



# Università degli Studi di Padova

Facoltà di Ingegneria

Corso di Laurea Magistrale di Bioingegneria

Anno Accademico 2015-2016

## **Valutazione quantitativa degli effetti della riabilitazione del cammino in acqua su pazienti affetti da Morbo di Parkinson attraverso l'analisi 3D del cammino a terra e in acqua**

**Relatrice:** Prof. Chiara Dalla Man

**Correlatrici:** Ing. Zimi Sawacha Ph.D.

Ing. Annamaria Guiotto

**Laureanda:**  
Veronica Scalchi

Padova, 10 ottobre 2016



*..ai miei genitori, che mi hanno sostenuto  
in questo importante percorso.*



## **Abstract**

Gait analysis using motion capture technology allows the study and the assessment of the muscle-skeletal system condition to rehabilitate subject affected by locomotion pathologies or recovering from injuries.

Underwater rehabilitation has recently integrated in traditional physiotherapy , playing a part in the recovery of mobility and functionality of lower limbs. It's therefore important to analyse the walking strategies that subjects undertake in underwater condition and the positive effects this therapy leads to in order to have a more detailed overview about their rehabilitation process.

Buoyancy force allows a substantial reduction of the apparent body weight perceived by the muscle-skeletal system, but on the other hand the drag force exerted by the water on the body demands a constant muscle activation. For this reasons, a training performed in this environment leads to an active mobilisation of the joints and muscle strengthening.

The aim of this study is the quantitative assessment of the effects of the idrokinesis therapy on gait rehabilitation of Parkinson's disease patients through 3D underwater and on land gait analysis. Data collected were compared with those of a control population with similar age.

On land, acquisitions were performed using an optoelectronic stereophotogrammetric system composed by 8 cameras (800 Hz, BTS) and 2 force plates (BTS). For underwater data collection instead, 4 synchronized commercial action cameras (GoPro Hero 3, (1080x1920 pixels, 30 fps)), were used.

A self-developed automatic feature tracker software was used for underwater 3D anatomical landmark reconstruction, while on land 3D trajectories were computed thanks to a BTS package program.

Cinematic parameters were extracted following the IOR-gait protocol [1].

Normative bands on joint angles were created for each group, starting from data collected at each gait session. Pearson correlation ( $\rho > 0.75$ ) was used as aid to select trials to be included in the computation of the mean and the standard deviation of the bands.

The groups were compared both in the same environment, to assess population differences and singularly in different environments, to analyse underwater gait adaptation strategies.

Statistical analysis with the T-test was performed to assess the consistency of the differences observed in the comparisons.

Results of the analysis confirmed a significant improving in joint pattern in subject affected by the pathology after the rehabilitation treatment.

## Sommario

L'analisi del cammino con l'utilizzo della tecnologia *motion capture* permette lo studio e la valutazione dello stato del sistema muscolo-scheletrico a scopo terapeutico e riabilitativo di soggetti affetti da patologie riguardanti la locomozione o in recupero da infortuni.

I percorsi riabilitativi in acqua si sono recentemente integrati alla fisioterapia classica nelle fasi di recupero della mobilità e della funzionalità degli arti inferiori. E' quindi importante analizzare quali strategie di cammino vengano intraprese dai soggetti in ambiente acquatico e quali siano gli effetti positivi apportati da questa terapia per avere un quadro più completo del loro processo riabilitativo.

La forza idrostatica dell'acqua permette una sensibile riduzione del peso corporeo percepito dal sistema muscolo-scheletrico, ma allo stesso tempo la forza di trascinamento richiede un'attivazione costante dei muscoli. Quindi, un allenamento in questo ambiente comporta una mobilitazione attiva delle articolazioni unita a un potenziamento della muscolatura.

Questo studio si inserisce in un progetto di collaborazione tra il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento e il Centro di riabilitazione Villa Margherita di Vicenza (dott. Volpe). L'obiettivo di questo studio è la valutazione quantitativa degli effetti di un percorso di idrokinesiterapia sulla riabilitazione del cammino di pazienti affetti dal Morbo di Parkinson attraverso l'analisi tridimensionale del cammino in acqua ed a secco. I dati ottenuti sono stati confrontati con quelli relativi ad una popolazione di controllo paragonabile per età ai soggetti di studio.

Per le acquisizioni a secco si è utilizzato un sistema stereofotogrammetrico di tipo optoelettronico a 8 videocamere (800 Hz, BTS), sincronizzato con 2 pedane di forza (BTS). Per le acquisizioni in acqua invece, si sono utilizzate 4 videocamere commerciali, GoPro Hero 3 (1080x1920 pixel, 30 fps), sincronizzate tra loro.

Per l'inseguimento e la ricostruzione delle traiettorie 3D dei punti di interesse in acqua si è utilizzato un software automatico per il *tracking* a video di *features* sviluppato ad hoc dal Laboratorio di Bioingegneria del Movimento del dipartimento di Ingegneria dell'Università degli Studi di Padova, mentre a secco la ricostruzione è stata fatta in modo automatico con il software commerciale predisposto dal sistema di *motion capture* utilizzato.

I soggetti sono stati acquisiti in entrambe le situazioni mediante il protocollo per l'analisi del cammino IOR-gait [1].

Al fine di generare le fasce di normalità (la media  $\pm$  1 deviazione standard) rappresentative del cammino sia dei soggetti sani che dei pazienti, in ambiente acquatico e in laboratorio sono stati considerati solo i trial le cui variabili cinematiche (angoli articolari) hanno permesso di stimare un indice di cross-correlazione di Pearson,  $\rho > 0.75$ . Questo ha permesso di calcolare la media e la deviazione standard tra variabili per le quali il 75% dei campioni era correlato. A tal fine all'interno di questa tesi è stato sviluppato un codice ad hoc.

Tramite le fasce di normalità è stato possibile mettere a confronto gruppi diversi di soggetti che camminavano nello stesso ambiente, al fine di valutare le differenze nelle strategie di deambulazione legate alla popolazione patologica sia prima che dopo aver effettuato un trattamento fisioterapico in acqua. Inoltre si sono confrontate le strategie di cammino attuate dagli stessi soggetti in ambiente diverso, per analizzare le differenti strategie di adattamento del cammino in presenza dell'acqua. Per valutare la consistenza delle differenze riscontrate nei confronti effettuati è stata eseguita un'analisi statistica tramite il T-test ( $p < 0.05$ ).

I risultati dell'analisi hanno confermato l'ottenimento di un miglioramento significativo nei pattern motori dei soggetti affetti dalla patologia dopo il trattamento riabilitativo.





# Indice

CAPITOLO 1 Gait analysis.....	2
1.1 L'analisi del movimento nella storia.....	2
1.2 Il ciclo del passo .....	7
1.2.1 Schema di contatto reciproco con il suolo .....	7
1.2.2 Schema funzionale del ciclo del passo.....	8
1.3 Stereofotogrammetria.....	11
1.3.1 Errori ed artefatti nel sistema stereofotogrammetrico .....	24
1.4 Analisi video .....	27
1.4.1 L'algoritmo KLT.....	28
1.5 <i>Gait analysis</i> .....	31
1.5.1 Modalità di rappresentazione delle rotazioni.....	31
1.5.2 Analisi dei sistemi di riferimento .....	33
1.5.3 Cinematica articolare .....	36
1.6 Protocolli di Gait.....	41
1.6.1 Il protocollo Davis.....	42
1.6.2 Il protocollo CAST .....	44
1.6.3 Il protocollo Leardini (IOR-Gait) .....	51
1.7 <i>Outline</i> dello studio.....	54
CAPITOLO 2 Il morbo di Parkinson.....	56
2.1 La clinica .....	56
2.1.1 Cause e Patogenesi .....	57
2.1.2 Fattori genetici .....	59
2.1.3 Fattori ambientali.....	60
2.1.4 Diagnosi cliniche del morbo di Parkinson .....	60
2.1.5 Trattamenti terapeutici.....	63
2.2 Scale di valutazione cliniche degli <i>impairment</i> motori .....	66
2.2.1 TUG test.....	66
2.2.2 6mWT .....	67

2.2.3	UPDRS.....	68
2.2.4	FOG-Q.....	69
2.2.5	BBS .....	70
2.2.6	PDQ-39 .....	70
2.3	Analisi del movimento nel Morbo di Parkinson.....	71
CAPITOLO 3 Materiali e Metodi .....		76
3.1	Soggetti di studio .....	76
3.2	Set up sperimentali .....	79
3.2.1	Set up a secco.....	79
3.2.2	Set-up underwater .....	83
3.2.3	Procedure di acquisizione .....	90
3.3	Variabili analizzate: angoli articolari .....	93
3.4	Cross-correlazione e fasce di normalità .....	96
3.5	Analisi statistica.....	99
3.5.1	T-test .....	100
CAPITOLO 4 Risultati .....		103
4.1	Controlli Underwater vs. Controlli Out of Water (CUW- COW).....	104
4.2	Pazienti Underwater vs. Pazienti Out of Water a T0 (PUW - POWT0).....	106
4.3	Pazienti Underwater a T0 vs. Controlli Underwater (PUWT0 - CUW).....	108
4.4	Pazienti Out of Water a T0 vs. Controlli Out of Water (POWT0-COW).....	110
4.5	Pazienti Out of Water a T1 vs. Controlli Out of Water (POWT1 - COW).....	112
4.6	Pazienti Out of Water a T0 vs. Pazienti Out of Water a T1 (POWT0 - POWT1) 114	
4.7	Scale di valutazione.....	116
CAPITOLO 5 Discussione .....		117
5.1	CUW e COW .....	117
5.2	PUW e POW T0.....	118
5.3	PUW e CUW .....	119
5.4	POW T0 e COW .....	120
5.5	POW T1 e COW .....	122

5.6	POW T0 e POW T1.....	123
5.7	Criteri di selezione.....	124
5.8	Limiti e criticità.....	125
CAPITOLO 6 Conclusioni.....		127
Bibliografia .....		130





# **CAPITOLO 1**

## **GAIT ANALYSIS**

### **1.1 L'analisi del movimento nella storia**

L'analisi del movimento è una tecnica che ha come obiettivo lo studio quantitativo di atti motori specifici che interessano una panoramica di ambienti molto diversi tra loro. Essa infatti può essere un valido strumento in ambito clinico, in particolare a livello diagnostico, riabilitativo e preventivo, in ambito sportivo, come supporto ad atleti ed allenatori per l'aumento della performance, ma anche in settori come l'intrattenimento (cinema, videogiochi e realtà virtuale) che negli ultimi anni ha visto uno sviluppo a livello esponenziale.

I primi scritti riguardanti analisi del movimento nella storia risalgono ad Aristotele (384-322 a.C.), che con il suo "De motu animalium" tentò di descrivere il movimento degli animali dal punto di vista geometrico sfruttando la vista come unico strumento di misura. Successivamente Galeno (129-201 d.C.), medico dei gladiatori nell'antica Grecia, cercò di descrivere nel suo "De motu musculorum" il movimento dei muscoli. Per avere nuovi scritti bisogna attendere il Rinascimento, con i dettagliati studi di Leonardo da Vinci (1452-1519) sull'anatomia umana e i suoi tentativi di capire l'origine e la meccanica del movimento.

