poter ricavare tramite arcotangente l'angolo desiderato. L'angolo del piede in ogni istante è perciò calcolato con la formula seguente:

$$\theta = \operatorname{arctg} \frac{y_h - y_m}{x_m - x_h} \quad (3.4)$$

dove h = heel (tallone), m = metatarso.

3.2.2 Ascesa e discesa di una scala

L'algoritmo per la generazione delle traiettorie per l'ascesa e la discesa di una scala è molto simile a quello appena descritto per la traiettoria del cammino nel piano. Le uniche differenze riguardano i dati di misura, che sono stati ottenuti con il sistema Zebris, e la fase di *scaling* finale, in cui si è dovuto fare attenzione a rispettare la normativa edilizia che regola la costruzione di scale negli edifici.

Dopo aver applicato ai dati grezzi i primi due filtraggi (media mobile e filtro di Butterworth) è stata presa una porzione del segnale rappresentativa di uno *stride* (in questo caso di 50 punti), partendo da un punto di *initial contact*. Il segnale è stato derivato tre volte sino ad arrivare al profilo del jerk. Tramite il passo di integrazione si è ritornati ai dati di posizione che ora risultano in un andamento molto regolarizzato e dolce.

Come per la traiettoria precedente, si è scelto di ricampionare la curva a 100 punti. La fase di *smoothing* ha lo scopo di attenuare le irregolarità residue, spesso presenti nelle fasi critiche di appoggio e stacco del piede.

Si è passati infine al dimensionamento della traiettoria, utilizzando la formula data dalla normativa edilizia per il dimensionamento dei gradini rettilinei:

$$2*A + P = 60 \div 66 \text{ [cm]} \quad (3.5)$$

dove A sta per alzata e P per pedata. L'alzata del gradino desiderata è di 18 cm, la pedata di circa $12 \div 15$ cm.

3.2.3 Cammino all'indietro

L'algoritmo che ha portato alla generazione della traiettoria del cammino all'indietro parte dalla selezione dei dati ottenuti con il sistema Zebris. Dato che tutti i soggetti hanno compiuto dei passi confrontabili tra loro è presumibile pensare che aver selezionato un preciso insieme di dati, presi da un particolare soggetto durante lo svolgimento del preciso compito motorio, non influenzi il risultato finale di una traiettoria adeguata alla maggior parte degli individui.

Il primo passo dell'algoritmo riguarda il filtraggio a media mobile con un numero di campioni pari a tre.

Il secondo passo è il filtraggio del segnale con un filtro di Butterworth; anche in questo caso l'ordine del filtro era pari a 2 e con una frequenza di taglio pari a 0.085, ossia confrontabile con la frequenza di campionamento.

Come terzo passo il segnale è stato derivato tre volte, giungendo al profilo del jerk. Dopo ogni derivazione è stata applicata una nuova media mobile, a tre punti per velocità e accelerazione, a cinque punti per il jerk.

La fase di integrazione riporta alle coordinate di posizione, passando prima per il profilo di accelerazione e poi per quello di velocità; i *fit* di accelerazione, velocità e posizione sono stati regolati con l'aggiunta di una corretta costante di integrazione.

La curva ottenuta è stata quindi ricampionata nei 100 punti desiderati.

La fase di *smoothing* rende la traiettoria priva di piccoli artefatti e/o transizioni, spesso presenti nei punti critici di *toe-off* e *initial contact*.

Infine la fase di *scaling* ridimensiona la curva, portandola all'interno dello spazio di lavoro della macchina.

3.2.4 Ascesa e discesa di un piano inclinato

Con lo stesso algoritmo sono state generate anche le traiettorie di ascesa e discesa di un piano inclinato. Riassumiamo brevemente i sette passi algoritmici: primo filtraggio del segnale con una media mobile a tre punti; selezione di una porzione del segnale rappresentativa di uno *stride* e secondo filtraggio con un filtro di Butterworth (ordine 2 e frequenza di taglio confrontabile con la frequenza di campionamento); derivazione del segnale per ottenere i profili di velocità, accelerazione e jerk; integrazione del segnale e ritorno alle coordinate di posizione, aggiustando ogni integrale con la costante di integrazione; ricampionamento della curva a 100 punti; correzione delle irregolarità residue tramite la fase di *smoothing*; ridimensionamento della traiettoria in linea con le dimensioni dello spazio di lavoro del G-EO (55 cm x 40 cm).

È rilevante notare quanto la prima selezione dei dati grezzi acquisiti rappresenti una parte molto importante per una curva finale regolare. Ogni soggetto ha eseguito questo tipo di movimento in modo del tutto arbitrario ma visualizzando tutti i dati raccolti si è potuto osservare che l'atto motorio, specie il movimento eseguito dal piede, è solo leggermente influenzato dalle particolarità fisiologiche di ciascun soggetto. Il movimento finale, quindi, è pressoché simile per tutti gli individui e la traiettoria generata riflette questa caratteristica.

3.2.5 Superamento di un ostacolo

Basandosi sui sette blocchi dell'algoritmo è stata generata la traiettoria del superamento di un ostacolo. Per evitare ripetizioni sulla descrizione di tale algoritmo si fa riferimento alle traiettorie precedenti. Inoltre, le stesse considerazioni sull'unicità e la generalità del movimento fatte in precedenza sono valide anche per quest'ultima traiettoria.

CAPITOLO 4

RISULTATI

In questo capitolo saranno riportati i risultati ottenuti con il nuovo algoritmo, descritto dettagliatamente nel capitolo precedente. Le nuove traiettorie rappresentate in seguito sono state testate sul robot G-EO-Systems.

4.1 Presentazione delle traiettorie

La prima traiettoria ottenuta è stata quella del cammino nel piano (figura 4.1) e fa riferimento alla traiettoria compiuta dal quinto metatarso. Seguendo la curva in senso orario si possono distinguere le due principali fasi del ciclo del passo osservate da J. Perry:

- La fase di *stance*, che inizia dal punto di *initial contact* (indicato con la crocetta rossa) e termina con il punto di stacco del piede (indicato con la crocetta verde);
- La fase di *swing*, che inizia con il punto di *toe off* (indicato con la crocetta verde) e termina con il punto di contatto iniziale (indicato con la crocetta rossa).

La traiettoria è formata da 100 campioni, 60 punti per la fase di *stance* e 40 punti per la fase di *swing*, in modo tale da rispettare le corrette durate delle due fasi, del 60 % e del 40 % rispettivamente, come evidenziato da J. Perry. Inoltre la curva ha un aspetto molto dolce e regolare, a conferma dei concetti di *minimum jerk* e di ottimizzazione del movimento enunciati nel paragrafo 3.1.

In linea con la fase di *scaling*, la curva ha una lunghezza di circa 55 cm, misura che rappresenta la massima ampiezza del passo che il G-EO può raggiungere, e un'altezza di circa 10 cm, che rispecchia la normale e fisiologica camminata umana.

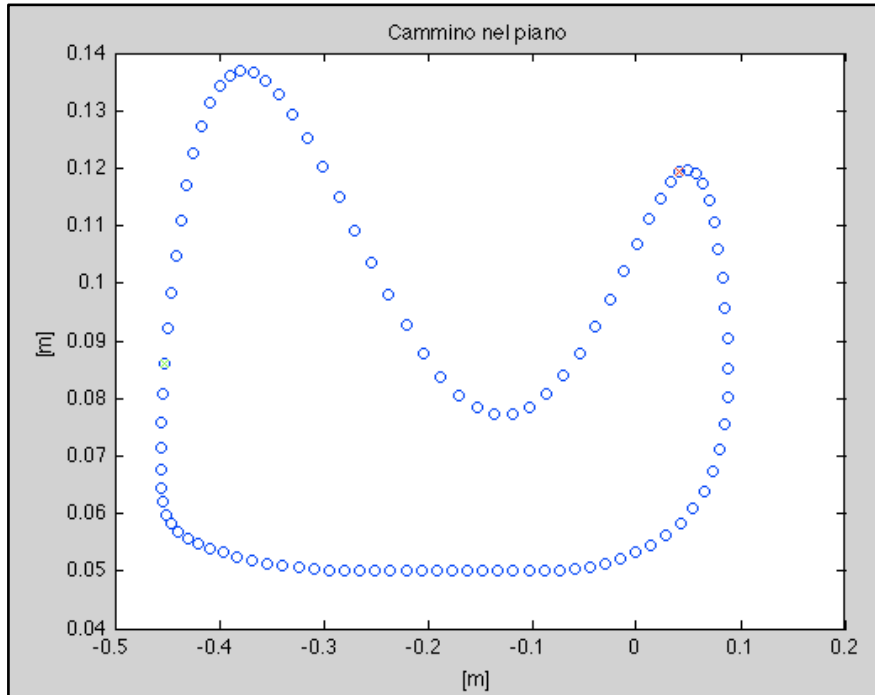


Fig. 4.1 Traiettoria compiuta dal metatarso durante il cammino nel piano. Il campione con la crocetta rossa è il punto di contatto iniziale mentre il campione evidenziato con la crocetta verde è il punto di stacco del piede.

La seconda traiettoria calcolata è stata quella dell'ascesa di una scala (figura 4.2). Come per la traiettoria precedente sono stati indicati in figura i punti di *initial contact* (crocetta rossa) e *toe off* (crocetta verde), i quali suddividono la curva ciclica nelle fasi di appoggio e di oscillazione. Dalle conoscenze sul ciclo del passo, sappiamo che la fase di *stance* ha sempre una durata maggiore della durata della fase di *swing*; in questo caso però, il rapporto di 60:40 non è rispettato e si hanno 55 campioni per la prima fase e 45 per la seconda. La curva è stata ridimensionata in base alla norma edilizia per la costruzione di scale (paragrafo 3.2.2), pertanto la lunghezza della traiettoria è di circa 12 cm e l'altezza di circa 40 cm. Il G-EO riporta poi l'altezza alla misura standard, ossia ai 18 cm desiderati di alzata della scala. I 100 punti formano una curva con un andamento regolare, anche nei punti critici di appoggio e stacco del piede.

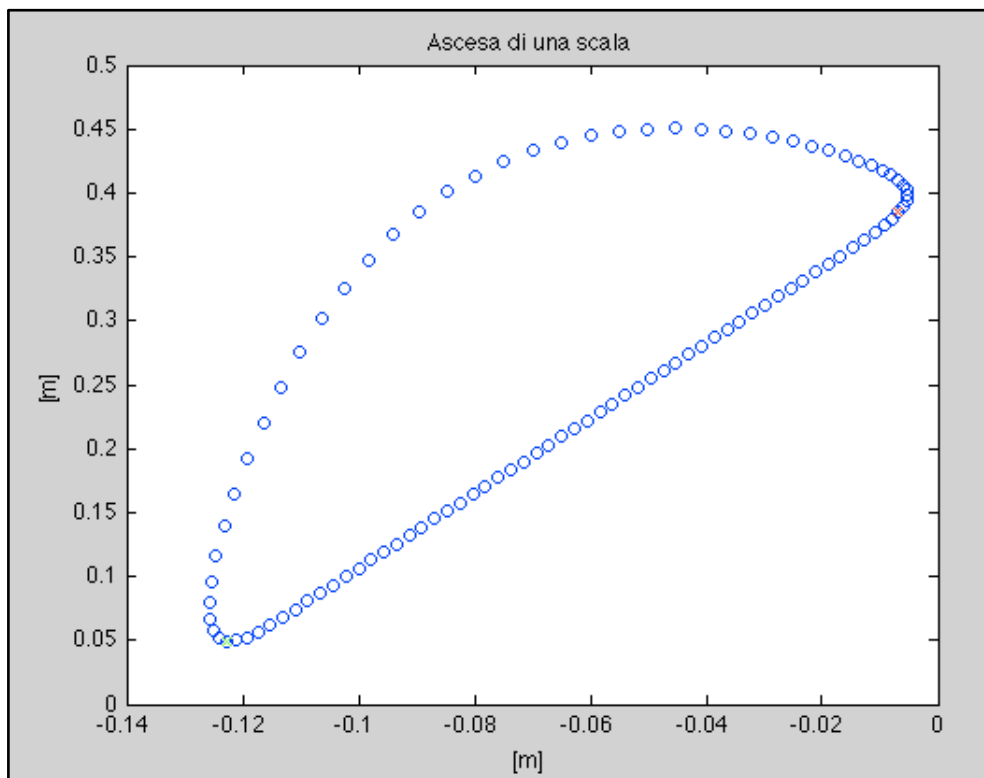


Fig. 4.2 Traiettoria compiuta dal metatarso durante l'ascesa di una scala.

La terza traiettoria rappresenta la discesa di una scala (figura 4.3). I punti di *initial contact* e *toe off* sono rappresentati in figura con la stessa convenzione, ossia con una crocetta rossa e una verde, rispettivamente. La fase di *stance* è costituita da 55 punti mentre quella di *swing* da 45 punti, ed insieme formano la traiettoria finale costituita da 100 campioni. La normativa edilizia ha regolato la fase di *scaling* della curva, che pertanto ha una lunghezza di circa 13 cm e un'altezza di circa 40 cm. Il G-EO riporta poi questa misura allo standard dei 18 cm, come avviene per la traiettoria precedente.