A fornire le basi teoriche e sperimentali per l'analisi quantitativa del movimento furono però gli studi sulla fisica di Galileo Galilei (1564-1642) e Isaac Newton

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

(1642-1727). In particolare, l'allievo di Galileo, lo scienziato Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), descrisse per la prima volta il corpo umano come una macchina assemblata, le cui componenti avevano compiti specifici e il cui movimento era dato dal lavoro combinato di tali strutture. Questa teoria, nota come *iatromeccanica*, fu la prima ad applicare il metodo scientifico di Galileo allo studio del movimento umano per cui Giovanni Alfonso Borelli può essere considerato il fondatore della biomeccanica.

Nei secoli a seguire, l'integrazione di nuove conoscenze nei campi della matematica e della fisica permisero una formulazione più completa dell'analisi del movimento, considerando non solo la statica ma anche la dinamica.

La scoperta della bioelettricità ad opera di Luigi Galvani (1737-1798) contribuì alla comprensione dello sviluppo del movimento; tuttavia si dovettero aspettare gli inizi del 1900 per poter sfruttare praticamente questa scoperta in campo biomeccanico a causa della mancanza di strumenti di registrazione che fossero in grado di rilevare fenomeni bioelettrici.

Nuovi passi in avanti nello studio quantitativo del movimento si ebbero attorno alla metà del 1800, grazie all'utilizzo di strumenti di misura come il cronografo, il metro e strumenti ottici quali le diottrie. I fratelli Weber, Wilhelm Eduard, Ernst Heinrich ed Eduard Friedrich condussero le prime analisi quantitative sul passo, misurando lunghezza, velocità di cammino, fasi di supporto e il rapporto tra tempo e lunghezza del passo. Furono i primi a tentare di modellizzare matematicamente il movimento dell'arto inferiore, descrivendolo come un pendolo invertito, il cui moto avveniva in modo puramente passivo.

La scoperta della fotografia gettò le basi fondamentali per l'analisi del movimento in senso moderno. Fu il primo strumento in grado di tenere una traccia tangibile



## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

dell'atto motorio, dando il via a quella che oggi viene definita *motion capture* (cattura del movimento).

Il primo metodo fotografico fu il dagherrotipo, chiamato così in onore del suo inventore, il pittore francese Louis Jacques Mandé Daguerre (1787-1851). Ulteriori sforzi vennero compiuti da Eadweard Muybridge (1830-1904) che condusse studi quantitativi sul moto di un cavallo in corsa utilizzando 24 fotocamere in parallelo, attivate dagli zoccoli dell'animale.

In seguito, il fisiologo Etienne Jules Marey (1830-1904), partendo dagli studi di Muybridge, inventò la Cronofotografia: introdusse un'unica macchina fotografica in grado di produrre fotografie multiple grazie alla continua apertura/chiusura dell'otturatore dell'obiettivo. Questa nuova tecnica venne utilizzata da Marey per studiare il movimento umano e degli animali. In *figura 1.1* ne è mostrato un esempio.

Egli fu il primo a introdurre il concetto di marker nello studio del moto; i suoi soggetti vestivano tute completamente nere con strisce o bottoni bianchi lungo le zone di interesse (segmenti corporei e articolazioni). Nei suoi scritti si ritrovano le basi metodologiche dell'acquisizione del movimento, nonché l'invenzione di nuovi strumenti in grado di fornire informazioni grafiche sul moto.

Una sua invenzione importante fu il fucile fotografico, nel quale una pellicola coperta di gel e bromuro d'argento veniva automaticamente spostata davanti al fuoco della lente, fermata per il periodo di esposizione e fatta scorrere per dar luogo all'esposizione successiva. Marey fu il primo a combinare cinematica e dinamica, con l'utilizzo del dinamometro a spirale composto di una piattaforma di rovere e basato sulla deformazione della gomma.

In seguito Braune (1831-1892) e Fischer (1861–1917), nel 1895 introdussero la fotografia nello spazio 3D, equipaggiando i soggetti con tubi di luce per aumentare la luminosità. Furono i primi a ricavare le traiettorie 3D dei segmenti

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

corporei con la precisione di qualche millimetro. I tempi di acquisizione e di calcolo durarono mesi, ma il loro lavoro diede origine alla fotogrammetria analitica.

Attorno al 1945, un gruppo di studio guidato da Saunders, Eberhart e Inamnn si occupò della riabilitazione ortopedica dei reduci di guerra e a tal fine sviluppò tecniche di misurazione della locomozione che utilizzavano telecamere poste ai lati e sul piano frontale del percorso, analizzando il problema dal punto di vista cinematico, dinamico ed elettromiografico [2].

Dagli anni '70 in poi, il potente sviluppo della tecnologia e l'avvento dei computer hanno reso le tecniche di misura via via più automatizzate ed efficienti. Lo sviluppo elettronico, dell'informatica e della computer grafica, unite agli sforzi ingegneristici forniscono soluzioni che evolvono e migliorano continuamente e contribuiscono allo sviluppo di tecniche di misura sempre più versatili ed efficienti.



*Figura 1.1 Cronofotografia di Etienne Jules Marey*

Ad oggi, l'analisi strumentale del movimento può contare su sistemi di rilevazione all'avanguardia, sull'utilizzo di sensori (di forza, di pressione, elettromiografici) e sulla potenza di calcolo che consente analisi rapide, oggettive e quantitative nonché integrazione di informazioni diverse per poter ottenere un quadro d'analisi il più completo possibile.

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Esistono numerosi sistemi di *motion capture*, che si diversificano per lo più per il principio fisico di funzionamento. Vi sono strumenti come elettrogoniometri ed accelerometri, in grado di fornire misure dirette delle variabili di interesse, ma che presentano un set up ingombrante e quindi poco utilizzabile, sistemi elettromagnetici, che si avvalgono di un generatore esterno di campo magnetico, ma che risultano altamente sensibili alla presenza di oggetti ferromagnetici, sistemi basati su sensori acustici, che captano sorgenti di onde acustiche presenti sul soggetto grazie a ricevitori solidali con il laboratorio.

Tuttavia, i sistemi tecnologici di rilevazione più ampiamente diffusi nei laboratori di analisi sono attualmente i sistemi optoelettronici, che utilizzano telecamere operanti nel visibile e nell'infrarosso. Sono sistemi basati sull'utilizzo di videocamere dotate di emettitori a infrarosso che, utilizzate in combinazione con marker passivi catarifrangenti, ne rilevano la posizione. Questo sistema fornisce una stima delle variabili cinematiche e non una misura diretta.

Infine negli ultimi anni, grazie anche allo sforzo congiunto di settori diversi, si stanno sviluppando tecniche di acquisizione di tipo *marker-less*, basate su criteri di ottimizzazione della corrispondenza tra una *Visual Hull* e un modello costruito ad hoc in laboratorio. Queste tecniche sono ancora in evoluzione e presentano prestazioni inferiori rispetto allo standard, ma potrebbero in futuro garantire studi sul movimento condotti in ambienti non controllati con un risparmio notevole sui tempi di elaborazione rispetto a quelli attuali.

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### 1.2 Il ciclo del passo

Il cammino è dato da una sequenza di movimenti ripetitivi atti all'avanzamento del corpo con mantenimento della stabilità dell'appoggio. Il ciclo del passo, *gait cycle*, può essere descritto sotto aspetti diversi, a causa dei numerose variabili in gioco [3].

Una prima descrizione interessa il rapporto tra cammino e superficie di contatto, una seconda suddivide il ciclo del passo sotto l'aspetto funzionale.

In figura 1.2 è mostrata la suddivisione del ciclo del passo a cui è possibile far riferimento per entrambe le descrizioni.

#### 1.2.1 Schema di contatto reciproco con il suolo

Questa prima descrizione del ciclo del passo identifica gli arti come elementi di supporto del corpo che si muovono in modo alternato al fine di adempiere al compito motorio preposto. Considerato un singolo arto, un ciclo completo del passo viene definito come il periodo tra l'appoggio del piede al suolo e il successivo riappoggio. L'appoggio del piede è stato scelto come inizio perché movimento più facilmente individuabile e standardizzabile. Tale evento, per un tipo di cammino fisiologico, ha inizio con l'appoggio del tallone (*heel strike*); per soggetti non in grado di compiere tale movimento si definisce più in generale come contatto iniziale (*initial contact*).

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Ogni ciclo del passo è suddiviso in due fasi distinte: la fase di appoggio (*stance*), durante la quale il piede è in contatto con il suolo, e la fase di oscillazione (*swing*) in cui il piede rimane sollevato dal suolo. Lo *stance* comincia con il contatto iniziale mentre lo *swing* ha inizio con il distacco del piede dal suolo (*toe off*).

La fase di *stance* si suddivide a sua volta in tre fasi: il doppio appoggio iniziale (*initial double support*), l'appoggio singolo (*single support*) e il doppio appoggio terminale (*terminal double support*). Le fasi di doppio appoggio hanno la medesima durata (sono uguali e si inverte solo il ruolo dei due piedi) e in totale corrispondono al 20% del *gait cycle*. In queste fasi entrambi i piedi appoggiano al suolo e il peso del corpo è distribuito su entrambi gli arti, anche se in modo molto diverso.

La fase di supporto singolo si ha quando un solo piede è in contatto con il suolo e il peso del corpo grava interamente sull'arto interessato. Costituisce circa il 40% del *gait cycle*, per cui l'intera fase di *stance* occupa circa il 60% del ciclo totale. L'appoggio singolo di un arto corrisponde alla fase di oscillazione dell'altro arto.

La durata delle fasi varia in modo concorde con il variare della velocità di cammino. Un aspetto interessante è dato dalla variazione delle distribuzioni all'interno delle fasi di *stance* al variare della velocità. In particolare, un aumento della velocità provoca un allungamento della fase di appoggio singolo e un accorciamento delle fasi di doppio appoggio, mentre una diminuzione di velocità produce l'effetto contrario.

### 1.2.2 Schema funzionale del ciclo del passo

Una descrizione più dettagliata del ciclo del passo si basa sulla suddivisione in sotto fasi caratterizzate da una precisa funzione. Durante il passo infatti, i segmenti corporei si muovono in sinergia grazie alla presenza delle articolazioni

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

d'anca, di ginocchio e tibiotarsica formando degli schemi di movimento che soddisfano specifiche richieste funzionali. La combinazione in sequenza delle fasi fa effettuare all'arto tre compiti di base: l'accettazione del carico, l'appoggio singolo e l'avanzamento dell'arto.

L'accettazione del carico comprende il contatto iniziale, il cui l'arto inizia l'appoggio, e la risposta al carico, che continua finché il piede opposto si stacca dal suolo. Il contatto iniziale vede l'articolazione d'anca flessa e quella di ginocchio in estensione, mentre l'appoggio di tallone è permesso dalla dorsiflessione di caviglia. Nella fase di risposta al carico invece si ha la flessione del ginocchio al fine di assorbire l'impatto mentre la flessione plantare limita il rotolamento del calcagno.

L'appoggio singolo è l'intervallo di tempo in cui il piede controlaterale è sollevato da terra. Si suddivide in appoggio intermedio e appoggio terminale. L'appoggio intermedio è caratterizzato dall'allineamento del peso corporeo in corrispondenza dell'avampiede. L'arto avanza grazie alla flessione della tibiotarsica, mentre anca e ginocchio sono in estensione. L'appoggio terminale ha inizio con il sollevamento del tallone e continua fino al riappoggio del piede controlaterale. In questa fase il peso del corpo viene trasferito oltre l'avampiede, l'articolazione d'anca continua l'estensione mentre quella di ginocchio si estende per poi flettersi leggermente.

L'avanzamento dell'arto è suddiviso in 4 fasi: pre-oscillazione, oscillazione iniziale, oscillazione intermedia ed oscillazione terminale.

La pre-oscillazione va dall'appoggio del piede controlaterale al distacco delle dita omolaterali. In questo intervallo si ha lo scarico del peso corporeo sull'arto controlaterale che entra in fase di risposta al carico, mentre l'arto interessato si prepara all'oscillazione. La pre-oscillazione viene eseguita grazie all'aumento della flessione di anca, di ginocchio e della pianta del piede.

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

L'oscillazione iniziale comincia con il distacco delle dita dal suolo e termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede in appoggio. Il movimento viene effettuato con un'accentuazione della flessione d'anca e di ginocchio, mentre la tibiotarsica risulta parzialmente dorsiflessa. L'oscillazione intermedia inizia quando l'arto in oscillazione è opposto a quello in appoggio e termina quando la tibia si riporta in posizione verticale. In questa fase l'articolazione d'anca si flette ulteriormente, il ginocchio inizia ad estendersi e la tibiotarsica continua la dorsiflessione fino alla posizione neutra. L'oscillazione terminale inizia dalla posizione verticale della tibia e termina con l'appoggio del tallone al suolo. L'anca viene mantenuta nella flessione iniziale, il ginocchio è esteso e la tibiotarsica rimane dorsiflessa.

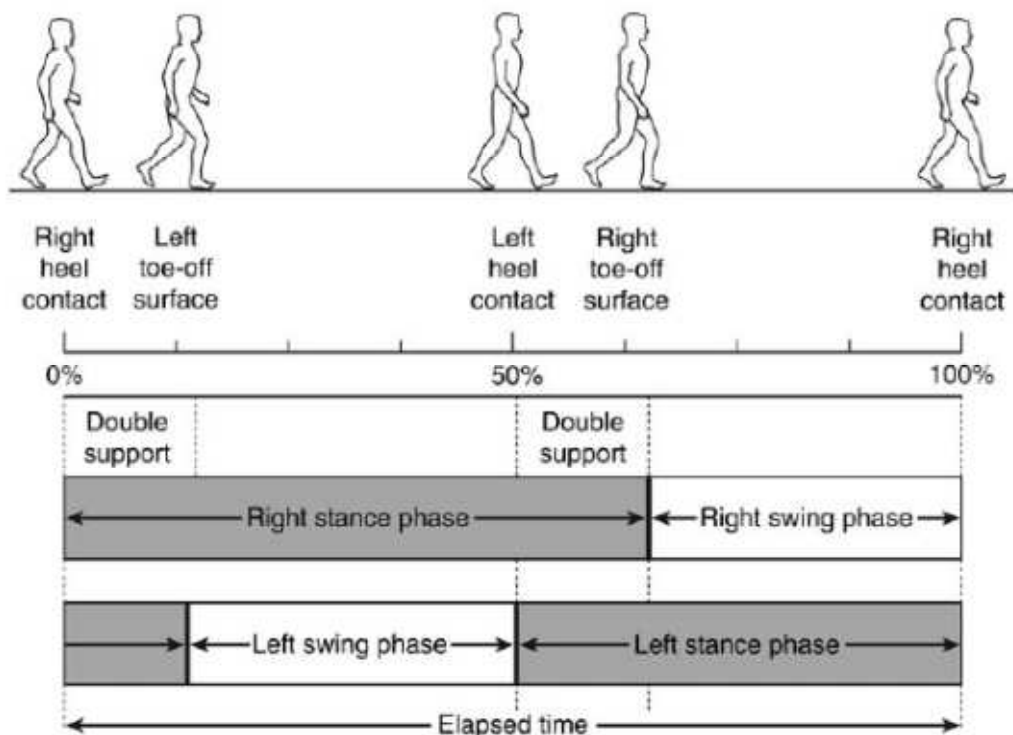


Figura 1.2 La suddivisione del ciclo del passo [4]

### 1.3 Stereofotogrammetria

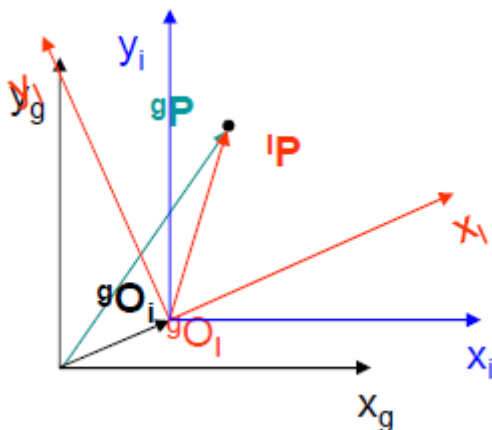
Al fine di descrivere la cinematica articolare in termini quantitativi è necessario innanzitutto ricostruire la posizione dei segmenti corporei nello spazio. Per fare ciò bisogna definire dei sistemi di riferimento solidali con tali segmenti e costruire una corrispondenza tra questi sistemi e un sistema di riferimento assoluto.

Un punto nello spazio viene definito, in un certo sistema di riferimento, dal suo vettore posizione.

Dato che è possibile pensare ai segmenti ossei come corpi rigidi, la descrizione di posizione ed orientamento di questi nello spazio e nel tempo rispetto ad un sistema di riferimento globale può essere descritta efficacemente con l'utilizzo di un sistema di riferimento costruito ad hoc e solidale al corpo, detto sistema di riferimento locale. Le posizioni dei punti dell'osso rispetto a questo sistema di riferimento restano quindi invariate nel tempo per la natura rigida dell'osso, mentre ciò che varia è l'orientamento dell'osso e del relativo sistema di riferimento locale rispetto al sistema di riferimento globale.

E' possibile caratterizzare la posizione della terna locale rispetto a quella globale attraverso delle semplici relazioni matriciali [5].

In generale, la posizione di una terna rispetto ad un'altra è descritta da una combinazione di traslazioni e rotazioni lungo gli assi coordinati, per un totale di 6 quantità indipendenti. Considerando per semplicità il caso bidimensionale, un movimento di rototraslazione viene descritto nel modo seguente:



${}^gP = [x_g, y_g]^T$  posizione del punto P rispetto alla terna globale

${}^lP = [x_l, y_l]^T$  posizione del punto P rispetto alla terna locale

${}^gO_l = [{}^l o_x, {}^l o_y]^T$  posizione dell'origine della terna locale rispetto alla terna globale

Figura 1.3 Rototraslazione 2D



## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Per determinare la posizione di un punto nel sistema locale è sufficiente operare questa trasformazione di coordinate

$${}^lP = {}^lR_g {}^gP + {}^lO_g \quad (1.3.1)$$

$$\text{Dove} \quad {}^lR_g = \begin{bmatrix} \cos \theta_{x_l x_g} & \cos \theta_{x_l y_g} \\ \cos \theta_{y_l x_g} & \cos \theta_{y_l y_g} \end{bmatrix} \quad (1.3.2)$$

$$\text{E} \quad {}^lO_g = - {}^lR_g {}^gO_l \quad (1.3.3)$$

${}^lR_g$  è matrice di trasformazione che porta il sistema globale sul sistema locale. Essa contiene sulle colonne la descrizione dei versori del sistema globale rispetto al locale e sulle righe la descrizione dei versori del sistema locale rispetto al sistema globale. E' chiaro quindi che la trasposta di una matrice di questo tipo sarà esattamente  ${}^gR_l$  ; inoltre inversa e trasposta coincidono. Riassumendo valgono le seguenti identità:

$$\left( {}^lR_g \right)^{-1} = \left( {}^lR_g \right)^T = {}^gR_l \quad (1.3.4)$$

L'estensione al caso 3D comporta l'aggiunta di una dimensione, ma nulla cambia a livello concettuale.

La *Figura 1.3* può essere infatti considerata come la combinazione di una traslazione e di una rotazione subita dal sistema di riferimento mobile rispetto all'asse  $z$  uscente dal piano immagine del sistema fisso. Volendo esplicitare la matrice di rotazione in 3D si ha:

$${}^gR_l = \begin{bmatrix} \cos \theta_{x_g x_l} & \cos \theta_{x_g y_l} & \cos \theta_{x_l z_l} \\ \cos \theta_{y_g x_l} & \cos \theta_{y_g y_l} & \cos \theta_{y_g z_l} \\ \cos \theta_{z_g x_l} & \cos \theta_{z_g y_l} & \cos \theta_{z_g z_l} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.3.5)$$

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Introducendo la notazione a coordinate omogenee è possibile inglobare rotazioni e traslazioni in un'unica matrice, detta matrice di rototraslazione  $T$ , per cui

$${}^lP = {}^lT_g {}^gP \quad (1.3.6)$$

Con  ${}^lP = [{}^lp_x, {}^lp_y, {}^lp_z, 1]^T$ ;  ${}^gP = [{}^gp_x, {}^gp_y, {}^gp_z, 1]^T$

$${}^lT_g = \begin{bmatrix} \cos \theta_{x_g x_l} & \cos \theta_{x_g y_l} & \cos \theta_{x_g z_l} & {}^g o_{xl} \\ \cos \theta_{y_g x_l} & \cos \theta_{y_g y_l} & \cos \theta_{y_g z_l} & {}^g o_{yl} \\ \cos \theta_{z_g x_l} & \cos \theta_{z_g y_l} & \cos \theta_{z_g z_l} & {}^g o_{zl} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.3.7)$$

L'introduzione di queste nozioni permette di analizzare in dettaglio come avviene la ricostruzione delle posizioni dei punti in 3D a partire dalle acquisizioni 2D delle videocamere. Tramite la stereofotogrammetria è possibile ottenere la posizione di un marker rispetto ad un sistema di riferimento prescelto, a partire da un minimo di due acquisizioni bidimensionali provenienti da due diverse telecamere. Tale procedimento viene ripetuto per ogni punto di interesse e per ogni istante di campionamento.

L'elaborazione di ogni immagine registrata dalla videocamera vede quattro fasi principali [5]:

- 1) *Sogliatura*
- 2) *Individuazione dei marker*
- 3) *Calibrazione*
- 4) *Ricostruzione e tracking*

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### 1) Sogliatura

La sogliatura serve ad individuare i marker rispetto allo sfondo. L'immagine viene quindi filtrata, scegliendo una soglia tale da minimizzare l'errore di classificazione totale.