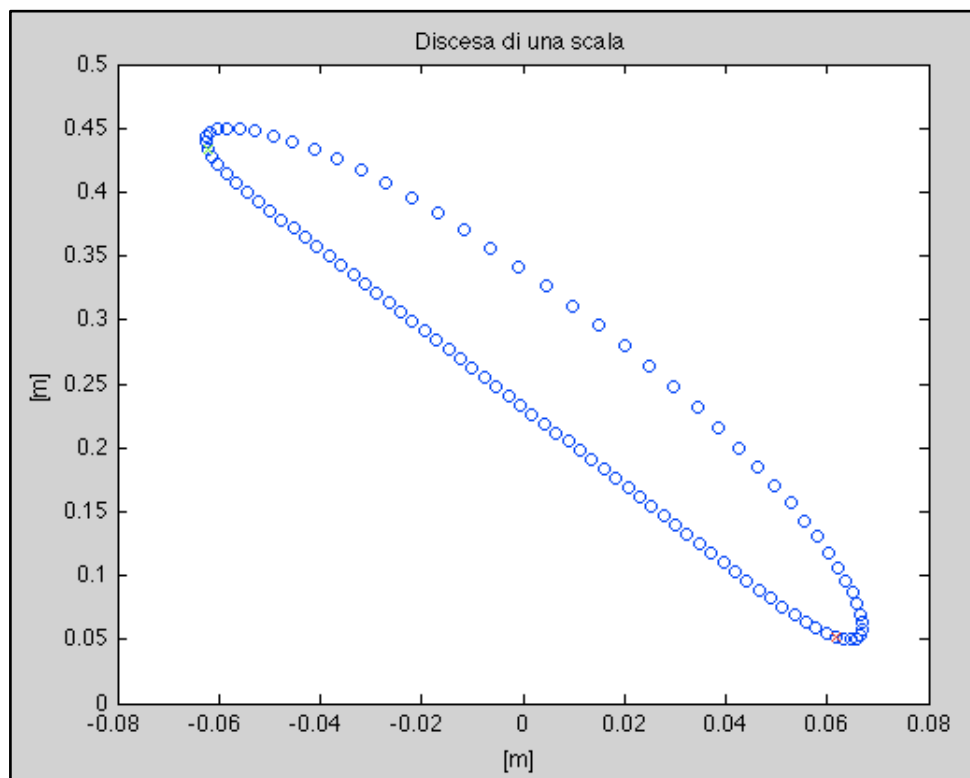


Fig. 4.3 Traiettoria compiuta dal metatarso durante la discesa di una scala.

La quarta traiettoria rappresenta il cammino all'indietro (figura 4.4). In questo caso occorre osservare che il metatarso compie una traiettoria in senso anti-orario, attraversando le usuali fasi di *stance* (60 punti) e *swing* (40 punti), identificate dalla crocetta rossa (*initial contact*) e verde (*toe off*). La lunghezza della traiettoria è di 55 cm circa e l'altezza di 9 cm circa. L'andamento della curva è regolare e armonico.

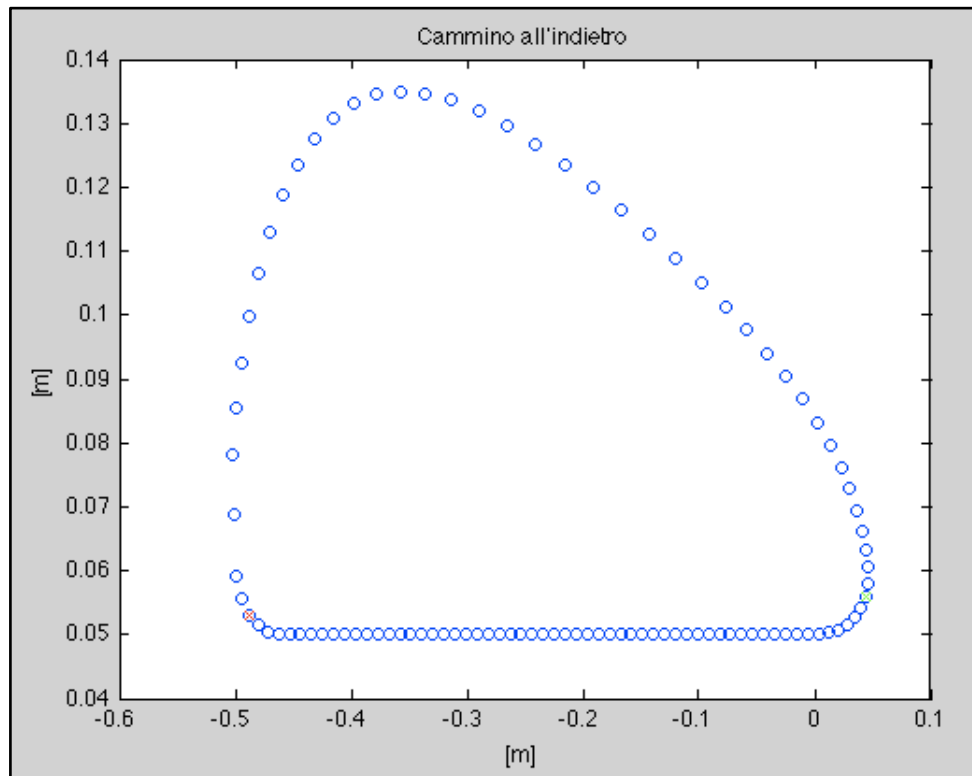


Fig. 4.4 Traiettoria compiuta dal metatarso durante il cammino all'indietro.

La quinta traiettoria rappresenta l'ascesa di un piano inclinato (figura 4.5). La traiettoria è inclinata di circa 40° rispetto all'orizzontale poiché i dati sono stati acquisiti utilizzando una salita con lo stesso grado di pendenza. La traiettoria ciclica ha una fase di *stance* costituita da 50 campioni e rappresentata sostanzialmente da una retta inclinata rispetto all'asse orizzontale. La fase di *swing* ha la stessa durata della fase di appoggio (50 campioni). Il punto di contatto iniziale è un punto di criticità e per questo motivo si può osservare un accumulo di campioni nell'intorno dell'*initial contact*. Il piede, quindi, subisce un rallentamento man mano che si avvicina al punto di contatto con il suolo; subito dopo il contatto, il piede si prepara alla fase di spinta, che consente di portare l'arto inferiore opposto verso la fase di oscillazione.

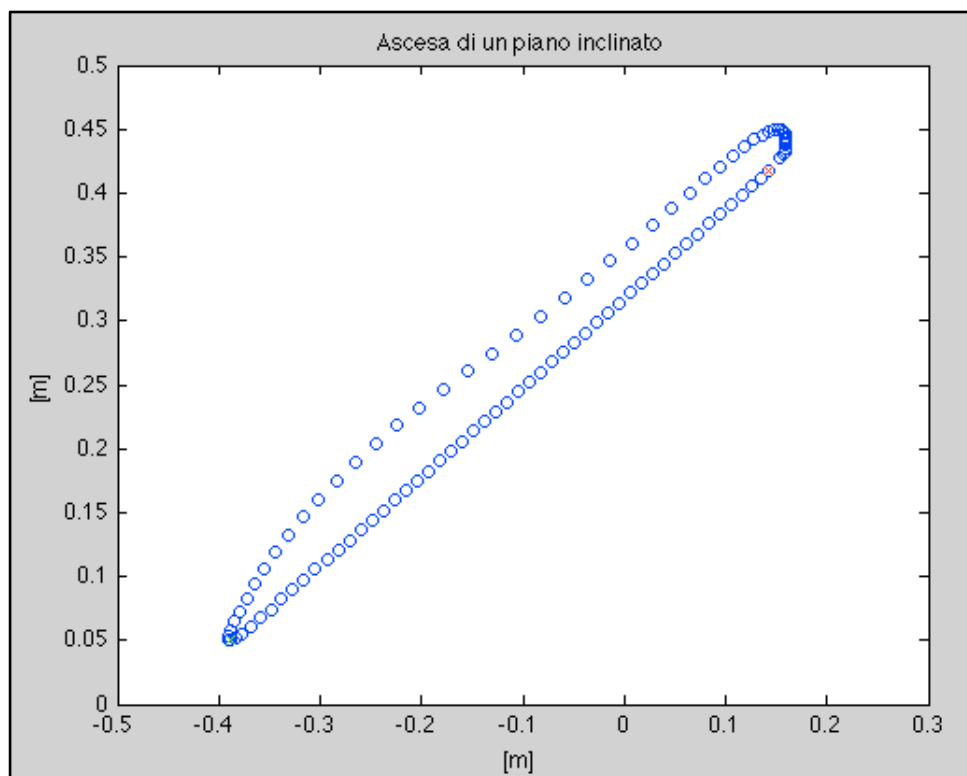


Fig. 4.5 Traiettoria compiuta dal metatarso durante l'ascesa di un piano inclinato.

La sesta traiettoria rappresenta la discesa di un piano inclinato (figura 4.6). L'inclinazione è la stessa utilizzata per la salita del piano. I punti di contatto iniziale e di stacco del piede sono indicati con una crocetta rossa e una verde, rispettivamente. In questi punti critici si ha un accumulo di campioni, che provoca un rallentamento della velocità di esecuzione dell'atto motorio, preparando il corpo al cambiamento di fase (dalla fase di appoggio alla fase di oscillazione, e viceversa). Inoltre, la caratteristica di regolarità, obiettivo fondamentale della costruzione delle traiettorie, sembra essere rispettata. Le dimensioni della curva sono di 55 cm in lunghezza e 40 cm in altezza, in linea con lo spazio di lavoro del G-EO.

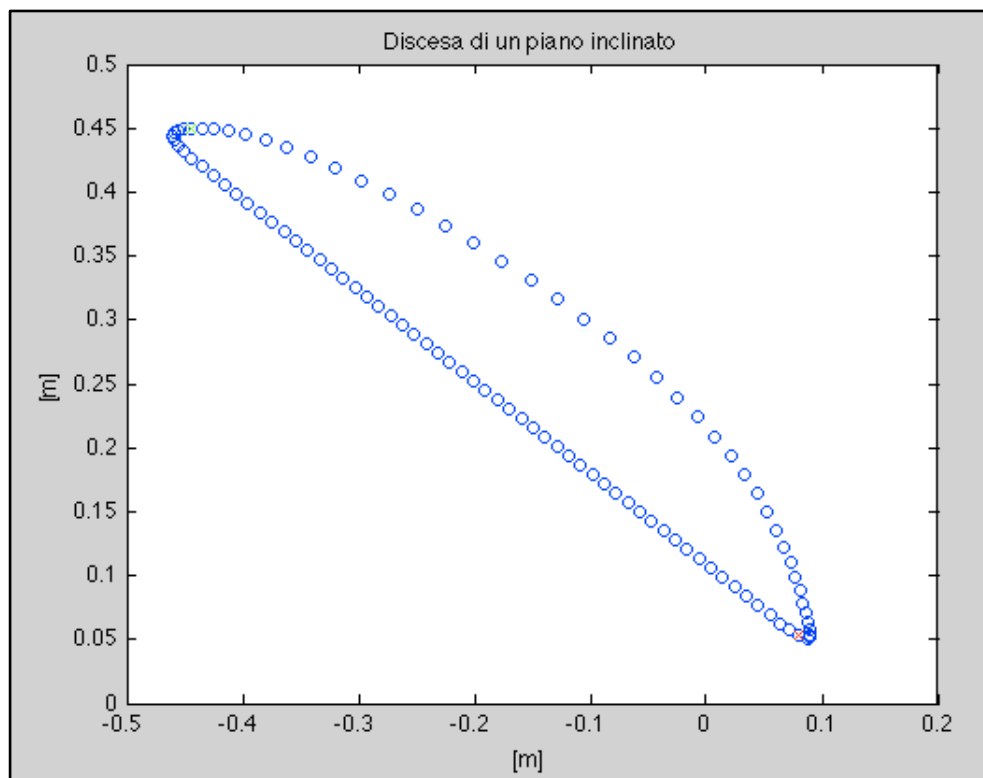


Fig. 4.6 Traiettoria compiuta dal metatarso durante la discesa di un piano inclinato.

La settima traiettoria rappresenta il superamento di un ostacolo (figura 4.7). Questa traiettoria, a differenza delle precedenti, è nettamente suddivisa in due fasi: la fase di *stance*, infatti, è costituita da una linea orizzontale, che va dal punto di *initial contact*, indicato in rosso, al punto di *toe off*, indicato in verde. In questa fase il piede è rigidamente appoggiato al suolo. La fase di *swing* ha un andamento molto più dolce e curvo, e serve a far alzare l'arto inferiore di quanto è necessario per superare l'ostacolo. La lunghezza della traiettoria è di 55 cm, mentre l'altezza è di circa 40 cm. Di conseguenza, un paziente può tranquillamente allenarsi nel superare un ostacolo alto al massimo 40 cm, misura sufficiente a considerare impedimenti che si potrebbero incontrare durante una normale camminata.