### 2) Individuazione dei marker

A partire dall'immagine filtrata, viene stimato il baricentro dei marker tramite una media delle coordinate dei pixel luminosi e viene fatto *circle-fitting*, cioè viene definito un bordo dell'area luminosa di tipo circolare. In seguito si effettua un controllo delle dimensioni attese e si procede con la *blob-analysis* o altre tecniche come la cross-correlazione, che hanno come obiettivo l'eliminazione di falsi positivi. Anche le immagini derivanti da occlusioni parziali vengono scartate dalle elaborazioni successive.

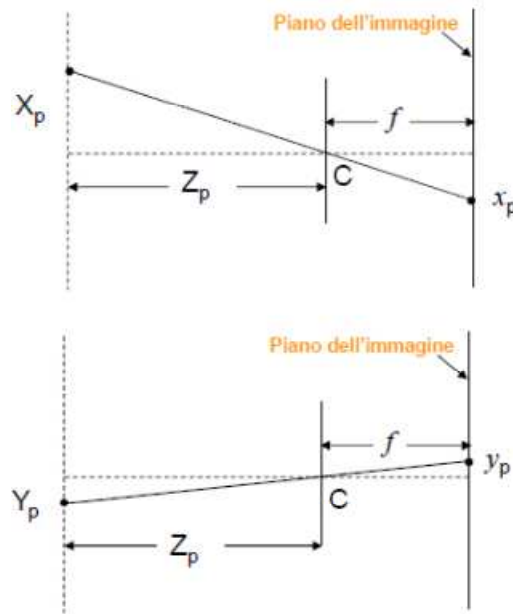
### 3) Calibrazione

La calibrazione serve per la determinazione dei parametri interni ed esterni della telecamera. Con parametri interni si intendono la lunghezza focale, le coordinate del punto principale e i coefficienti di distorsione; con parametri esterni si intendono invece la posizione e l'orientamento delle telecamere rispetto al sistema di riferimento primario.

Per ricavare i parametri di interesse è necessario innanzitutto utilizzare un modello matematico per descrivere la formazione dell'immagine a partire dalla videocamera. Il modello *Pin-Hole* può essere utilizzato per descrivere come lo spazio tridimensionale viene mappato su uno spazio bidimensionale (il piano immagine). Questo modello è una semplificazione della realtà perché considera un'apertura puntuale (pin-hole, "a foro stenopeico") della videocamera, trascurando così gli effetti di distorsione e di sfocamento introdotti dalle lenti e dalle dimensioni finite dell'apertura. Tuttavia, può essere utilizzato in accoppiamento con opportune trasformazioni di coordinate in grado di compensarne le imprecisioni.

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

La *Figura 1.4* illustra il modello, in cui le coordinate  $X_p$  e  $Y_p$  nel sistema di riferimento della telecamera vengono mappate nelle coordinate  $x_p$  e  $y_p$  del sistema di riferimento del piano immagine. Per simmetrie tra triangoli è possibile scrivere



*Figura 1.4* Formazione del punto nel piano immagine [5]

$$\begin{bmatrix} x_p \\ y_p \end{bmatrix} = -f \begin{bmatrix} \frac{1}{Z_p} & 0 \\ 0 & \frac{1}{Z_p} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_p \\ Y_p \end{bmatrix} \quad (1.3.8)$$

In coordinate omogenee, con  $\lambda = Z_p$ , si ha

$$\lambda \cdot \begin{bmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{bmatrix} = MP_p \quad (1.3.9)$$

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

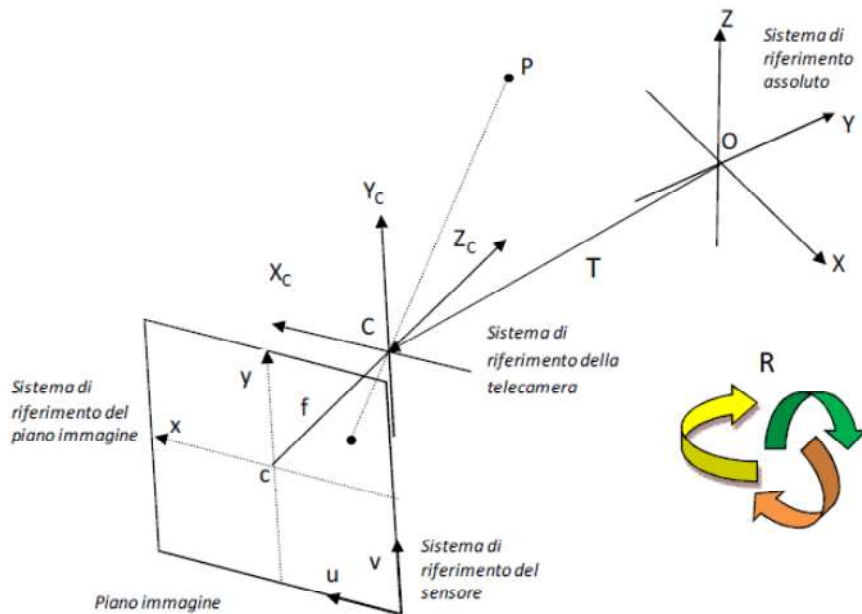


Figura 1.5 Proiezione sul piano immagine di un punto P nello spazio 3D

Ora, il segnale in input in fase di elaborazione è il punto visto nel sistema di riferimento del sensore. Per ricavarne la posizione in un sistema di riferimento assoluto è necessario operare una catena di trasformazioni di coordinate. In figura 1.5 sono evidenziati i sistemi di riferimento presenti e come sono tra loro collegati.

Passaggio dal sistema di riferimento assoluto a quello della telecamera

$$P_p = \begin{bmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_A \\ Y_A \\ Z_A \\ 1 \end{bmatrix} = DP_A \quad (1.3.10)$$

$P_A$  punto nel sistema di riferimento assoluto

$P_p$  punto nel sistema di riferimento della telecamera

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Passaggio da sistema di riferimento della telecamera a sistema di riferimento del piano immagine

$$\lambda \cdot \begin{bmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{bmatrix} = MP_p \quad (1.3.11)$$

Passaggio da sistema di riferimento del piano immagine e sistema di riferimento del sensore

$$p_s = \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{k_u} & 0 & u_0 \\ 0 & \frac{1}{k_v} & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1.3.12)$$

$p_s$  punto nel sistema di riferimento del sensore

$k_u$  dimensione orizzontale del pixel

$k_v$  dimensione verticale del pixel

$[u_0 \ v_0 \ 1]^T$  è vettore posizione del sistema di riferimento del sensore rispetto al sistema del piano immagine

Il modello Pin-Hole può essere raggruppato in una matrice  $A$

$$A = \begin{bmatrix} \frac{1}{k_u} & 0 & u_0 \\ 0 & \frac{1}{k_v} & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.3.13)$$

Ed è possibile scrivere le cosiddette equazioni di collinearità:

$$\lambda p_s = AP_A \quad (1.3.14)$$

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Si raggruppano i parametri interni della telecamera in un'unica matrice  $K$

$$K = \begin{bmatrix} -\frac{f}{k_u} & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & -\frac{f}{k_v} & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (1.3.15)$$

Per la stima dei parametri di calibrazione bisogna risolvere le equazioni di collinearità [5]. E' possibile procedere con l'utilizzo di punti fiduciali, le cui coordinate sono note nei sistemi di riferimento del sensore e assoluto, stimare i parametri con metodi iterativi (ottimizzazione di una funzione costo basata su differenza tra punti misuri e un modello delle telecamere), oppure, considerando il fatto di avere almeno 2 telecamere, stimare i parametri con metodi basati sulla geometria epolare (*Figura 1.6*).

La figura mostra i sistemi di riferimento dei piani immagine delle due telecamere  $TV_1$  e  $TV_2$ .

Si definiscono alcune grandezze nella notazione usata in precedenza:

$T$  è il vettore  ${}^1O_2$  e individua la posizione dell'origine del sistema di riferimento della telecamera 2 rispetto alla 1,  $PC'$  è  ${}^2P$ ,  $PC$  è  ${}^1P$ ,  ${}^2R_1$  è matrice di rotazione che porta il sistema di riferimento 1 sul sistema di riferimento 2. E' possibile scrivere:

$${}^2P = {}^2R_1 {}^1P + {}^2O_1 = {}^2R_1 ({}^1P - {}^1O_2) \quad (1.3.16)$$

$$({}^1P - {}^1O_2) = {}^1R_2 {}^2P \quad (1.3.17)$$

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

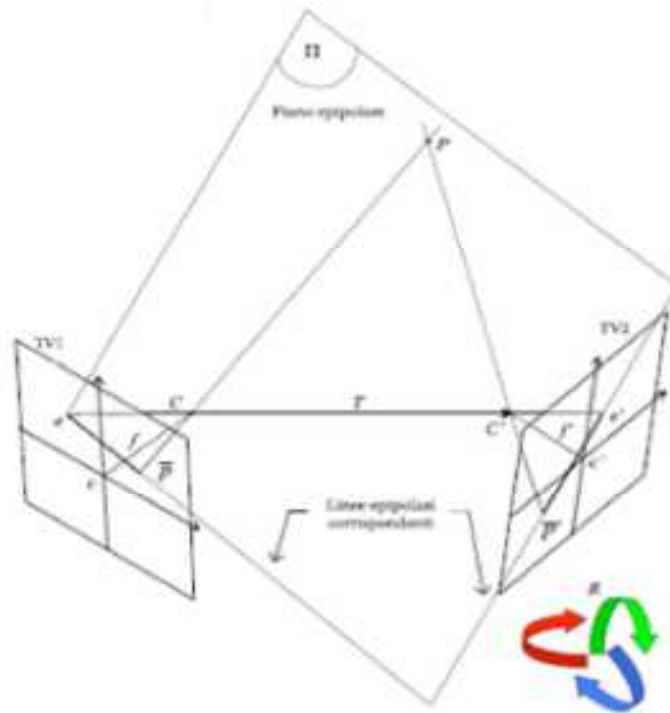


Figura 1.6 Piani immagine delle telecamere TV1 e TV2

Dato che i vettori in figura sono complanari si può scrivere:

$$PC' \cdot (CC' \wedge PC) = 0 \quad (1.3.18)$$

· prodotto scalare  
 $\wedge$  prodotto vettoriale

equivalente a:

$$({}^1R_2 {}^2P) \cdot ({}^1O_2 \wedge {}^1P) = 0 \quad (1.3.19)$$

Si riscrivono i 2 punti nel sistema di riferimento dei sensori:

$$\text{Da } p_{s2} = \frac{1}{\lambda_2} K_2 {}^2P ; \quad p_{s1} = \frac{1}{\lambda_1} K_1 {}^1P$$

$$\text{Si ha } {}^2P = \lambda_2 K_2^{-1} p_{s2} ; \quad {}^1P = \lambda_1 K_1^{-1} p_{s1}$$



## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Sostituendo nell'eq. (1.3.19) si ottiene:

$$\lambda_2 \lambda_1 {}^1R_2(K_2^{-1}p_{s2}) \cdot ({}^1O_2^\wedge) \cdot K_1^{-1}p_{s1} = 0 \quad (1.3.20)$$

Con  ${}^1O_2^\wedge$  matrice antisimmetrica che moltiplica scalarmente  $K_1^{-1}$ . Dopo una serie di passaggi si arriva alla forma:

$$p_{s2}^T F p_{s1} = 0 \quad (1.3.21)$$

$$\text{Con} \quad F = (K_2^T)^{-1} ({}^2R_1) ({}^1O_2^\wedge) K_1^{-1} \quad (1.3.22)$$

matrice fondamentale che ingloba parametri interni ed esterni delle telecamere. Se i parametri interni delle telecamere sono noti (di solito vengono forniti dal produttore) è possibile isolare i soli parametri esterni (relativi all'orientazione tra le due telecamere) nella matrice essenziale  $E$

$$p_{s2}^T (K_2^T)^{-1} ({}^2R_1) ({}^1O_2^\wedge) K_1^{-1} p_{s1} = 0 \quad (1.3.23)$$

$${}^2P^T ({}^2R_1) ({}^1O_2^\wedge) {}^1P = 0 \quad (1.3.24)$$

$${}^2P^T E {}^1P = 0 \quad (1.3.25)$$

Per calcolare la matrice si considerano  $N$  punti corrispondenti nelle due telecamere e con coordinate note e si scrivono  $N$  equazioni di collinearità del tipo:

$${}^2p^{iT} E {}^1p^i = 0 \quad (1.3.26)$$

per  $i = 1, \dots, N$ ;

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

se ne ricava un sistema di equazioni omogeneo:

$$Q \cdot e = 0 \quad (1.3.27)$$

con  $e$  vettore contenente le nove componenti della matrice  $E$ . La soluzione del sistema si ricava tramite *Singular Value Decomposition* (SVD). Dato che l'acquisizione è affetta da rumore è possibile che il sistema non abbia soluzione esatta. Per questo si stimano le componenti del vettore  $e$  minimizzando in  $e$  la funzione costo  $\|Q \cdot e\|$ .

Si ricavano 2 soluzioni per  ${}^2R_1$  e  ${}^1O_2$ , di cui quella corretta è tale da ricostruire il punto davanti ad entrambe le telecamere.

### 4) Ricostruzione e tracking

Una volta stimati i parametri delle telecamere è possibile procedere con la ricostruzione delle posizioni 3D dei punti [5]. Innanzitutto si procede andando a riscrivere le equazioni di collinearità per ognuna delle  $k$  telecamere.

$$\begin{aligned} A_i {}^A P &= \lambda_i p_{si} \\ i &= 1, \dots, k \end{aligned} \quad (1.3.28)$$

Esplicitando si hanno per ogni telecamera due equazioni (la terza è un'identità). Il problema risulta sovra determinato ( $2k$  equazioni e 3 incognite) tuttavia non è possibile pervenire ad una soluzione esatta a causa del rumore.

Si arriva ad un sistema di equazioni del tipo

$$B \cdot {}^A P = c \quad (1.3.29)$$

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Che viene modificato esplicitando il rumore di misura  $v$

$$B \cdot {}^A P = c + v \quad (1.3.30)$$

$$v = c - B \cdot {}^A P \quad (1.3.31)$$

E minimizzando ai minimi quadrati è possibile stimare le coordinate del punto  ${}^A P$

$$\widehat{{}^A P} = \operatorname{argmin}_P [c - B \cdot {}^A P]^T [c - B \cdot {}^A P] \quad (1.3.32)$$

Che ha soluzione:

$$\widehat{{}^A P} = (B^T B)^{-1} B^T c \quad (1.3.33)$$

In alternativa, una volta ricostruito il punto  $\widehat{{}^A P}$ , si può imporre l'uguaglianza tra la sua proiezione sul piano immagine ( $\hat{p}_s$ ) della telecamera e quella misurata ( $p_s$ ) [5]. A questo scopo si impone il parallelismo delle proiezioni (è possibile trascurare il fattore  $\lambda$ )

$$p_s \wedge \hat{p}_s = 0 \quad (1.3.34)$$

$$p_s \wedge A \begin{bmatrix} X_A \\ Y_A \\ Z_A \\ 1 \end{bmatrix} = 0 \quad (1.3.35)$$

$$S \cdot \begin{bmatrix} X_A \\ Y_A \\ Z_A \\ 1 \end{bmatrix} = S \cdot {}^A P = 0 \quad (1.3.36)$$

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Dove  $S$  è il risultato del prodotto vettoriale tra  $p_s$  e  $A$ . Per ogni telecamera si ricava la matrice  $S$ . Inglobando tutte queste matrici in un'unica matrice  $Q$  è possibile riscrivere il problema nella forma

$$Q \cdot {}^A P = 0 \quad (1.3.37)$$

Anche in questo caso si risolve ai minimi quadrati minimizzando in  ${}^A P$  la norma quadra di  $Q \cdot {}^A P$ , cioè

$$\widehat{{}^A P} = \operatorname{argmin}_P \|Q \cdot {}^A P\| \quad (1.3.38)$$

Imponendo  $\|P\| = 1$  per evitare di trovare la soluzione nulla. Le vere coordinate di  $P$  si trovano così a meno di un fattore moltiplicativo utilizzando la *SVD*.

L'ultimo passo nella ricostruzione 3D sta nel ricavare le traiettorie di un punto nel tempo, ossia trovare le corrispondenze tra due istanti temporali successivi [5].

E' possibile utilizzare degli strumenti come il filtro di *Kalman*, in cui la posizione di un punto all'istante successivo viene predetta con l'utilizzo di un modello che assume la regolarità della traiettoria e poi aggiornata con l'arrivo del dato. Questo tipo di tracking ha però dei limiti dovuti al fatto che possono esserci dei cambiamenti bruschi nella posizione del punto dovuto ad attività motorie specifiche (salti, cambi di direzione..). Un altro fattore limitante è la pesantezza computazionale, soprattutto se il tracking è da eseguire su di un numero elevato di punti.

In alternativa è possibile utilizzare conoscenze a priori sul tipo di moto, oppure modelli biomeccanici specifici, che hanno la possibilità di predire le auto-occlusioni dei marker dovute al movimento.

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### 1.3.1 Errori ed artefatti nel sistema stereofotogrammetrico

Il set-up sperimentale di un sistema stereofotogrammetrico fornisce le coordinate di un punto tramite una stima della sua posizione nello spazio 3D. Il punto in questione, solitamente un marker a rappresentanza di un segmento osseo, non è rigidamente associato ad esso, ma è posto sulla superficie cutanea. In più, anche in statica, la ricostruzione della posizione del punto non è stazionaria, ma subisce fluttuazioni a causa di errori intrinseci al sistema di acquisizione. Questo influisce sulla ricostruzione della posa del sistema di riferimento anatomico e quindi sulla ricostruzione della cinematica articolare [6].

I movimenti relativi tra sistema di riferimento anatomico e marker appartengono a 2 classi:

- Movimenti apparenti, dovuti sia ad errori casuali che sistematici di ricostruzione delle coordinate del punto da parte del sistema di acquisizione
- Movimenti reali, dovuti alla presenza di tessuti molli attivi e passivi tra osso e marker.

I movimenti apparenti sono dovuti a errori strumentali e si suddividono in errori sistematici (ISE) ed errori casuali (IRE).

Gli ISE sono associati all'utilizzo di un modello del sistema di misura a validità limitata, che può portare ad una cattiva stima dei reali parametri di calibrazione delle telecamere. L'entità degli errori sistematici dipende anche dal volume di acquisizione e dalle posizioni che i marker occupano al suo interno (più distorsioni ai margini del volume).

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Gli IRE possono essere causati da rumore elettronico, *marker flickering* (imprecisione nella ricostruzione digitale del marker) e dal processo di digitalizzazione delle coordinate.

Al fine di ridurre gli errori sistematici si effettua la calibrazione delle telecamere. Solitamente i produttori dei dispositivi si occupano di correggere le imprecisioni nella manifattura responsabili delle distorsioni delle immagini attraverso algoritmi specifici e forniscono all'utente finale il valore dei parametri interni delle telecamere.

Tuttavia è possibile procedere ad auto-calibrazioni dei parametri interni sfruttando la geometria epipolare, come già spiegato, oppure sfruttando un oggetto di calibrazione visibile a tutte le telecamere, di cui è nota la posizione di alcuni punti (punti fiduciali).

Gli IRE sono causati perlopiù da rumore bianco associato all'atto motorio. I dati di movimento umano hanno solitamente un contenuto a bassa-frequenza, ma in alcuni casi possono includere componenti impulsive (date da salti, impatti,..). Per eliminare il rumore si procede con tecniche nel dominio del tempo e della frequenza.

Una volta calibrate correttamente le telecamere, è possibile valutare l'accuratezza del sistema stereofotogrammetrico attraverso alcuni test, chiamati *spot-checks*, facilmente effettuabili da un operatore all'interno del volume di acquisizione.

E' importante valutare l'accuratezza e le performance del sistema di misura prima di ogni acquisizione, in quanto un errore nel controllo della strumentazione può portare ad una ricostruzione inaffidabile della cinematica dei segmenti. Infatti, gli errori nella ricostruzione delle coordinate dei marker si propagano in modo imprevedibile nella definizione dei sistemi di riferimento e in ultima istanza nella stima degli angoli articolari, che è l'obiettivo della rilevazione.

La presenza di tessuti molli tra marker e osso sottostante introduce un problema di tipo metodologico riconosciuto come limite primario allo studio del movimento umano [7]. All'interfaccia tra sistema di acquisizione e segmento osseo si

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

presentano due tipi di errore: l'errore dovuto alla scorretta applicazione dei marker in corrispondenza dei punti di repere e l'artefatto da tessuto molle (ATM). Mentre il primo errore è di tipo umano e può essere facilmente corretto, il secondo riguarda la natura deformabile dei tessuti e rappresenta la principale fonte di errore nella ricostruzione della cinematica articolare. Diversi fattori contribuiscono in modo indipendente all'entità dell'ATM: effetti di inerzia, deformazione e scorrimento della pelle, contrazione muscolare; in aggiunta questi fenomeni sono esasperati proprio a livello delle articolazioni.

Una serie di studi ha permesso di arrivare alle conclusioni che gli errori derivanti da ATM sono di un ordine di grandezza maggiore rispetto agli errori strumentali, che il pattern da artefatto è compito-dipendente e presenta un'alta variabilità inter-paziente e che i marker superficiali possono essere utilizzati in modo affidabile per il calcolo delle flessione-estensioni ma non per quello delle altre rotazioni, perché il range di movimento nelle altre direzioni ha ordini di grandezza paragonabili a quelli dell'artefatto.