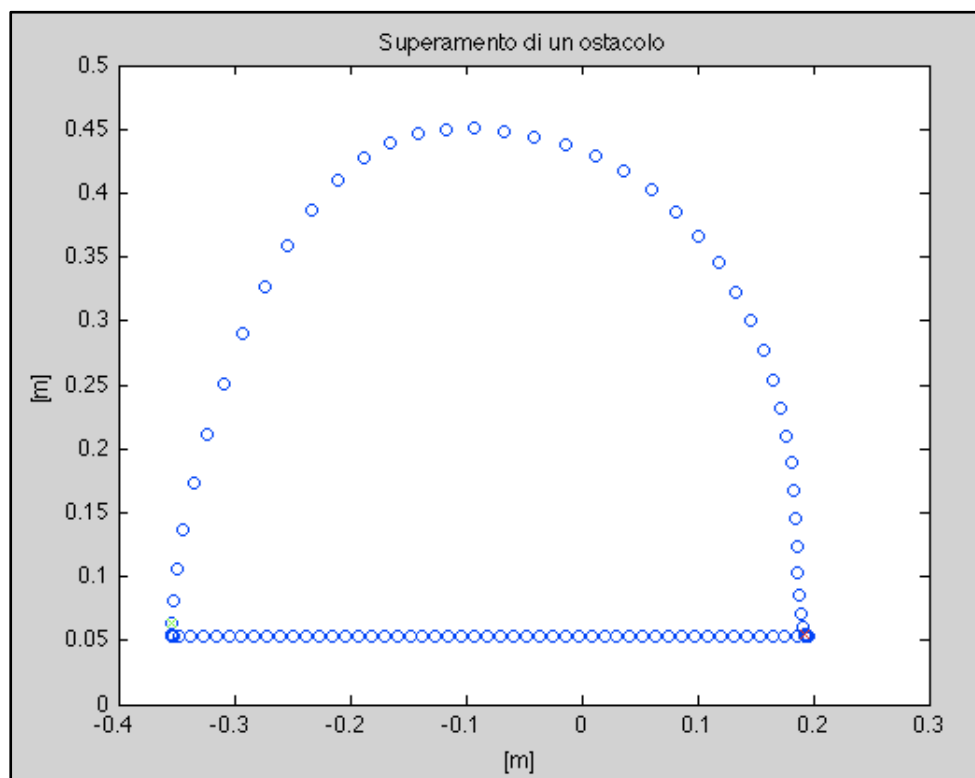


Fig. 4.7 Traiettoria compiuta dal metatarso durante il superamento di un ostacolo.

4.2 Confronto delle prime tre traiettorie con le precedenti

In questo paragrafo vengono confrontate le traiettorie del cammino nel piano, di ascesa e di discesa di una scala con le traiettorie ricavate precedentemente.

Come si può osservare in figura 4.9, la traiettoria del cammino nel piano è molto differente rispetto alla nuova traiettoria riportata in figura 4.1. Innanzitutto l'altezza della curva precedente è inferiore, circa 6 cm, contro i 9 cm della nuova traiettoria. Inoltre, la fase di *stance* della curva precedente risulta molto meno dolce, in particolare nei punti precedenti all'*initial contact* (campione evidenziato con la crocetta rossa). I dispositivi ad effetto finale come il G-EO-Systems, hanno rivelato qualche difficoltà nel far estendere correttamente il ginocchio del paziente durante la fase di appoggio, in quanto non c'è un controllo diretto su questa articolazione. Per questo motivo, ci si è concentrati nel ricercare una traiettoria che fosse il più "dolce" possibile nella prima parte della fase di *stance*, ossia subito dopo il contatto iniziale del piede. Una fase di appoggio di questo tipo consente, infatti, una migliore estensione dell'articolazione del ginocchio, aiutando quindi i pazienti a svolgere un esercizio motorio molto simile alla camminata fisiologica. In figura 4.10 sono raffigurate appaiate le due traiettorie, così da poter avere un confronto visivo.

Un'ulteriore ed importante differenza è stata notata negli angoli di rotazione del piede: nella traiettoria precedente risultavano infatti troppo ripidi e di conseguenza non naturali. La figura 4.11 riporta l'andamento dell'angolo di rotazione (in radianti) calcolato col nuovo algoritmo; i primi 60 campioni fanno riferimento alla fase di appoggio, i successivi 40 alla fase di oscillazione. Dalle prove effettuate sul robot è stato possibile confermare che la caviglia, soprattutto in fase di oscillazione, compie delle rotazioni più appropriate.

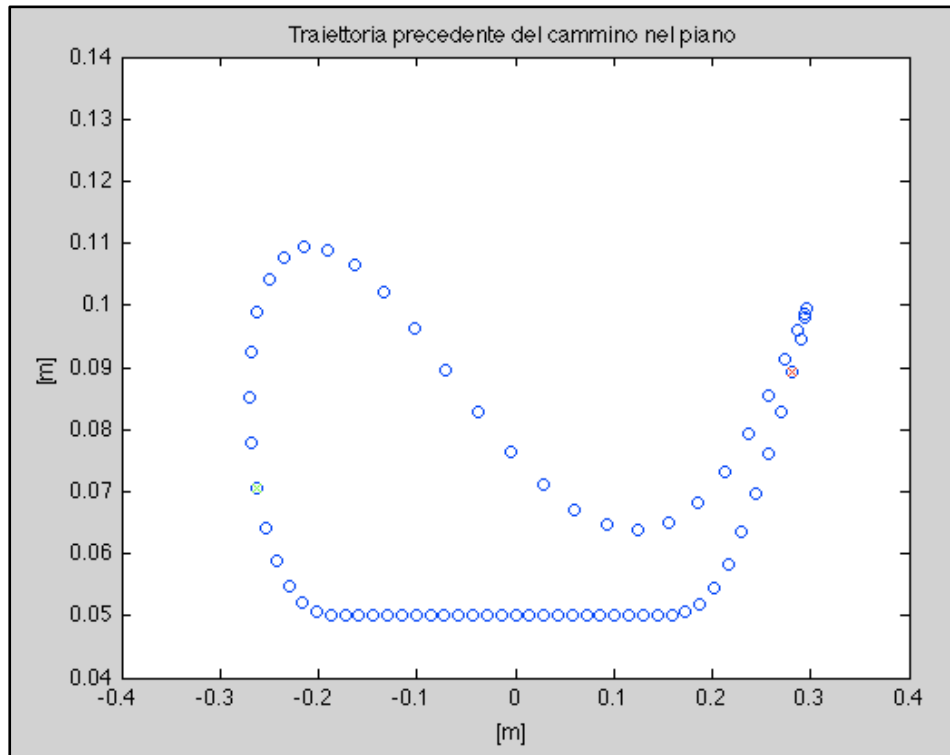


Fig. 4.9 Traiettoria precedente del cammino nel piano.

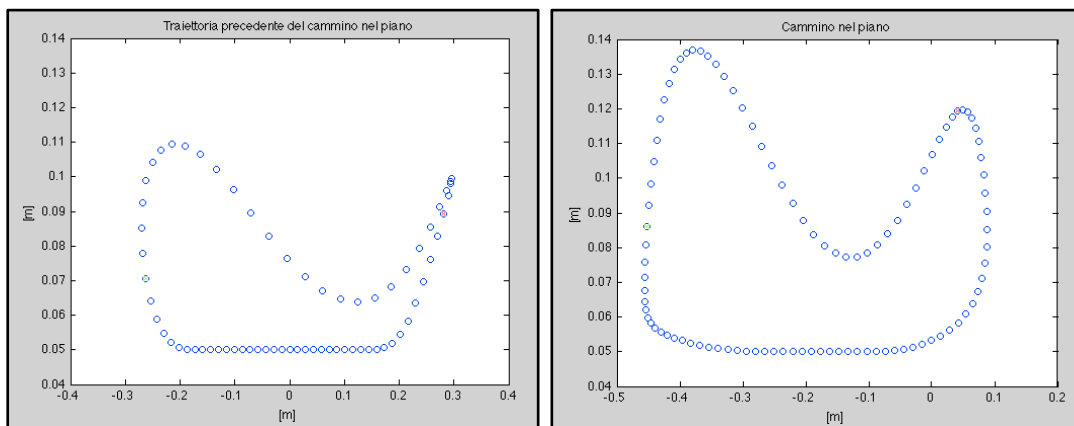


Fig. 4.10 Confronto tra le due traiettorie del cammino nel piano. A sinistra è raffigurata la traiettoria precedente, a destra la traiettoria nuova.

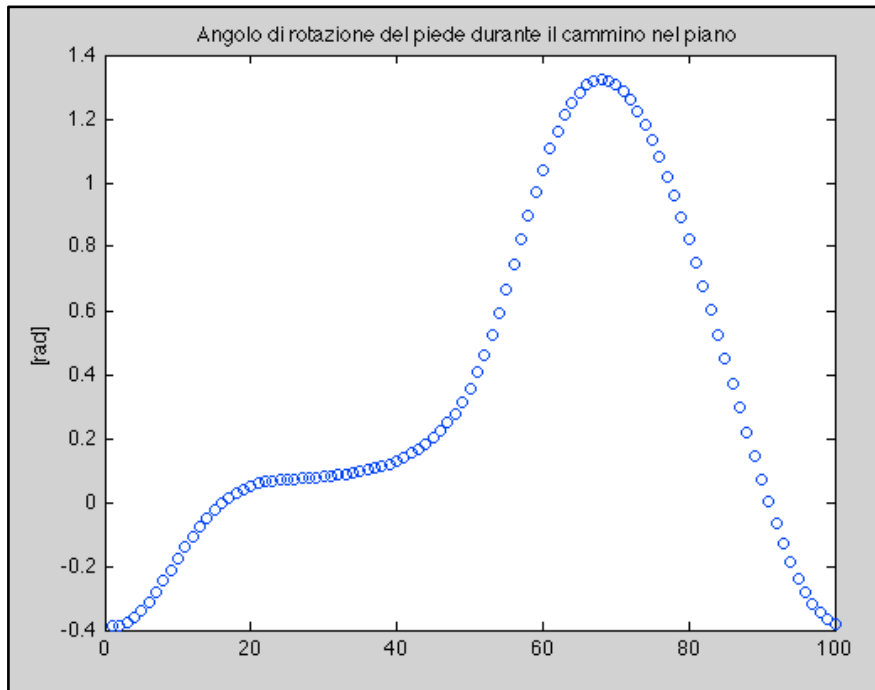


Fig. 4.12 Angolo di rotazione del piede durante il cammino nel piano.

La vecchia traiettoria dell'ascesa di una scala è riportata in figura 4.13. Il confronto, anche visivo, con la nuova traiettoria è abbastanza evidente, soprattutto se si osserva la parte finale della fase di *swing*. La forma della traiettoria precedente non consentiva una stimolazione del quadricipite simile a quella che avviene normalmente durante questo tipo di movimento. L'arrivo verso il punto di contatto nella nuova traiettoria è molto più piatto e ciò favorisce una corretta attivazione del quadricipite, che rappresenta uno dei muscoli più importanti per il mantenimento della stazione eretta e per la deambulazione (con la sua azione, infatti, estende la gamba sulla coscia e, grazie al retto, flette la coscia sul bacino).

Gli angoli di rotazione del piede, inoltre, non risultavano corretti nella precedente traiettoria. Grazie al nuovo algoritmo è stato possibile ricavare degli angoli più conformi al movimento di salita della scala. Il plot dell'andamento della rotazione del piede è riportato in figura 4.15.

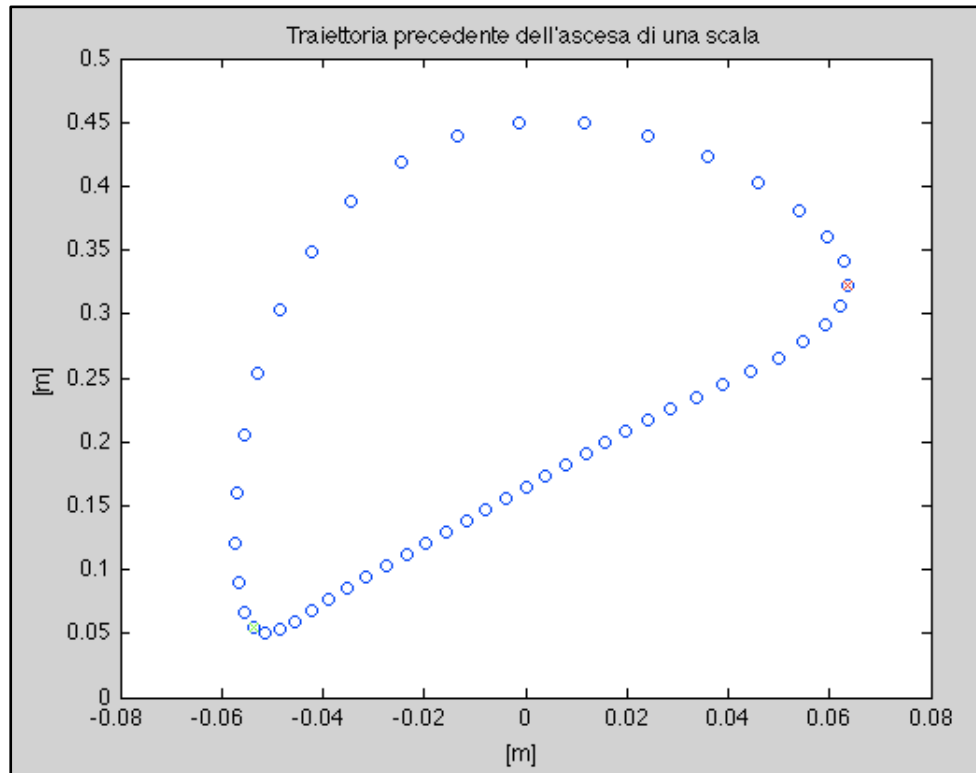


Fig. 4.13 Traiettoria precedente dell'ascesa di una scala.

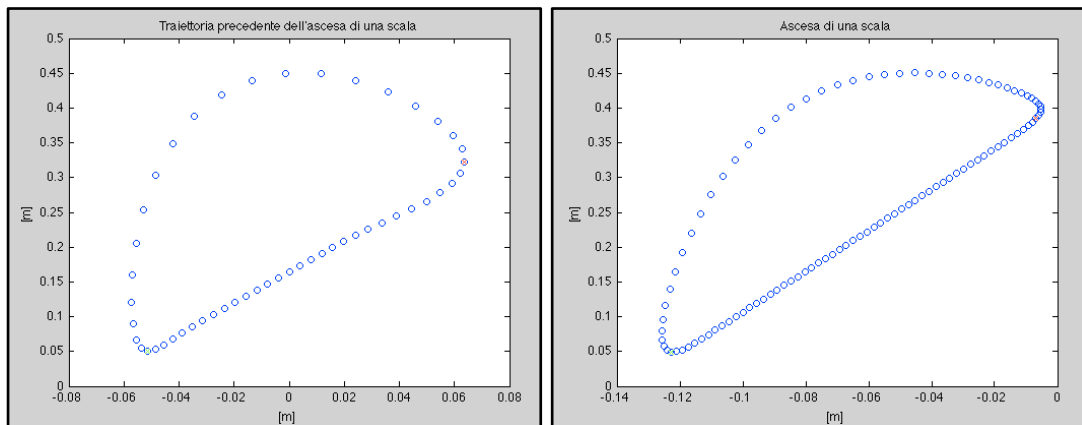


Fig. 4.14 Confronto tra le due traiettorie dell'ascesa di una scala.

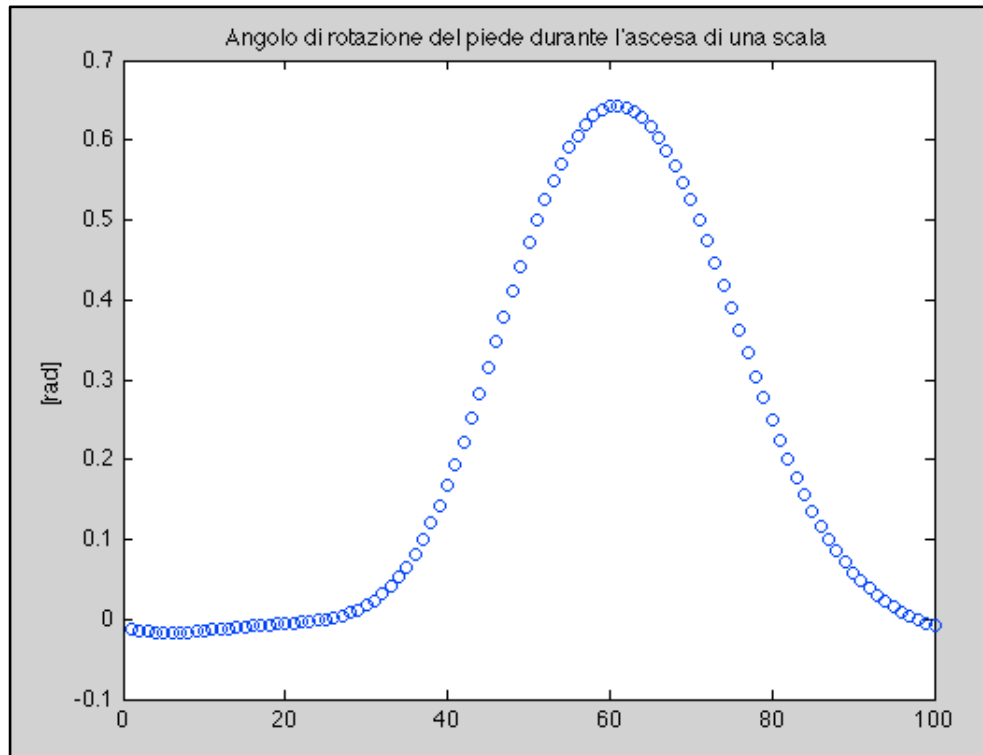


Fig. 4.15 Angolo di rotazione del piede durante l'ascesa di una scala.

Passiamo ora al confronto delle traiettorie della discesa di una scala. La curva ricavata in precedenza è riportata in figura 4.16, mentre in figura 4.17 è possibile confrontare visivamente le due traiettorie. Il problema constatato nella curva precedente riguardava l'errata fase di contatto. La nuova traiettoria, invece, presenta una leggera oscillazione durante questa fase, che consente di appoggiare il piede più dolcemente e di compiere un movimento più naturale all'altezza dell'articolazione del ginocchio. Questo era anche uno degli obiettivi desiderati dai terapisti, poiché ora non devono più forzare eccessivamente l'articolazione del ginocchio dell'arto paretico, ma solo accompagnarlo nel movimento durante la terapia.

Come per la traiettoria precedente, poiché l'angolo di rotazione del piede durante il movimento era errato, è stato ricalcolato sfruttando il solito algoritmo e riportato in figura 4.18.

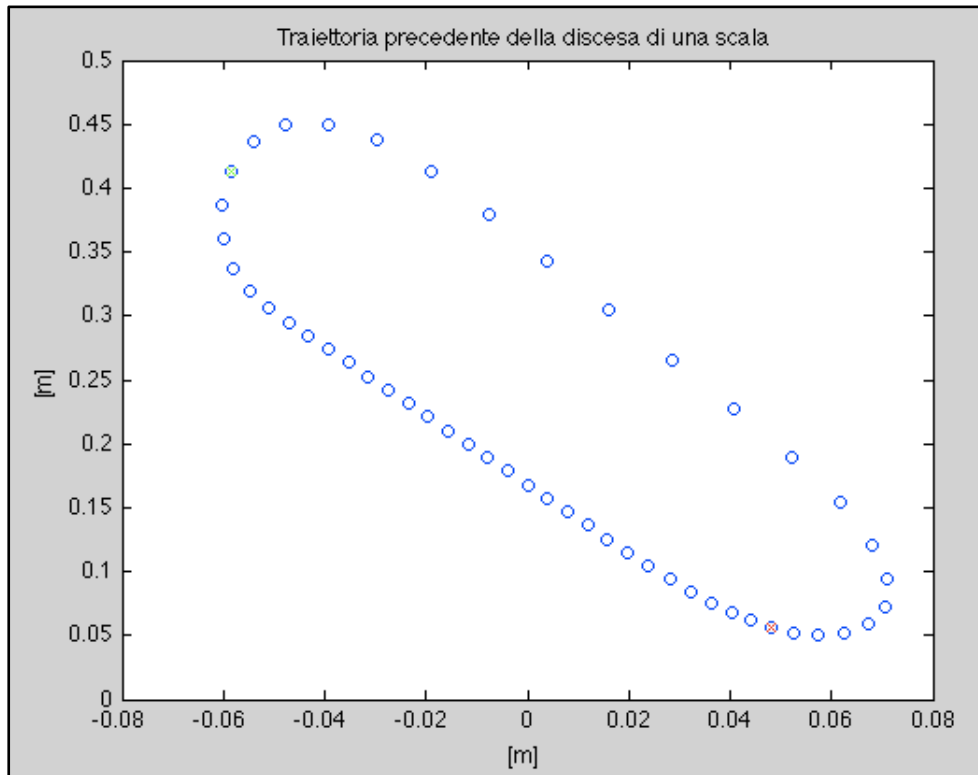


Fig. 4.16 Traiettorie precedenti della discesa di una scala.

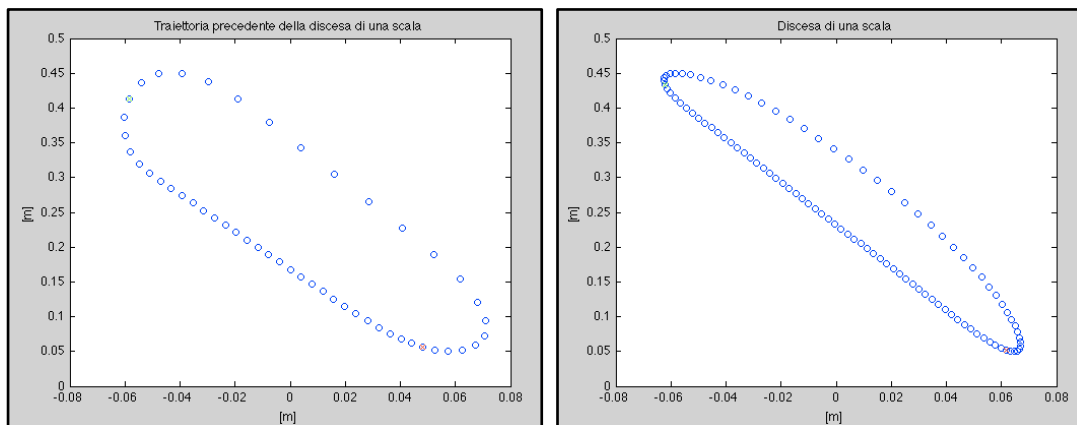


Fig. 4.17 Confronto tra le due traiettorie della discesa di una scala.

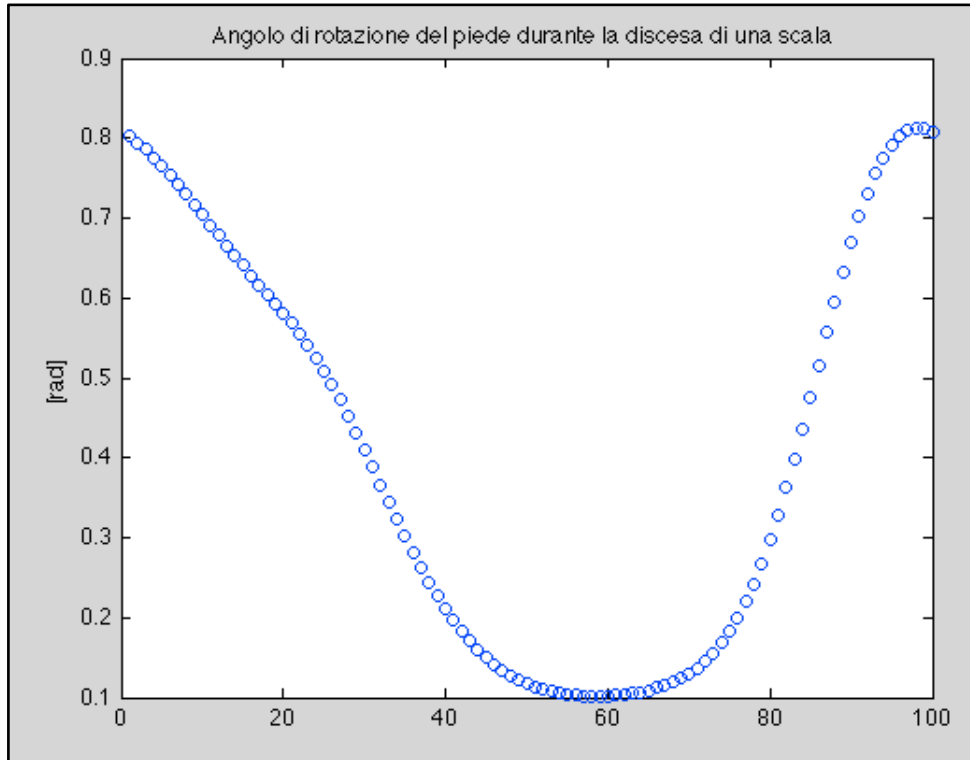


Fig. 4.18 Angolo di rotazione del piede durante la discesa di una scala.

Capitolo 5

DISCUSSIONE

Questo capitolo presenta le prospettive della nuova analisi elettromiografica che dovrà essere effettuata sul robot G-EO-Systems durante un esempio di sessione di terapia. Per valutare la qualità del training del cammino nel piano e durante l'esercizio sulle scale col G-EO-Systems è necessario misurare le attività elettromiografiche di 8 muscoli rilevanti per la deambulazione, sia su un soggetto sano che su un soggetto emiplegico. Il primo paragrafo fa riferimento all'elettromiografia durante il cammino nel piano, il secondo paragrafo all'elettromiografia durante l'ascesa di una scala. Il terzo paragrafo presenta invece le prospettive future circa l'integrazione della neuroriabilitazione con elementi di realtà virtuale; inoltre vengono illustrati alcuni accenni sulla riabilitazione vestibolare per migliorare la performance dell'equilibrio e della postura.