Per far fronte a questo problema sono state elaborate tecniche di minimizzazione e compensazione degli artefatti, come ad esempio la procedura di solidificazione e la calibrazione anatomica multipla (procedura CAST descritta in seguito). Altri studi riguardano la formulazione di un nuovo modello per le superfici deformabili, che tiene conto non solo di rototraslazioni, ma anche di trasformazioni di scala e di scorrimento. Altre tecniche ancora sfruttano la correlazione tra le articolazioni per ridurre gli artefatti considerando un modello multi-giunto del sistema scheletrico e procedendo con tecniche di ottimizzazione globale.

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### 1.4 Analisi video

In questo studio si è analizzato il cammino di soggetti affetti da morbo di Parkinson in due ambienti distinti: un laboratorio di analisi del movimento per lo studio della camminata a terra e una piscina per lo studio del cammino in acqua. Il laboratorio di analisi del movimento utilizzato è dotato di un sistema di acquisizione di tipo optoelettronico e l'analisi video si avvale di programmi che eseguono il tracking automatico sulla base di modelli biomeccanici.

Per quanto riguarda l'ambiente acquatico invece, sono state utilizzate delle videocamere subacquee di tipo commerciale sincronizzate tra loro al fine di riprendere punti di interesse contrassegnati da marker bi-adesivi posti sulla cute dei soggetti. L'analisi video è stata fatta con un programma ad hoc basato sull'algoritmo *KLT* (*Kanade-Lukas-Tomasi*) e sviluppato per il tracking di acquisizioni video fatte al di fuori di laboratori di Analisi del Movimento. Il programma utilizzato sfrutta una *ToolBox Matlab* ed è stato sviluppato presso il Laboratorio di Analisi del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione di Padova (*Mocap-Catch v. 1.3*). [8]

L'ambiente acquatico è uno degli ambienti con caratteristiche più sfavorevoli per l'analisi del movimento in quanto presenta una serie di complicazioni aggiuntive rispetto a quelle che si possono riscontrare in un ambiente esterno: le dimensioni dei marker sono piccole rispetto al volume d'acquisizione, la qualità dell'immagine è relativamente bassa, il background è rumoroso e può presentare illuminazione non uniforme, riflessi e bolle. Tutti questi aspetti aumentano la difficoltà di riconoscimento dei marker [9].



## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### 1.4.1 L'algoritmo KLT

L'algoritmo KLT sfrutta la tecnica di flusso ottico (“*optical flow*”) per rappresentare in modo flessibile il movimento e ricerca lo spostamento ottimo che descrive il movimento tra frame adiacenti [10]. Esso calcola lo spostamento di punti di interesse tra due frame video successivi, assumendo che la luminosità sia costante nella finestra di tracking e che quindi la differenza tra frame successivi in un certo punto di interesse sia dovuta al solo movimento. Inoltre si assume che l'entità del movimento sia piccola e tale da poter considerare lo spostamento del punto come una pura traslazione. Ciò avviene con successo se la frequenza di acquisizione (*frame rate*) è elevata rispetto alla velocità del gesto motorio. In questo caso infatti i due frame consecutivi sono strettamente correlati tra loro e possono essere pensati come la stessa immagine vista da due punti leggermente diversi. Sulla base di queste ipotesi si calcola lo spostamento dei marker minimizzando la somma delle distanze al quadrato (*SSD*) in una finestra di acquisizione che li contiene in due frame consecutivi.

Sia  $I(*,*, t)$  il generico frame video al tempo  $t$ . Se al tempo  $(t + \Delta t)$  un punto  $(x, y)$  subisce uno spostamento  $(\Delta x, \Delta y)$ , in ipotesi di sola traslazione si può scrivere

$$I(x, y, t + \Delta t) = I(x + \Delta x, y + \Delta y, t) \quad (1.4.1)$$

Riscrivendo in notazione più compatta, con  $\mathbf{x} = (x, y)^T$ ,  $\mathbf{d} = (\Delta x, \Delta y)^T$  e considerando la presenza di rumore  $r$

$$I(\mathbf{x}, t + \Delta t) = I(\mathbf{x} + \mathbf{d}, t) + r \quad (1.4.2)$$

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

L'algorithmo stima il vettore spostamento  $\mathbf{d}$  minimizzando nell'intorno del marker l'errore  $r$ ,

$$r = \sum_W [I(\mathbf{x} + \mathbf{d}, t) - I(\mathbf{x}, t + \Delta t)]^2 \quad (1.4.3)$$

In una piccola finestra  $W$  dell'immagine.

Approssimando  $I(\mathbf{x} + \mathbf{d}, t)$  con la sua espansione in serie di Taylor, si ottiene un sistema lineare nell'incognita  $\mathbf{d}$

$$\left( \underbrace{\sum_W G^T G}_A \right) (\mathbf{d}) = \left( \underbrace{\sum_W G^T \Delta I(x, \Delta t)}_b \right) \quad (1.4.4)$$

Con  $G$  vettore gradiente dell'immagine in posizione  $\mathbf{x}$  definito come  $G = \left( \frac{\partial I}{\partial x}, \frac{\partial I}{\partial y} \right)$

Tomasi successivamente modificò la definizione di  $G$  in modo da considerare le due immagini simmetriche

$$G = \left[ \frac{\partial(I(*, t) + I(*, t + \Delta t))}{\partial x} \quad \frac{\partial(I(*, t) + I(*, t + \Delta t))}{\partial y} \right] \quad (1.4.5)$$

Le feature da tracciare vengono poi individuate cercando punti dell'immagine dove la misura di cornerness o salienza  $c$  è un massimo locale.

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

$$c = \min \left( eig \left( \sum_w \begin{bmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} & \frac{\partial I}{\partial y} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} & \frac{\partial I}{\partial y} \end{bmatrix} \right) \right) \quad (1.4.6)$$

Dove  $\left( \sum_w \begin{bmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} & \frac{\partial I}{\partial y} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} & \frac{\partial I}{\partial y} \end{bmatrix} \right)$  è matrice che definisce il tensore di struttura ottenuto dai vettori gradienti.

Viene valutato in primo luogo su tutta l'immagine e successivamente viene effettuata una soppressione non massimale per mantenere solo i massimi locali. Dato che l'assunzione di linearità è valida solamente per piccoli spostamenti  $\mathbf{d}$  in pratica si usa un tracking KLT a più risoluzioni. Prima viene fatto un tracking a risoluzione grezza e poi il risultato viene aggiornato a risoluzioni più fini. Per aumentare l'accuratezza vengono fatte più iterazioni ad ogni step di risoluzione.

Operativamente, ogni video frame viene caricato in memoria video, dove vengono calcolati una sua versione *smoothed* e i suoi gradienti e viene costruita la sua piramide multi-risoluzione dell'intensità. Il tracking viene fatto ad ogni frame utilizzando le piramidi corrispondenti al frame corrente e al precedente.

## 1.5 Gait analysis

### 1.5.1 Modalità di rappresentazione delle rotazioni

Esistono diverse convenzioni per la descrizione del movimento nel tempo. La convenzione più utilizzata nel campo della biomeccanica descrive posizione e orientamento istantaneo di un segmento corporeo utilizzando 3 traslazioni e una sequenza di 3 rotazioni elementari definite secondo gli angoli di Cardano/Bryant [5].

Per rotazione elementare si intende la rotazione di una terna attorno ad un unico asse. Le rotazioni elementari coinvolgono quindi le rotazioni di un sistema lungo gli assi  $x, y$  o  $z$ . Considerando la terna 1 come terna fissa e la terna 2 come terna ruotata, per  $R_*(\alpha)$  è intesa la rotazione lungo l'asse \* che porta la terna 2 sulla terna 1, nella notazione utilizzata finora  ${}^1R_2$

La rotazione lungo l'asse  $x$ ,  $R_x(\alpha)$  è data dalla matrice

$$R_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (1.5.1)$$

La rotazione lungo l'asse  $y$ ,  $R_y(\beta)$  è data dalla matrice

$$R_y(\beta) = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \quad (1.5.2)$$

La rotazione lungo l'asse  $z$ ,  $R_z(\gamma)$  è data dalla matrice

$$R_z(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.5.3)$$

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

La convenzione di Cardano/Bryant definisce l'orientazione finale di una terna mobile rispetto ad una terna fissa come il prodotto di 3 rotazioni successive attorno agli assi mobili. Per le proprietà delle matrici di rototraslazione, quando le rotazioni avvengono rispetto agli assi del sistema di riferimento fisso, le rispettive matrici di rotazione devono essere pre-moltiplicate per ottenere la matrice finale. Al contrario, quando le rotazioni avvengono in successione rispetto agli assi del sistema di riferimento mobile, le rispettive matrici di rotazione devono essere post-moltiplicate per ottenere la matrice di rotazione finale.

In particolare, tra tutte le possibili combinazioni elementari, la convenzione di Grood & Sontay è quella più utilizzata nella descrizione della cinematica articolare. Essa considera la successione di rotazioni  $(z, x, y)$  per definire la posizione dell'articolazione rispetto al sistema di riferimento globale, cioè la matrice  ${}^gR_j$  [5], [11]

$$\begin{aligned}
 {}^gR_j &= R_z(\alpha)R_x(\beta)R_y(\gamma) \\
 &= \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \gamma & 0 & \sin \gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \gamma & 0 & \cos \gamma \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} (\cos \alpha \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma) & -\sin \alpha \cos \beta & (\cos \alpha \sin \gamma + \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma) \\ (\sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma) & \cos \alpha \cos \beta & (\sin \alpha \sin \gamma - \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma) \\ -\cos \beta \sin \gamma & \sin \beta & \cos \beta \cos \gamma \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{1.5.4}$$

Nota la matrice di rotazione  ${}^gR_j$ , si ricavano gli angoli  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  tramite delle semplici operazioni trigonometriche.

Quando  $\beta = (\pm \frac{\pi}{2} + k\pi)$  si ha il fenomeno di gimbal-lock, in cui non è più possibile definire tre rotazioni distinte, ma ne sono sufficienti 2. Dal punto di vista

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

della descrizione della cinematica articolare questa situazione deve essere il più possibile evitata, perché non permette la descrizione degli angoli che caratterizzano il movimento. A questo scopo, è necessario definire l'asse  $x$  (lungo il quale avviene appunto la rotazione  $\beta$ ) in modo tale che rappresenti dei movimenti articolari che non possano fisicamente raggiungere ampiezze prossime alla condizione di gimbal-lock ( $\pm \frac{\pi}{2}$ ).

### 1.5.2 *Analisi dei sistemi di riferimento*

L'obiettivo principale dell'analisi del movimento è quello di fornire una misura accurata, ripetibile e confrontabile della cinematica articolare e di farlo cercando di rimanere il più possibile coerente con la terminologia propria del mondo della medicina e dell'anatomia in modo tale da rendere le informazioni ottenute accessibili e comprensibili in ambienti anche molto diversi tra loro.

A questo scopo è necessario definire dei sistemi di riferimento capaci di approssimare sufficientemente bene i piani di movimento propri del corpo umano: piano frontale o coronale, piano sagittale e piano trasversale lungo i quali avvengono rispettivamente ab-adduzioni, flessione-estensioni e intra-extra rotazioni delle articolazioni.