5.1 Prospettive dell'elettromiografia durante il cammino nel piano

Per poter trarre delle osservazioni affidabili, l'analisi del cammino deve essere effettuata sia su un soggetto sano senza disturbi della deambulazione sia su un soggetto emiplegico. La deambulazione nella condizione reale sarà adattata alle capacità massime del robot. Il cammino reale nel piano, quindi, sarà eseguito ad una velocità ridotta rispetto a quella fisiologica. Perciò, prima di effettuare la misura, i soggetti potranno compiere una sessione di prova sia sul G-EO-Systems, per prendere confidenza con il dispositivo, sia nelle condizioni rallentate del cammino fisiologico. Per il cammino nel piano sarà scelta la cadenza massima disponibile sul G-EO Systems e riprodotta nella condizione reale con l'aiuto di un metronomo. La velocità massima

del robot sarà tenuta sotto controllo nella situazione reale mediante un cronometro e dei marker, posti ogni 5 metri lungo il percorso di test.

I muscoli scelti per verificare la fisiologia dell'allenamento con il robot sono il tibiale anteriore, il gastrocnemio, il retto del femore, il bicipite femorale, il vasto mediale, il vasto laterale, il gluteo medio e l'ereettore della spina dorsale (figure 5.1 e 5.2). L'analisi del cammino viene fatta con un sistema di Ultraflex (Infotronic). Attraverso delle sovrascarpe provviste di otto sensori di forza e di varie misure possono essere rilevati i parametri unilaterali del cammino. I parametri basali per il piano sono determinati attraverso il test dei 10 metri.

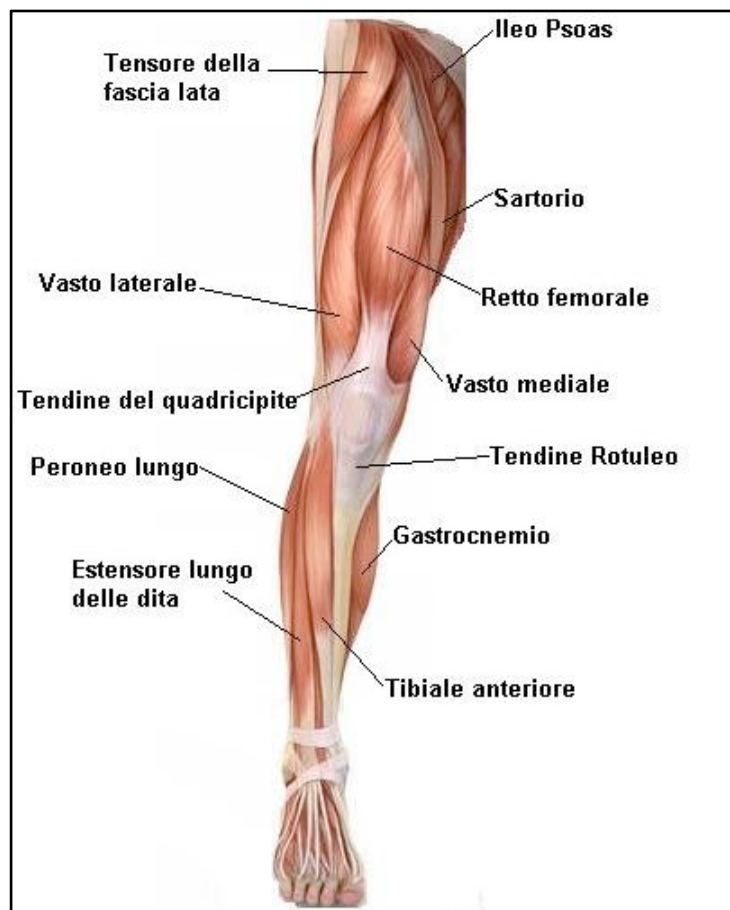


Fig. 5.1 Rappresentazione dei muscoli della gamba: i muscoli scelti per l'analisi elettromiografica sono il tibiale anteriore, il gastrocnemio, il retto femorale, il bicipite femorale, il vasto mediale e il vasto laterale.

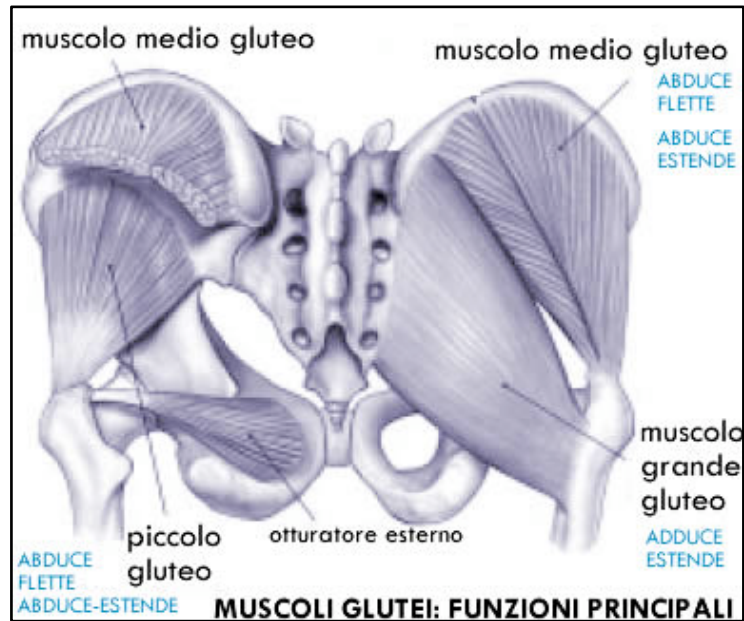


Fig. 5.2 Raffigurazione dei muscoli glutei e delle loro funzioni principali.

Il segnale dinamografico sarà misurato con una frequenza di campionamento di 100 Hz e salvato nel data logger portatile indossato dal soggetto. Il singolo muscolo viene rilevato con una coppia di elettrodi di superficie autoadesivi di 8 mm di diametro secondo un protocollo standardizzato. La pelle delle parti di interesse del soggetto deve essere preparata secondo un protocollo definito, che comprende la rasatura, la disinfezione e l'abrasione della parte cheratinizzata della pelle. Una coppia di elettrodi per ogni muscolo sarà applicata ad una distanza mutua di 2 cm sul muscolo di interesse. Un controllo finale con un multimetro servirà per assicurarsi che la resistenza tra gli elettrodi sia minore di 5 kOhm. Il segnale elettromiografico sarà campionato con una frequenza di campionamento pari a 1000 Hz, preamplificato mediante i preamplificatori forniti dal sistema Ultraflex e salvato nel data logger portatile.

Negli studi effettuati con la traiettoria precedente del cammino nel piano, i muscoli che erano stati trovati corrispondenti all'attività fisiologica regolare erano il gastrocnemio, il gluteo medio e l'ereettore della spina dorsale. I muscoli che avevano evidenziato un pattern errato sia nel cammino reale che in quello simulato, ma confrontabile tra loro, erano invece il retto del femore, il bicipite femorale, il vasto mediale ed il vasto laterale. La causa da attribuire a questo fenomeno era la velocità molto ridotta alla quale sono stati eseguiti i test, un'esigenza dovuta al limite massimo di velocità del dispositivo. La traiettoria precedente aveva quindi evidenziato delle

attivazioni prolungate e un maggiore dispendio di energia per via della velocità ridotta e quindi non fisiologica per il soggetto sotto esame.

Utilizzando invece la nuova traiettoria calcolata per il cammino nel piano, con le proprie caratteristiche di regolarità evidenziate nel capitolo precedente, si prevede che l'attività muscolare rilevata sul robot, risulti paragonabile all'attività fisiologica dei muscoli interessati. Laddove le attività non siano equivalenti a quanto descritto nella letteratura^{1,2}, grazie alla fase di appoggio molto più dolce, ci si aspetta che le attività dei singoli muscoli nella condizione di cammino simulato siano paragonabili all'attività reale misurata del particolare soggetto. La migliore estensione del ginocchio durante la fase di *stance*, inoltre, potrebbe migliorare il pattern del retto femorale, del bicipite femorale, del vasto mediale e del vasto laterale.

5.2 Prospettive dell'elettromiografia durante l'ascesa di una scala

Similmente ai test compiuti per il cammino nel piano, saranno eseguiti anche dei test con la nuova traiettoria di ascesa di una scala. Pertanto, il soggetto sano e il soggetto emiplegico potranno svolgere una sessione di prova con la nuova traiettoria prima di indossare il sistema Ultraflex e procedere con la registrazione elettromiografica. Il protocollo di preparazione dei soggetti è lo stesso definito nel paragrafo precedente.

La cadenza sarà riprodotta sempre attraverso l'aiuto del metronomo, mentre per controllare la velocità di ascesa e rendere paragonabili la situazione reale e quella simulata, saranno misurate l'altezza e la profondità dei gradini della scala scelta e riportati nelle impostazioni della traiettoria del robot. I parametri basali sono determinati attraverso la salita di una rampa di scale.

Con la traiettoria precedente di ascesa della scala erano risultati equivalenti all'attività descritta in letteratura^{3,4} i muscoli gastrocnemio, il vasto mediale, il gluteo medio e l'ereettore della spina dorsale. I rimanenti quattro muscoli (il tibiale anteriore, il retto del femore, il bicipite femorale e il vasto laterale) si discostavano da quanto descritto nei riferimenti scientifici considerati, ma rimanevano paragonabili nei tempi di attivazione e riposo. Unica eccezione il retto del femore ed il bicipite femorale che mostravano un leggerissimo picco di attivazione nella transizione dalla fase di appoggio alla fase di oscillazione. La spiegazione trovata risiede nel fatto che l'effettore finale sorregge troppo la gamba che porta i muscoli interessati a stabilizzare leggermente la gamba all'inizio della fase di stacco.

Con la nuova traiettoria ci si attende però che l'attività muscolare rilevata per l'ascesa delle scale sul robot risulti paragonabile all'attività fisiologica di tutti i muscoli interessati, in quanto la fase di contatto iniziale è più piatta e determina di conseguenza una diversa attivazione del quadricipite, muscolo costituito dal retto femorale, dal vasto mediale, laterale e intermedio.

5.3 Prospettive future della neuroriabilitazione

In questo paragrafo si illustrano le prospettive future con cui sarà possibile integrare la terapia neuroriabilitativa attraverso l'uso di scenari pre-programmati sincronizzati con le traiettorie. Si può pensare, infatti, di costruire delle sedute di terapia *ad hoc* che simulino le attività di vita quotidiana dei pazienti. L'allenamento sul G-EO-Systems può tener conto delle specificità di ogni paziente e consentirgli una terapia personalizzata. Un esempio di seduta della durata di 15/20 minuti potrebbe essere il seguente:

- 4 minuti di cammino nel piano ad una velocità ridotta;
- 20 gradini di ascesa di una scala;
- discesa di un piano inclinato per 40 secondi circa;
- 1 minuto di cammino nel piano con alcuni ostacoli da superare;
- discesa di una scala costituita da 10 gradini;
- 2 minuti di cammino all'indietro;
- 5 minuti di cammino nel piano ad una velocità più sostenuta.

In questo modo, come è facile immaginare, si possono adattare alle capacità specifiche dei pazienti delle tipologie di esercizi molto intensi e diversificati, che aiutano a simulare le condizioni di vita reale. Tutto ciò richiama i concetti della terapia locomotoria che sono stati presentati nella prima parte della tesi e che ora possono essere compresi in modo più completo ed esauriente. Gli elementi essenziali della terapia locomotoria, infatti, sono:

- Intensità dell'allenamento: ottenuta grazie alla possibilità di svolgere diversi tipi di movimento con una durata e un'intensità personalizzate;
- Esercitazioni specifiche mirate: garantite dalla possibilità di adattamento delle sedute di terapia ad ogni paziente;
- Piacere di muoversi: riprendere a camminare, anche attraverso un robot locomotorio che simula la deambulazione, rappresenta uno stimolo importantissimo per i pazienti;
- Apprendimento del *feed-forward*: garantito dalla possibilità di allenamento di una deambulazione ritmica senza molte interruzioni;
- Meccanismi del *feed-back*: le nuove traiettorie stimolano correttamente il sistema nervoso centrale assicurando una migliore estensione dell'anca,

specie nel cammino nel piano;

- Training dei muscoli, dei legamenti e del sistema cardiocircolatorio: tutto il corpo è soggetto ai movimenti specifici compiuti sul robot;
- Apprendimento dello *shaping*, secondo i limiti delle prestazioni individuali: possibilità di stimolare il sistema nervoso centrale con esercizi sempre più complessi in rapporto ai progressi eseguiti dal paziente.

La terapia riabilitativa può inoltre essere integrata con degli elementi di realtà virtuale, termine utilizzato per indicare una realtà simulata creata attraverso l'uso del computer. In quest'ambito di ricerca la ditta svizzera Hocoma, produttrice del robot Lokomat descritto nel primo capitolo, ha messo a punto un sistema, detto *Lokomat Augmented Feedback Module*, che rappresenta un'aggiunta al dispositivo progettata per aumentare la motivazione del paziente attraverso dei feedback istruttivi, stimolanti ed interattivi. Durante l'allenamento i pazienti possono muoversi in vari ambienti virtuali in modo coinvolgente, risolvendo diversi esercizi che li incoraggiano a svolgere la loro terapia. Gli esercizi vanno da attività in cui i pazienti devono raccogliere degli oggetti casualmente distribuiti nell'ambiente virtuale, a compiti in cui devono evitare certi oggetti oppure entrambe le attività combinate. Attraverso la regolazione d'intensità e del livello di difficoltà, gli esercizi possono essere adattati alle capacità motorie e cognitive e alle specifiche necessità dei pazienti, ottenendo un feedback personalizzato.

Un'ulteriore aspettativa della neuroriabilitazione riguarda il controllo dell'equilibrio e della postura. La finalità dell'equilibrio è quella di consentire al corpo umano di essere stabile, sia da fermo che durante il movimento, in relazione ai continui cambiamenti delle condizioni ambientali^{5,6}. Vi sono tre livelli di attività, il primo di informazione della posizione del corpo nello spazio e di monitoraggio puntuale delle condizioni ambientali, il secondo di elaborazione delle informazioni ricevute ed il terzo di risposta idonea a permettere una corretta stabilità ed una facile andatura in relazione alle condizioni ambientali. Dal punto di vista anatomico la prima attività viene esercitata dai recettori vestibolari, da quelli visivi e da quelli somatici, la seconda dai nuclei vestibolari e dalla sostanza reticolare del troncoencefalo sotto il controllo modulatore del cervelletto e la terza da una serie di riflessi oculomotori (RO) e spinali (RS). Per un recupero completo della deambulazione, risulta quindi molto importante agire anche sul sistema vestibolare, il quale assicura l'equilibrio del corpo registrando la

posizione ed il movimento della testa nello spazio. Qualora nei pazienti affetti da emiplegia o ictus, si presenti anche un'alterazione dell'apparato vestibolo-oculomotore, è necessario compensare questi disturbi. I meccanismi del compenso vestibolare sono fondamentalmente tre:

- 1) l'adattamento;
- 2) la sostituzione;
- 3) l'abitudine.

L'adattamento agisce sul guadagno dei riflessi, facendo in modo che le risposte riflesse abbiano la stessa intensità anche ad una diminuita stimolazione; se in condizioni fisiologiche ad uno stimolo del valore di 10 corrisponde un riflesso del valore di 10, l'adattamento fa sì che ad uno stimolo del valore di 3 corrisponda non un riflesso del valore di 3 ma un riflesso del valore di 10.

La metodica della sostituzione consiste nell'indurre un compenso rinunciando al recettore patologico ed utilizzando i sensori residui, esaltandone la funzione; si tratta quindi di trovare strategie alternative di sostituzione alla funzione persa. Il ruolo dei riflessi oculomotori è quello di stabilizzare il campo visivo, cioè fare in modo che l'oggetto a cui si pone attenzione nel controllo dell'ambiente rimanga sempre sulla fovea, una piccola porzione della retina in cui è massima l'acuità visiva. Così un paziente che abbia perso la funzione labirintica può compensare la stabilizzazione foveale con l'uso del riflesso cervico-oculare e la propria stabilità utilizzando ed esaltando i riflessi cervico-spinali e quelli a partenza visiva.

L'abitudine, che non è un meccanismo di compenso vero e proprio, riduce le risposte neurologiche agli stimoli inducenti attraverso ripetute esposizioni allo stimolo stesso.

La riabilitazione vestibolare utilizza strategie adattative, sostitutive e di abitudine, isolatamente o in modo complementare, per indurre un compenso quando non vi sia stato spontaneamente. Le strategie adattative sono quelle da privilegiare poiché sono le uniche che, agendo sul guadagno del riflesso deficitario, gli permettono di riprendere appieno la propria funzionalità. Esistono numerosi studi che dimostrano l'efficacia della riabilitazione vestibolare con successi maggiori quando si utilizzano protocolli supervisionati dal terapeuta rispetto a quelli autogestiti a domicilio. Nella riabilitazione vestibolare vengono utilizzate tecniche strumentali e tecniche non

strumentali; le prime sono riservate a strutture attrezzate con la supervisione di terapisti, le seconde fruibili ed autogestite direttamente a domicilio dal paziente. Il protocollo più corretto prevede una prima parte di riabilitazione presso strutture qualificate dove vengono eseguiti esercizi strumentali e l'addestramento agli esercizi domiciliari, per poi passare all'autogestione a casa degli esercizi imparati e a controlli scadenziati per valutare la persistenza dei risultati ottenuti. I candidati alla riabilitazione vestibolare sono tutti quei pazienti affetti da uno stato vertiginoso cronico da decompensazione o da compenso assente o parziale di labirintopatie periferiche mono o bilaterali; buoni successi, anche se più modesti, si hanno anche con gli esiti stabilizzati di patologie centrali quali la meningite, le vasculopatie ed il morbo di Parkinson.

CONCLUSIONI

L'obiettivo della tesi era il calcolo di nuove traiettorie per il dispositivo G-EO-Systems che consentissero una locomozione umana più fisiologica; a tal fine è stato messo a punto un nuovo algoritmo basandosi sul concetto del *minimum jerk* e utilizzando dei dati tratti dalla letteratura o acquisiti con il sistema di misura Zebris.

L'analisi del movimento umano, che sta alla base dello studio, ha lo scopo di raccogliere informazioni quantitative relative alla meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un atto motorio. In particolare, è stato studiato il cammino che è caratterizzato da un pattern di attività motoria ciclica degli arti inferiori e del tronco che consente di trasferire il peso corporeo sull'arto di supporto e di avanzare l'arto controlaterale in avanti. La valutazione clinica del cammino consente di analizzare attentamente il comportamento dei diversi distretti e dei segmenti articolari (dita del piede, caviglia, ginocchio, anca, pelvi, tronco) durante le singole fasi del ciclo del passo. Lo studio del cammino è quindi utile nella diagnosi delle patologie a carico del sistema nervoso e del sistema muscolo-scheletrico, fornisce informazioni per conoscere il livello di limitazione funzionale conseguente alla patologia, consente la pianificazione di specifici trattamenti e fornisce importanti elementi di valutazione dell'efficacia di interventi riabilitativi in seguito a malattie cerebrovascolari.

Sono state quindi illustrate le motivazioni che sono alla base dello sviluppo di sistemi meccatronici e robotici per la neuroriabilitazione; poi sono state presentate in ordine cronologico diverse macchine riabilitative sviluppate negli ultimi anni per aiutare i pazienti nel recupero della deambulazione, soffermandosi in particolar modo sulla descrizione dettagliata del robot locomotorio G-EO-Systems, prototipo che segue il principio dell'effettore finale.

Attraverso il nuovo algoritmo sono state generate otto traiettorie: il cammino nel piano, l'ascesa e la discesa di una scala, il cammino all'indietro, l'ascesa e la discesa di un piano inclinato, il superamento di un ostacolo, la perturbazione. È stato poi eseguito un confronto tra le nuove traiettorie del cammino nel piano, di ascesa e discesa di una

scala con le traiettorie precedenti.

Dal confronto è emerso che la nuova traiettoria del cammino nel piano consente una migliore estensione del ginocchio durante la fase di appoggio, aiutando i pazienti a svolgere un esercizio motorio molto simile alla naturale camminata fisiologica dei soggetti sani. La nuova traiettoria di ascesa di una scala ha come peculiarità una diversa fase di appoggio che garantisce una corretta attivazione dei muscoli della gamba, specie del quadricipite. Anche gli angoli del piede durante l'ascesa e la discesa di una scala, errati nelle traiettorie precedenti, sono stati ricalcolati col nuovo algoritmo ed ora sembrano generare delle rotazioni più naturali e fisiologiche.

Le prospettive dell'analisi elettromiografica durante il cammino nel piano e l'ascesa di una scala, sono molto positive poiché, con le nuove traiettorie, tutti i muscoli considerati (il tibiale anteriore, il gastrocnemio, il retto del femore, il bicipite femorale, il vasto mediale, il vasto laterale, il gluteo medio e l'ereettore della spina dorsale) dovrebbero essere attivati in maniera paragonabile all'attività fisiologica di un soggetto sano. Ulteriori studi dovranno comunque essere compiuti, soprattutto nell'ambito dell'elettromiografia con le traiettorie rimanenti, per confermare i risultati previsti e migliorare sempre di più le condizioni simulate.

Giunti a questo punto è possibile evidenziare quanto sia di fondamentale importanza potersi avvalere di tecniche innovative e strumentazioni all'avanguardia che permettano di descrivere, quantificare e valutare il movimento di un soggetto. Attraverso lo studio della cinematica, della dinamica e dei pattern di attivazione muscolare, infatti, si migliorano le possibilità del clinico di descrivere, in modo obiettivo e con precisione, alcune caratteristiche del cammino e i meccanismi alla base della disabilità deambulatoria, oltre ad identificare gli orientamenti terapeutici più adeguati e di valutarne l'esito.

Gli sviluppi futuri dovranno riguardare, da un lato, l'ottimizzazione e il perfezionamento meccanico ed elettronico del G-EO e, dall'altro lato, l'affinamento delle traiettorie, con l'obiettivo di rendere le condizioni simulate indistinguibili dai reali movimenti fisiologici umani. In conclusione, per quanto rilevato finora, il G-EO-Systems è un nuovo approccio molto promettente per la riabilitazione del cammino nelle condizioni quotidiane.

APPENDICE

Tabella 1 Dati grezzi delle coordinate dei punti di repere raccolti da D. Winter.

Frame	Base Rib Cage		Right Hip		Right Ankle		Right Heel		Right Metat.	
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
1	46.98	104.41	44.94	78.58	9.31	21.44	2.95	24.24	7.53	9.35
2	49.22	104.79	47.31	78.58	12.70	22.46	7.23	26.02	10.54	10.63
3	51.10	105.17	49.57	78.71	16.49	23.73	10.64	27.30	14.20	12.03
4	53.13	105.30	51.74	79.21	20.81	24.37	14.71	27.55	18.78	12.53
5	54.86	105.43	53.33	79.09	24.96	24.24	18.72	27.42	23.17	12.66
6	56.81	106.06	55.41	79.98	29.33	24.62	23.09	27.17	28.31	12.41
7	58.25	106.32	56.73	80.49	33.57	23.73	26.95	26.02	33.44	12.03
8	60.03	106.95	58.89	81.00	38.78	23.22	31.27	25.01	39.55	11.26
9	61.56	107.08	60.79	81.12	43.11	22.21	35.73	22.84	45.01	10.24
10	63.54	107.46	62.78	82.01	48.15	21.06	40.64	20.93	51.46	8.97
11	65.20	107.85	64.69	82.40	53.23	20.04	45.73	19.02	57.56	8.21
12	66.92	107.85	66.67	82.78	58.27	18.52	51.27	16.86	63.99	7.44
13	68.77	107.59	68.65	82.65	63.68	16.86	56.56	14.44	70.30	6.30
14	70.37	107.59	70.88	83.16	69.22	15.59	62.23	12.66	76.73	5.79
15	72.43	107.59	73.19	82.90	74.72	14.44	68.23	11.01	83.63	5.66
16	74.00	107.59	74.89	83.03	80.36	13.43	74.13	9.10	89.53	5.28
17	75.68	107.59	76.95	82.90	85.86	12.66	80.01	7.57	95.53	5.79
18	77.67	107.08	79.19	82.65	91.54	12.03	86.32	6.55	101.72	5.79
19	79.55	106.95	81.20	82.40	96.85	11.64	92.02	5.41	107.79	6.17
20	81.47	107.21	83.12	82.14	101.45	11.77	97.50	5.15	113.28	7.70
21	83.53	106.45	85.69	81.50	106.56	11.77	103.13	4.77	118.78	8.21
22	85.86	105.68	87.77	80.49	110.68	11.52	108.39	4.14	123.15	9.35
23	87.74	105.81	89.91	80.61	114.85	12.15	112.43	4.90	126.94	10.88
24	90.34	105.17	92.25	80.49	118.33	12.15	116.30	5.28	130.55	11.39
25	92.25	104.79	94.41	80.10	120.75	12.28	118.84	4.65	133.22	11.64
26	94.36	104.16	97.03	79.72	122.99	12.03	121.34	4.14	135.21	11.39
27	96.57	103.77	99.37	79.98	124.31	11.90	122.14	3.75	136.27	10.37
28	98.73	103.52	101.53	79.34	124.94	10.63	122.65	3.25	137.16	8.97
29	101.40	103.26	104.45	79.60	125.83	9.61	123.03	3.50	137.66	7.95
30	103.60	103.65	106.78	79.60	127.02	9.74	123.20	4.14	138.34	6.30
31	105.94	103.65	108.86	79.60	127.82	9.48	123.12	4.01	138.77	5.41
32	108.22	103.52	11.28	80.10	128.33	9.61	123.24	4.14	139.27	4.65
33	110.75	104.03	113.80	80.49	129.07	9.35	123.60	4.14	139.51	4.14
34	112.91	104.03	115.58	81.38	129.45	9.61	123.98	4.39	139.63	3.37
35	115.20	104.28	117.36	81.89	129.83	9.74	123.98	4.26	140.01	3.63
36	116.74	104.54	118.78	81.63	129.46	9.10	123.48	4.14	139.39	3.75
37	119.05	105.43	120.96	81.63	129.74	9.35	123.89	4.65	139.80	3.63
38	121.31	105.30	123.10	82.27	130.10	9.23	124.24	4.52	140.02	3.75
39	123.28	106.19	124.93	83.03	130.53	9.61	124.55	4.90	140.45	3.75
40	125.03	106.19	126.94	82.78	130.37	9.35	124.64	4.26	140.55	3.50
41	127.21	106.83	128.61	83.03	130.27	9.61	124.67	4.77	139.94	3.63
42	128.71	106.95	130.24	83.03	129.98	8.97	123.75	4.77	139.91	3.37
43	130.90	107.34	132.04	82.90	130.39	9.61	124.54	4.14	140.19	3.50
44	132.52	107.97	133.03	83.41	130.23	9.61	124.12	4.52	139.90	4.01
45	134.48	107.85	134.86	83.54	129.89	9.48	123.91	4.77	139.82	3.63
46	136.33	108.10	136.20	83.80	130.22	10.24	124.37	4.90	140.02	3.37
47	138.33	108.23	138.08	82.90	130.06	9.99	124.08	4.77	140.11	3.75
48	140.14	108.48	139.38	82.78	130.47	10.12	124.36	5.03	140.01	3.25
49	142.20	107.97	140.67	82.65	130.49	9.99	124.64	5.28	140.16	3.12