In un laboratorio di analisi del movimento esistono diversi sistemi di riferimento, sia globali che locali [5] [11]. I sistemi globali risultano solidali con la strumentazione ed il laboratorio e sono:

- sistema della fotogrammetria rispetto al quale il sistema fotogrammetrico fornisce le coordinate ricostruite dei marker;
- sistema del compito motorio, coerente con l'atto motorio in esame;

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

- sistema dinamometrico, rispetto al quale il dinamometro fornisce i dati di forza e pressione.

Tutti questi sistemi di riferimento devono essere calibrati, cioè devono essere calcolati i parametri delle loro matrici di rototraslazione rispetto ad un sistema di riferimento detto globale primario (SGP), che solitamente viene fatto coincidere con il sistema del compito motorio.

La calibrazione avviene attraverso l'individuazione di più punti fiduciari, le cui coordinate sono note sia nel sistema di riferimento da calibrare, che in quello primario. E' buona norma utilizzare in questa fase un numero di punti fiduciari maggiore rispetto alle incognite e ricercare la soluzione migliore attraverso tecniche di ottimizzazione.

I sistemi di riferimento locali sono i diretti responsabili della descrizione del movimento e vengono definiti a partire da punti identificati da marker, le cui coordinate vengono fornite nel sistema di riferimento globale. Sono sistemi caratterizzati dall'essere strettamente associati al segmento corporeo a cui si riferiscono.

Di seguito vengono descritti nel dettaglio i diversi sistemi di riferimento locali e le relazioni che intercorrono tra loro.

### *Sistema di riferimento morfologico (MTF, morphological technical frame)*

E' un sistema di riferimento usato in esperimenti che forniscono anche la morfologia del segmento corporeo. Spesso la morfologia non è disponibile, per cui nella normale pratica di analisi non viene definito.

### *Sistema di riferimento tecnico del cluster dei marcatori (CTF, marker cluster technical frame)*

Viene utilizzato nella descrizione del movimento del segmento corporeo e viene costruito a partire da un minimo di 3 marker non allineati associati al segmento di interesse, chiamati per la loro funzione marker tecnici. Essi devono soddisfare

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

caratteristiche specifiche di visibilità rispetto al più alto numero possibile di telecamere e di minimizzazione del movimento relativo rispetto all'osso sottostante. Il loro posizionamento non si rifà quindi alla morfologia dell'osso sottostante, e il sistema di riferimento generato assume posizione e orientazione arbitraria rispetto ad esso.

Per integrare le eventuali informazioni derivanti dall' MTF e necessario stimare la posa di quest'ultimo rispetto al CTF, tramite una procedura di calibrazione anatomica. Essa sfrutta la posizione di punti di repere anatomico (ALs, *anatomical landmarks*), le cui posizioni vengono misurate nei due sistemi di riferimento. Vengono scelti questi punti perché sono facili da individuare e corrispondono solitamente a prominenze ossee palpabili. Questi punti assumono il ruolo di punti fiduciali e permettono il calcolo del vettore posizione e la matrice orientamento che descrivono un punto nel CTF in funzione delle sue coordinate nell'MTF.

### *Sistema di riferimento anatomico (AF, anatomical frame)*

E' un sistema di riferimento atto a descrivere posizione e orientamento del segmento osseo, e deve essere quindi definito in modo da soddisfare il più possibile la ripetibilità inter- e intra-operatore.

A questo scopo viene costruito a partire da punti facilmente riconoscibili quali i punti di repere anatomico e i piani individuati dai suoi assi approssimano i piani di movimento frontale, sagittale e trasversale.

I sistemi di riferimento anatomici utilizzati in questo studio riguardano il sistema locomotore e comprendono la pelvi e i segmenti degli arti inferiori, in particolare la coscia, la gamba e il piede.

Essi vengono definiti con modalità diverse a seconda del protocollo di gait utilizzato.



## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### 1.5.3 Cinematica articolare

Una volta definiti tutti i sistemi di riferimento locali è possibile stabilire quali sono le relazioni tra essi e con il sistema globale primario che permettono la descrizione della cinematica articolare in statica e in dinamica.

A tal fine si descrivono 5 *step* fondamentali di trasformazione di coordinate che permettono di calcolare le grandezze di interesse, ossia le traiettorie angolari delle articolazioni dell'arto inferiore [5].

- 1) Si parte dalla conoscenza delle coordinate dei punti di interesse (gli  $N$  marker) fornite dalla strumentazione rispetto al sistema di riferimento globale primario (per comodità chiamato sistema globale in seguito) al generico tempo  $t$ . In notazione:

$$\begin{aligned} {}^g P_i(t) &= [ {}^g p_{xi}(t), {}^g p_{yi}(t), {}^g p_{zi}(t) ]^T \\ i &= 1, \dots, N ; \\ t &= 0, \dots, T_{acq} ; \end{aligned} \tag{1.5.5}$$

Le posizioni dei marker del sistema tecnico vengono sfruttate per costruirlo secondo regole geometriche specifiche. La matrice  ${}^g R_{tec}(t)$  è descritta semplicemente dai versori calcolati:

$${}^g R_{tec}(t) = [i(t) \quad j(t) \quad k(t)] \tag{1.5.6}$$

Per ottenere la posa completa del sistema tecnico non resta che calcolare la posizione dell'origine rispetto al sistema globale,  ${}^g O_{tec}(t)$ .

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Una procedura per la stima della posa è data dal metodo di Chao-Morrey.

Date le posizioni di 3 marker  $m_1$ ,  $m_2$  ed  $m_3$  il metodo procede come segue:

si prende uno dei marker, per esempio  $m_2$ , come origine del sistema tecnico e si definiscono i versori

$$k = \frac{m_1 - m_2}{\|m_1 - m_2\|} \quad (1.5.7)$$

$$i = \frac{(m_3 - m_2) \wedge k}{\|(m_3 - m_2) \wedge k\|} \quad (1.5.8)$$

$$j = k \wedge i \quad (1.5.9)$$

Per cui  ${}^gR_{tec} = [i \ j \ k]$ ;  ${}^gO_{tec} = m_2$ .

In alternativa come origine è possibile scegliere il centroide del cluster.

Questo metodo produce una stima della posa sub-ottima, perché a causa del rumore la posizione del marker  $i$ -esimo nel sistema locale non è tempo-invariante. La stima ottima si calcola cercando la posa che minimizza questo errore con tecniche di ottimizzazione come quella ai minimi quadrati.

- 2) Una volta definita la posa dei sistemi tecnici, si determinano le coordinate degli  $N_a$  punti di repere anatomico rispetto al sistema di riferimento globale e tecnico per  $t = 0$ , in statica. Ciò si ottiene attraverso semplici trasformazioni di coordinate:

$${}^g a_j(0) = [x_j(0) \ y_j(0) \ z_j(0)]^T; \quad (1.5.10)$$
$$j = 1, \dots, N_a$$

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

$$\begin{aligned} {}^{tec}a_j &= {}^{tec}R_g(0) {}^g a_j(0) + {}^{tec}O_g(0); \\ j &= 1, \dots, N_a \end{aligned} \quad (1.5.11)$$

- 3) Definiti i punti di repere nel sistema di riferimento tecnico, grazie all'assunzione di tempo-invarianza per la posizione dei punti di repere rispetto al sistema tecnico, è possibile determinare le loro coordinate in dinamica sfruttando l'evoluzione della posa del sistema tecnico:

$$\begin{aligned} {}^g a_j(t) &= {}^g R_{tec}(t) {}^{tec}a_j + {}^g O_{tec}(t) \\ j &= 1, \dots, N_a \end{aligned} \quad (1.5.11)$$

- 4) Note le posizioni dei punti di repere è possibile calcolare la posa dei sistemi di riferimento anatomici di interesse, secondo le convenzioni descritte nel paragrafo precedente, cioè si ricavano  ${}^g R_{ana}(t)$  e  ${}^g O_{ana}(t)$  in funzione dei punti di repere  ${}^g a_j(t)$
- 5) A partire dai sistemi di riferimento anatomici, è possibile calcolare i sistemi di riferimento di articolazione, capaci di descrivere il moto relativo tra segmenti adiacenti: il prossimale e il distale [11]. Dato un punto nel sistema globale esso può essere descritto con pari dignità come:

$${}^g p = {}^g R_d {}^d p + {}^g o_d \quad (1.5.12)$$

Oppure come

$${}^g p = {}^g R_p {}^p p + {}^g o_p \quad (1.5.13)$$

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Sostituendo l'eq (1.5.12) in (1.5.13) si ha

$${}^gR_p {}^p p = {}^gR_d {}^d p + {}^g o_d - {}^g o_p \quad (1.5.14)$$

$${}^p p = \underbrace{({}^gR_p)^T {}^gR_d}_{{}^gR_j} {}^d p + \underbrace{({}^gR_p)^T ({}^g o_d - {}^g o_p)}_{{}^g o_j} \quad (1.5.15)$$

$${}^p p = {}^gR_j {}^d p + {}^g o_j \quad (1.5.14)$$

Con  ${}^gR_j$  = matrice di orientamento del giunto

${}^g o_j$  = vettore posizione del giunto

La matrice di orientamento del giunto viene spesso descritta secondo la convenzione di Grood&Suntay. Si ricorda che la convenzione prevede la rotazione attorno agli assi mobile nella sequenza  $(z, x, y)$  (*Figura 1.7*). Partendo da una situazione in cui i due sistemi coincidono, si considera il sistema prossimale come sistema fisso  $(X, Y, Z)$  e il sistema distale come sistema mobile  $(x, y, z)$ . Si esegue una prima rotazione  $\alpha$  attorno all'asse  $Z$  o  $z$  (è indifferente perché all'inizio coincidono), poi una successiva rotazione  $\beta$  attorno all'asse  $x$  del distale (detto asse flottante) e per finire un'ultima rotazione  $\gamma$  attorno all'asse  $y$  del distale, per cui:

$${}^gR_j = R_z(\alpha)R_x(\beta)R_y(\gamma) \quad (1.5.15)$$

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

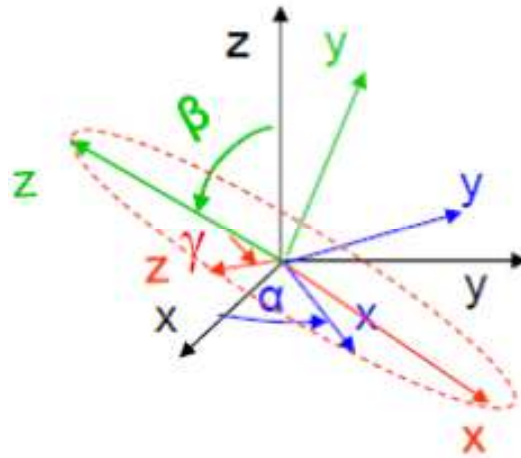


Figura 1.7 Risultato delle rotazioni secondo la convenzione di Grood & Suntay [5]

I versori di questa matrice (Figura 1.8-9-10 [5]) sono i versori del sistema di riferimento articolare. Espressi nel sistema di riferimento del prossimale sono rispettivamente:

$$u_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$u_2 = \begin{bmatrix} \cos \alpha \\ \sin \alpha \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$u_3 = \begin{bmatrix} -\sin \alpha \cos \beta \\ \cos \alpha \cos \beta \\ \sin \beta \end{bmatrix}$$

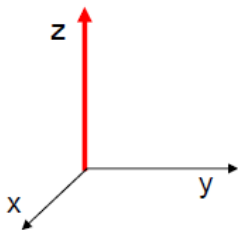


Figura 1.8

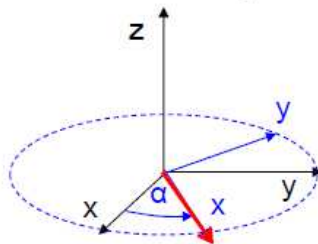


Figura 1.9

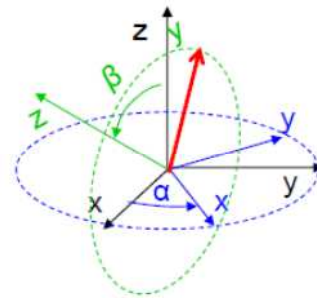


Figura 1.10

Individuano un sistema di coordinate non ortogonali ed descrivono rispettivamente la flessione-estensione, l'ab-adduzione e l'intra-extra rotazione del

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

segmento distale rispetto al prossimale relativamente alla condizione di riferimento in cui i due segmenti sono allineati.