50	144.05	107.46	142.02	82.01	130.56	9.99	124.20	4.90	139.60	3.63
51	146.01	107.08	143.85	82.40	130.49	10.24	124.76	4.77	140.03	3.50
52	148.58	107.46	146.04	82.40	131.27	10.24	125.17	5.28	140.18	3.63
53	149.92	106.57	147.51	81.63	130.96	10.12	125.24	5.03	140.25	3.37
54	152.34	106.32	148.90	81.50	131.47	10.63	125.49	5.66	140.50	3.37
55	153.94	105.81	150.50	81.12	131.03	10.63	124.80	6.17	140.07	2.99
56	156.15	105.30	152.46	81.00	131.34	10.63	125.61	5.92	140.50	3.37
57	158.65	104.92	154.57	81.00	131.80	10.75	125.94	7.06	140.70	3.50
58	160.50	104.66	156.30	80.61	132.12	12.15	125.89	7.70	140.65	4.01
59	162.61	104.41	157.90	80.10	131.94	12.03	125.96	7.83	140.34	3.75
60	164.58	104.03	159.88	80.23	132.26	12.66	126.03	8.46	140.41	3.75
61	166.66	103.77	162.08	80.23	132.69	12.92	126.58	9.61	140.20	4.26
62	168.90	104.03	164.19	79.60	133.39	13.93	126.90	10.50	140.01	3.88
63	171.00	103.90	166.42	79.85	133.97	14.83	127.48	12.28	140.21	3.88
64	173.53	103.14	169.07	78.96	135.48	14.95	128.73	13.04	140.95	4.14
65	175.81	103.52	171.74	79.47	136.75	16.48	129.62	14.83	121.08	4.65
66	179.23	103.14	175.16	78.83	139.14	17.37	132.15	16.10	141.94	5.28
67	181.49	103.14	177.80	78.58	140.90	18.64	134.02	18.52	142.42	5.79
68	183.65	103.77	180.60	79.09	143.69	19.79	136.95	21.57	143.69	7.57
69	184.86	103.39	182.44	77.94	145.54	20.42	139.43	23.35	144.14	7.95
70	187.71	104.28	185.67	78.83	149.53	21.82	143.81	25.13	146.86	9.74
71	188.82	104.16	187.29	78.20	152.68	22.21	146.95	25.90	149.11	10.75
72	191.13	104.92	189.48	78.83	156.39	23.73	150.54	27.17	153.34	12.03
73	192.42	105.55	190.89	79.09	159.84	24.24	153.73	27.68	157.17	12.28
74	194.40	106.19	193.00	79.60	163.99	24.37	157.50	27.93	161.82	12.66
75	196.18	105.94	195.16	79.72	168.44	24.50	161.95	27.04	167.29	12.15
76	197.69	106.06	196.42	80.10	172.50	23.61	165.88	25.77	171.99	10.88
77	199.57	106.70	198.68	81.00	177.30	22.84	170.56	25.01	177.81	10.12
78	201.17	107.21	200.53	81.63	182.08	21.95	175.08	23.10	183.74	9.61
79	202.99	107.59	202.48	82.14	187.09	21.06	179.83	21.57	189.76	8.97
80	204.67	107.59	204.80	82.65	192.20	19.66	184.95	19.28	196.02	7.19
81	206.27	107.46	206.78	82.52	197.36	17.88	190.11	16.73	202.45	6.81
82	208.30	107.72	209.07	83.03	202.96	16.86	195.58	15.57	209.19	5.41
83	210.18	107.72	211.07	83.03	208.15	15.59	201.27	12.53	215.14	4.90
84	211.95	107.46	212.97	82.78	213.86	13.68	207.37	10.12	221.88	4.39
85	213.83	107.21	215.10	82.90	219.43	12.79	213.45	8.59	228.72	3.75
86	215.63	107.08	217.03	82.65	224.92	11.39	219.32	6.68	234.84	4.26
87	217.58	106.70	219.11	82.65	230.94	11.39	225.85	5.66	241.38	4.52
88	219.36	106.45	220.89	82.27	236.28	11.01	232.09	4.52	247.86	4.52
89	221.06	105.94	222.71	81.63	241.80	10.37	237.35	4.01	253.00	6.05
90	223.53	105.55	225.18	81.12	247.07	10.63	243.89	3.63	259.41	7.06
91	225.31	104.92	227.60	81.00	252.03	11.01	249.23	3.63	264.24	8.84
92	227.33	104.66	229.75	80.10	255.83	11.01	253.54	3.63	268.31	9.86
93	229.28	104.41	231.57	79.98	259.31	11.26	257.53	4.14	271.78	10.75
94	231.49	104.03	234.16	79.60	262.03	12.15	260.50	4.01	274.75	11.26
95	233.80	103.52	236.47	79.21	263.95	10.88	262.55	3.63	276.42	10.88
96	235.62	103.01	238.80	78.83	265.27	10.24	263.49	3.12	277.74	9.99
97	238.04	103.01	241.60	79.21	266.41	9.86	264.12	2.99	278.63	8.59
98	240.34	103.14	244.29	79.21	267.06	9.23	264.14	3.37	279.15	7.44
99	242.88	103.01	246.83	79.09	268.72	9.48	264.52	3.63	280.42	6.05
100	245.09	102.63	249.16	79.34	269.78	9.23	264.69	3.63	281.10	4.90
101	247.53	103.26	251.60	79.72	270.18	9.48	265.21	4.26	281.25	4.39
102	249.91	102.88	253.73	80.36	270.78	9.10	265.18	3.63	281.47	3.50
103	251.81	103.39	255.63	81.00	271.15	9.23	265.30	4.39	281.84	3.63
104	253.96	104.16	257.65	81.38	271.40	9.23	265.16	3.88	281.96	3.25
105	256.07	104.28	259.51	81.25	271.34	8.59	165.36	3.50	281.52	2.74
106	257.61	105.05	260.92	81.63	270.85	8.84	264.99	3.88	281.15	2.35

Riferimenti Bibliografici

Capitolo 1

1. Kolominsky-Rabas P.L., Heuschmann P.U., Incidence, etiology and long-term prognosis of stroke, *Fortschr. Neurol. Psychiatr.*; 2002; 70: 657-662.
2. Jorgensen H.S., Nakayama H., Raaschou H.O., Olsen T.S., Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Aug. 1995; 76(8): 788-9.
3. SPREAD - Stroke Prevention and Educational Awareness Diffusion. Ictus cerebrale: linee guida italiane di prevenzione e trattamento, 2005, Milano: Pubblicazioni Catel - Hyperphar Group SpA.
4. Ivey F.M., Macko R.F., Ryan A.S., Hafer-Macko C.E., Cardiovascular health and fitness after stroke, *Top Stroke Rehabil.*; 2005; 12:1-16, Review.
5. Teasell R.W., Bhogal S.K., Foley N.C., Speechley M.R., Gait retraining post stroke, *Top Stroke Rehabil.*; 2003; 10: 34-65.
6. Kwakkel G., van Peppen R., Wagenaar R.C., Wood D.S., Richards C., Ashburn A., Miller K., Lincoln N., Partridge C., Wellwood I., Langhorne P., Effects of augmented exercise therapy time after stroke: a meta-analysis, *Stroke*, 1999; 35: 2529-39.
7. Barbeau H., Visintin M., Optimal Outcomes Obtained With Body-Weight Support Combined With Treadmill Training in Stroke Subjects, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*; 2003; Vol. 84, October.
8. Hesse S., Konrad M., Uhlenbrock D., Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic sub, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*; 1999; 80: 421-427.
9. Hesse S., Bertelt C., Jahnke M.T., Schaffrin A., Baake P., Malezic M., Mauritz K.H., Treadmill training with partial body weight support as compared to physiotherapy in non-ambulatory hemiparetic patients, *Stroke*, 1995; 26: 976-981.

10. Hesse S., Bertelt C., Jahnke M.T., Schaffrin A., Baake P., Malezic M., Mauritz K.H., Treadmill training with partial body weight support as compared to physiotherapy in non-ambulatory hemiparetic patients, *Stroke*, 1995; 26: 976-981.
11. Visintin M., Barbeau H., The effects of parallel bars, body weight support and speed on the modulation of the locomotor pattern of spastic paretic gait: a preliminary communication, *Paraplegia*; 1994; 32:540-53.
12. Nilsson L., Carlsson J., Danielsson A., Fugl-Meyer A., Hellström K., Kristensen L., Sjölund B., Sunnerhagen K.S., Grimby G., Walking training of patients with hemiparesis at an early stage after stroke: a comparison of walking training on a treadmill with body weight support and walking training on the ground, *Clin Rehabil.*; 2001; Oct;15(5):515-27.
13. Kosak M.C., Reding M.J., Comparison of partial body weight-supported treadmill gait training versus aggressive bracing assisted walking post stroke, *Neurorehabil Neural Repair.*; 2000;14(1):13-9.
14. Da Cunha-Filho T.I., Lim P.A., Qureshy H., Henson H., Monga T., Protas E.J., Gait outcomes after acute stroke rehabilitation with supported treadmill ambulation training: a randomized controlled pilot study, *Arch Phys Med Rehabil.*; 2002; 83:1258-65.
15. Hesse S., Werner C., Uhlenbrock D., Frankenberg S.V., Bardeleben A., Brand B., An electromechanical gait trainer for restoration of gait in hemiparetic stroke patients: preliminary results, *Neurorehabil. Neural. Repair.*; 2001; 13:157-165.
16. Werner C., Von Frankenberg S., Treig T., Konrad M., Hesse S., Treadmill training with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients: a randomized crossover study. *Stroke*. 2002; Dec; 33(12):2895-901.
17. Pohl M., Werner C., Holzgraefe M., Kroczeck G., Mehrholz J., Wingendorf I., Hölig G., Koch R., Hesse S., Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial (DEutsche GAngrainerStudie, DEGAS), *Clinical Rehabilitation* 2006/2007, 21: 17-27, Department of Neurological Rehabilitation, Charité University Hospital, Berlin.

18. Tong R.K., Ng M.F., Li L.S., Effectiveness of gait training using an electromechanical gait trainer, with and without functional electric stimulation, in subacute stroke: a randomized controlled trial, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*; 2006; 87(10):1298–304.
19. Ng M.F.W., Tong K.Y., So E.F.M., Li L.S.W., The therapeutic effect of electromechanical gait trainer and functional electrical stimulation for patients with acute stroke, *Neurorehabilitation and Neural Repair*; 2006; 20(1): 97.
20. Globokar D., Gait trainer in neurorehabilitation of patients after stroke, Proceedings of the 3rd World Congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine (ISPRM), Sao Paulo, Brazil: 2005; 166 Abstract 987-991.
21. Jang S.J., Park S.W., Kim E.S., Wee H.M., Kim Y.H., Electromechanical gait trainer for restoring gait in hemiparetic stroke patients, Proceedings of the 3rd World Congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine (ISPRM), Sao Paulo, Brazil: 2005; 270 Abstract 909-1.
22. Peurala S.H., Tarkka I.M., Pitkänen K., Sivenius J., The effectiveness of body weight-support gait training and floor walking in patients with chronic stroke, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2005; 85: 1557-1564.
23. Dias D., Laíns J., Pereira A., Nunes R., Caldas J., Amaral C., Partial body weight support in chronic hemiplegics: a randomized control trial, 6th Mediterranean Congress PRM 06, 2006, Vilamoura.
24. Mehrholz J, Werner C, Kugler J, Pohl M., Electromechanical-assisted training for walking after stroke, Cochrane Database of Systematic Reviews, Issue 4. 2007.
25. David D., Regnaud J.P., Lejaille M., Louis A., Bussel B., Lofasso F., Oxygen consumption during machine-assisted and unassisted walking: a pilot study in hemiplegic and healthy humans, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*; 2006; 87: 482–9.
26. Saltuari L., Efficiency of Lokomat training in stroke patients, *Neurologie & Rehabilitation*; 2004; Vol. 10, issue 4: S4.
27. Husemann B., Müller F., Krewer C., Laß A., Gille C., Heller S., et al., Effects of locomotion training with assistance of a driven gait ortosi in hemiparetic patients after stroke, *Neurologie & Rehabilitation*. 2004; Vol. 10, Issue 4:25.

28. Mayr A., Kofler M., Quirbach E., Matzak H., Fröhlich K., Saltuari L., Prospective, blinded, randomized crossover study of gait rehabilitation in stroke patients using the Lokomat gait orthosis. *Neurorehabil Neural Repair*. 2007; Jul-Aug; 21(4): 307-314.
29. Hornby T.G., Campbell D.D., Kahn J.H., Demott T., Moore J.L., Roth H.R., Enhanced gait-related improvements after therapist- versus robotic-assisted locomotor training in subjects with chronic stroke: a randomized controlled study. *Stroke*. 2008 Jun; 39(6):1786-92.
30. Hidler J.M., Ricamato A.L., Quantification of the dynamic properties of EMG patterns during gait. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005 Aug;15(4):384-92. Dec 15.
31. Krewer C., Müller F., Husemann B., Heller S., Quintern J., Koenig E., The influence of different Lokomat walking conditions on the energy expenditure of hemiparetic patients and healthy subjects. *Gait Posture*. 2007; Sep; 26(3): 372-7.

Capitolo 2

1. Perry J., Gait Analysis – Normal and Pathological Function, *SLACK International Book Distributors*, McGraw-Hill, Inc., 1992; Medical Publishing Group, New York.
2. Winter D.A., Biomechanics and Motor Control of Human Movement, *John Wiley & Sons, Inc.*, 1990; USA.

Capitolo 3

1. Bernstein N.A., The coordination and regulation of movement, *Pergamon Press*, 1967, New York.
2. Hyman R., Stimulus information as a determinant of reaction time, *Journal of Experimental Psychology*, 1953; 45, 188-196.
3. Fitts P.M., The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement, *Journal of Experimental Psychology*, 1954; 47, 381-391.
4. Morasso P., Spatial control of arm movements, *Experimental Brain Research*, 1981; 42, 223-227.
5. Keele S., Movement control in skilled motor performance, *Psychological Bulletin*, 1968; 70, 387-403.
6. Georgopoulos A., Schwartz A., Kettner R., Neuronal population coding of a movement direction, *Science*, 1986; 233, 311-330.
7. Wessberg J., Stambaugh C.R., Kralik J.D., Beck P.D., Laubach M., Chapin J.K., Kim J., Biggs S.J., Srinivasan M.A., Nicolelis M.A., Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates, *Nature*, 2000; 408, 361-365.
8. Flash T., Hogans N., The Coordination of Arm Movements: An Experimentally Confirmed Mathematical Model, *The Journal of Neuroscience*, 1985; Vol. 5, No 7. pp. 1688-1703, Department of Psychology and Department of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Massachusetts.

Capitolo 4

1. Schmidt H., Piorko F., Bernhardt R., Krger J., Synthesis of Perturbation for Gait Rehabilitation Robots, *9th International Conference in Rehabilitation Robotics*, June 28 – July 1, 2005; Dept. of Automation and Robotics Fraunhofer Institute IPK, Berlin, Germany.

Capitolo 5

1. Perry J., Gait Analysis Normal and Pathological Function, *Slack Inc.*, 1992; Ontario.
2. Ivanenko Y.P., Poppele R.E., Lacquaniti F., Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion, *Journal Physiol.*; 2004; 556: 267-82.
3. Joseph J., Watson R., Telemetring electromyography of muscles used in walking up and down stairs, *Journal Bone Joint Surg. Br.*; 1967; 49: 774-81.
4. Sheehy P., Burdet R.G., Irrgang J., Van Swearingen J., An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps, *Journal Orthop. Sports Phys. Ther.*; 1998; 27: 423-8.
5. Tufarelli D., La riabilitazione vestibolare,
http://www.diasu.com/pagine/articoli/la_riabilitazione_vestibolare_d.htm
6. Todd N.P.M., Rosengren S.M., Colebatch J.G., Tuning and sensitivity of the human vestibular system to low-frequency vibration, *Neuroscience Letters*, 2008; 444: 36-41.

Altro materiale consultato

1. Hidler J.M., Nichols D., Pelliccio M., Brady K., Campbell D.D., Kahn J.H., Hornby T.G., Multicenter Randomized Clinical Trial Evaluating the Effectiveness of the Lokomat in Subacute Stroke, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2009; Volume 23 Number 1 January, 5-13.
2. Hidler J.M., Wall A.E., Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking, *Clinical Biomechanics* 2004, 20: 184-193, Department of Biomedical Engineering, Catholic University, Washington, USA, Center for Applied Biomechanics and Rehabilitation Research (CABRR), National Rehabilitation Hospital, Washington, USA.
3. Hogan N., An Organizing Principle for a Class of Voluntary Movements, *The Journal of Neuroscience*, Vol. 4 No. 11, pp 2745-2754, November 1984, Department Of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Massachusetts.
4. Neckel N.D., Blonien N., Nichols D., Hidler J., Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjects while walking with a prescribed physiological gait pattern, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2008, Department of Biomedical Engineering, Catholic University, Washington, USA, Center for Applied Biomechanics and Rehabilitation Research (CABRR), National Rehabilitation Hospital, Washington, USA.
5. Ricamato A.L., Hidler J.M., Quantification of the dynamic properties of EMG patterns during gait, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15 (2005) 384–392, Developmental Innovations, Chicago, IL., USA, Department of Biomedical Engineering, Catholic University, Washington, USA, Center for Applied Biomechanics and Rehabilitation Research (CABRR), National Rehabilitation Hospital, Washington, USA.
6. Schmidt H., HapticWalker - A novel haptic device for walking simulation, *Proceedings of EuroHaptics*, Munich Germany, June 5-7, 2004, Fraunhofer Institute IPK, Dept. of Automation and Robotics, Berlin.
7. Schmidt H., Piorko F., Bernhardt R., Krüger J., Synthesis of Perturbation for Gait Rehabilitation Robots, *9th International Conference on Rehabilitation Robotics*,

- 2005, June 28 – July 1, Chicago, IL., USA, Fraunhofer Institute IPK, Dept. of Automation and Robotics, Berlin.
8. Schmidt H., Werner C., Bernhardt R., Hesse S., Krüger J., Gait rehabilitation machines based on programmable footplates, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2007, Fraunhofer Institute IPK, Dept. of Automation and Robotics, Berlin, Department of Neurological Rehabilitation, Charité University Hospital, Berlin.
 9. Westlake K.P., Patten C., Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2009, Department of Radiology and Biomedical Imaging, University of California, San Francisco, California, USA, Brain Rehabilitation Research Center, Malcolm Randall VA Medical Center, Gainesville, Florida, USA and Department of Physical Therapy, University of Florida, Gainesville, Florida, USA.
 10. Winter D.A., Foot Trajectory in Human Gait: A Precise and Multifactorial Motor Control Task, *Physical Therapy*, 1991, Vol. 72, No. 1, January 1992, Department of Kinesiology, University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada.
 11. Zachazewsky J.E., Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1993, Vol. 30 No. 4, Pages 412-422, Biomotion Laboratory, Massachusetts General Hospital, Boston.
 12. Gaddi A., Cicero A.F., Nascetti S., Poli A., Inzitari D., Cerebrovascular disease in Italy and Europe: it is necessary to prevent a 'pandemia', *Gerontology*; 2003; 49, 69-79.
 13. Moseley A.M., Stark A., Cameron I.D., Pollock A., Treadmill training and body weight support for walking after stroke, *Cochrane Stroke Group*. 2006.
 14. Hesse S., Uhlenbrock D., Werner C., Bardeleben A., A mechanized gait trainer for restoring gait in nonambulatory subjects, *Arch Phys Med Rehabil.*; 2000; 81:1158-61.
 15. Mehrholz J., Werner C., Kugler J., Pohl M., Electromechanical-assisted training for walking after stroke, *Cochrane Database Syst Rev.*; 2007.

16. Delphine D., Jean-Philippe R., Michèle L., Alain L., Bernard B., Frédéric L., Oxygen Consumption During Machine-Assisted and Unassisted Walking: A Pilot Study in Hemiplegic and Healthy Humans, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, April 2006; 87:482-9.
17. Wade D.T., *Measurement in neurological rehabilitation*, 1996, Oxford, New York, Tokyo: Oxford University Press.
18. Collen F.M., Wade D.T., Robb G.F., Bradshaw C.M., The Rivermead Mobility Index: a further development of the Rivermead Motor Assessment, *Int. Disabil. Stud.*; 1991; 13: 50-54.
19. Collen F.M., Wade D.T., Bradshaw C.M., Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability, *Int. Disabil. Stud.*; 1990; 12: 6-9.
20. Mahoney F., Barthel D.W., Functional evaluation: the Barthel Index, *Md State Med J*; 1965; 14: 61-5.
21. Demeurisse G., Demol O., Robaye E., Motor evaluation in vascular hemiplegia, *Eur. Neurol.*; 1980; 19:382-9.
22. Cappozzo A., *Bioingegneria della postura e del movimento*, 2003, Pàtron Editore, Bologna.

Ringraziamenti

La decisione di svolgere la tesi presso la clinica *Medical Park* di Berlino risale a settembre del 2009. Vorrei innanzitutto ringraziare tutte le persone che mi hanno aiutato a portare a termine questo lavoro di tesi.

Ringrazio il Prof. A. Ruggeri, per i preziosi insegnamenti durante la laurea triennale e specialistica, per la disponibilità che mi ha dimostrato in questi mesi e per avermi sempre dato ottime indicazioni circa le possibilità di studio all'estero.

Ringrazio, con grande stima, l'Ing. C. Tomelleri, o meglio, Chris, per avermi offerto la possibilità di imparare moltissime cose, per avermi seguito scrupolosamente e pazientemente in ogni passo di questo lavoro e per avermi fornito tutti gli strumenti necessari allo svolgimento del progetto.

Grazie anche a tutto lo staff del laboratorio di analisi del movimento della clinica, che si dedica da anni ad un delicato lavoro di ricerca, con passione e alta competenza scientifica. Ringrazio pertanto il Prof. Hesse, Anita, Cordula e Danuta.

Ora che sono giunto alla conclusione di questo percorso universitario, vorrei ringraziare tutti quelli che hanno condiviso con me aule, lezioni, esami, pause caffè, pranzi in Forcellini, serate e avventure *all around the world*. Citarli tutti in questa pagina non sarà possibile, ma non posso non dire un immenso **GRAZIE** a...

Alessandro ed Enrico, per non essere stati solo degli utili compagni di studio e degli ottimi coinquilini, ma siete soprattutto degli amici veri. Grazie anche alle simpaticissime e furbissime donne del gruppo, Silvia, Paola, Elisabetta e Anna!

Grazie ai mitici Riki, Fede, Beggia, Pippo, Silvio, Miatto, Matteo V., Borix, Mauri, Enrich, Ferruz, Nonno, Mattia, Matteo M. e Luca, per le risate e quei sorrisi genuini, per i momenti indimenticabili trascorsi insieme, per le molte passioni che condividiamo e per quella leggerezza, profonda e sincera, che ci unisce.

Sono infinitamente grato a Giulia, per essere l'unica a trovare sempre le parole giuste e per riuscire a farmi emozionare anche a migliaia di km di distanza. Sei preziosa!

Grazie a tutti gli amici pendolari di Rovigo e provincia... lo faremo mai seriamente il conto dei giorni, delle ore e dei minuti spesi insieme sui treni di Trenitalia?!

Ringrazio anche tutti gli amici-passeggeri conosciuti a Porto durante l'Erasmus e a Berlino durante il periodo di tesi, per avermi fatto diventare un "cittadino del mondo".

Quanto alla mia famiglia, ringrazio voi, mamma e papà, per avermi consentito di raggiungere questo importante traguardo e riuscire a dimostrarmi in ogni occasione il vostro bene infinito.

Ringrazio mia sorella Barbara, per aver avuto la pazienza di leggere parte di questa tesi, avermi dato dei preziosi consigli, e per aver sempre appoggiato e sostenuto le mie scelte, soprattutto quando "*iera ora de 'ndar fora de casa*"!

Ringrazio i miei nonni materni, la nonna Gigia e il nonno Celio, siete unici ed insuperabili, come il pasticcio!

Ringrazio e ricordo con immenso affetto anche mia nonna Maria, è come se fosse sempre qui in mezzo a noi!

Ringrazio tutti i miei zii, Paola e Lorenzo, Patrizia e Sergio, Roberta e Leonardo, Sabrina e Carlo, i miei cugini Francesca e Paolo, Eugenio, lo zio Francesco e gli amici Mariolina, Remo, Siro, Manuela, Ermanno e Ester.

Che fameja de mati!

Grazie di cuore a tutti!

Vielen Dank! Muchas Gracias! Muito Obrigado! Thank you to all!

Padova, 13 aprile 2010

Andrea Migliorini