### 1.6 Protocolli di Gait

L'analisi del cammino richiede che siano definite delle procedure standard al fine di poter ricavare le informazioni necessarie allo studio non solo della cinematica articolare, ma anche della cinetica, con la rilevazione delle forze in gioco durante il compito motorio.

L'analisi della cinematica articolare richiede di definire come i segmenti corporei si muovono nello spazio tridimensionale nel tempo e soprattutto quali sono le orientazioni relative che essi assumono gli uni rispetto agli altri. E' un'analisi quantitativa, in cui i segmenti corporei vengono descritti in modo sintetico attraverso dei sistemi di riferimento locali e il loro movimento viene monitorato nel tempo rispetto ad un sistema di riferimento fisso.

E' di fondamentale importanza scegliere un protocollo che dia le direttive riguardo alla definizione di una serie di fattori tra cui il set up di marker, i sistemi di riferimento da utilizzare, i metodi di stima del centro dell'anca, le convenzioni per le rotazioni articolari e i metodi di stima dei parametri inerziali.

Esistono diversi protocolli di cammino; i più importanti sono:

- *il protocollo Davis (1991)*
- *il protocollo CAST di Cappozzo et al. (1995)*
- *il protocollo Leardini et al. (2007)*

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### 1.6.1 Il protocollo Davis

Il protocollo Davis è stato sviluppato nel 1991 presso il NCH (Newington Children's Hospital (USA)) [12].

#### Set-up dei marcatori

Nel protocollo Davis il numero di marker utilizzati rappresenta il set-up minimo per la descrizione 3D del cammino (*Figura 1.11*).

Per la pelvi, due marker sono posizionati in corrispondenza delle ASIS (R e B) e un marker a bacchetta si trova alla base del sacro (H) orientato di un angolo tale da far giacere il marker H nel piano individuato da ASIS e PSIS.

Per la coscia destra (Right), vengono posizionati tre marker, RH, RF ed RK tra loro uniti da un asta rigida e posizionati in modo tale che sia l'asse epicondolare che quello longitudinale della coscia giacciono nel piano da essi individuato. Il marker RK viene messo in corrispondenza dell'asse epicondolare. Le stesse operazioni sono ripetute per la coscia sinistra.

I marker della gamba (destra), RA, RB e RP sono posizionati a formare un altro piano, in cui si trova l'asse epicondolare. Il marker RA si trova a livello del malleolo laterale. Anche l'asse longitudinale della gamba giace sul piano individuato da questi marker. Le stesse operazioni sono ripetute per la gamba sinistra.

Il piede destro vede i marker posizionati in corrispondenza dell'aspetto laterale della quinta testa metatarsale (RT) e del tallone (RQ), posizionato solo per le misure di statica in modo tale che il vettore individuato dai 2 marker risulti parallelo alla pianta e allineato con la retta di progressione del piede.

I sistemi di riferimento anatomici (*Figura 1.12*) vengono definiti a partire dalle posizioni dei marker tramite regole geometriche.

I centri dell'articolazione vengono fatti equivalere alle origini dei sistemi anatomici dei rispettivi segmenti distali. Per quanto riguarda la determinazione

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

dell'origine dell'articolazione dell'anca invece, il protocollo utilizza dei modelli predittivi basati su misure antropometriche.

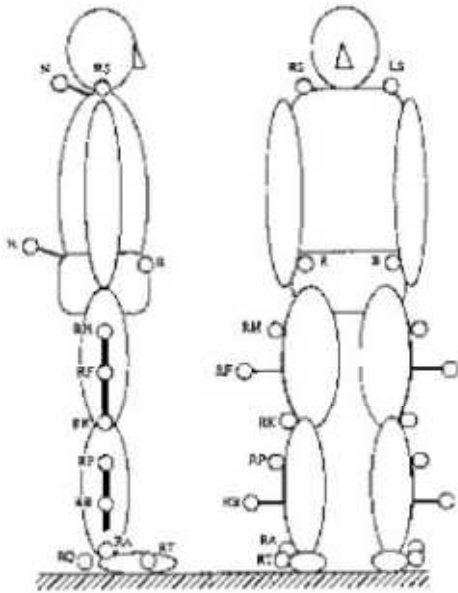


Figura 1.11 Set up dei marcatori nel protocollo Davis [12]

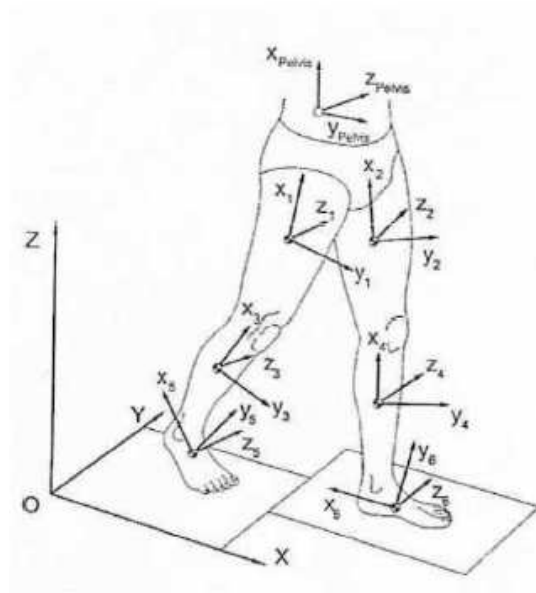


Figura 1.12 Sistemi di riferimento anatomici nel protocollo Davis [12]

### Determinazione delle rotazioni

Il protocollo Davis descrive la matrice di trasformazione dal sistema articolare al globale come successione di tre rotazioni attorno ad assi mobili con sequenza  $(y, x, z)$ , secondo la convenzione cardanica. Le rotazioni sono interpretate rispettivamente come flessione-estensione, ab-adduzione e intra-extra rotazioni.

Per finire, la stima dei parametri inerziali viene condotta sulla base di modelli di regressione.



## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Il protocollo Davis garantisce la ricostruzione dello spazio 3D, i marcatori sono ben visibili, la loro applicazione è semplice e veloce e l'apparecchiatura risulta poco ingombrante per il soggetto permettendo movimenti naturali. Di contro, questo protocollo non garantisce l'affidabilità nella definizione dei piani anatomici, risulta poco accurato per la grande variabilità nell'applicazione delle aste rigide e per lo skin effect presente nei marker direttamente applicati alla pelle. Questo porta ad una grande variabilità sia intra- che inter- operatore [5].

### 1.6.2 Il protocollo CAST

Le coordinate dei punti di reperi possono essere individuate grazie al posizionamento di marker specifici oppure possono essere ricavate sfruttando la loro calibrazione rispetto ad un sistema di riferimento tecnico. Quest'ultimo procedimento viene definito protocollo CAST (*Calibrated Anatomical System Technique*).

Il protocollo CAST è stato messo a punto nel 1995 presso l'istituto di Fisiologia Umana dell'Università La Sapienza di Roma e il Laboratorio di Analisi del Movimento degli Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna [13] [14].

#### Set-up dei marcatori

Il set-up dei marcatori prevede l'uso di placche rigide in posizioni non standardizzate su cui sono montati marker. Le placche limitano l'artefatto da tessuto molle (ATM) e vengono collocate in corrispondenza di ogni segmento corporeo a rappresentanza del rispettivo sistema di riferimento tecnico. La procedura CAST come suggerisce l'acronimo ha come obiettivo la costruzione dei sistemi anatomici a partire da punti di reperi che non vengono direttamente evidenziati da marker, ma vengono calibrati rispetto al sistema di riferimento

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

tecnico. Grazie all'assunzione dell'osso come corpo rigido, la posizione dei punti di repere è tempo-invariante rispetto al corrispondente sistema tecnico. Da ciò è possibile ricostruire la loro traiettoria, è quindi l'orientamento del sistema anatomico associato, nota la posa del sistema tecnico rispetto al globale.

Solitamente il protocollo CAST prevede la calibrazione dei punti di repere con l'utilizzo di una bacchetta su cui vengono montati due marker a distanza nota rispetto alla punta e situati il più distante possibile tra loro per limitare gli errori di ricostruzione del sistema fotogrammetrico.

La punta della bacchetta viene quindi posizionata in corrispondenza del punto di repere, in modo che sia i marker del sistema tecnico sia la bacchetta siano ben visibili da più telecamere possibili. E' sufficiente l'acquisizione di un frame per ricavare la posizione del punto di repere nel sistema di riferimento globale e quindi rispetto al CTF grazie ad una semplice trasformazione di coordinate.

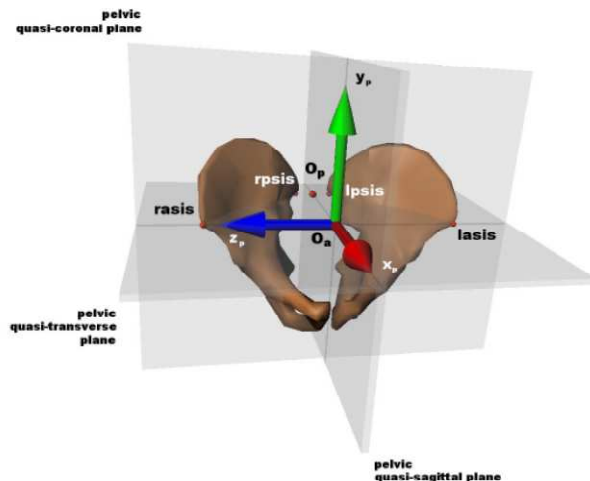
### Sistemi di riferimento anatomici

I sistemi di riferimento anatomici vengono quindi definiti tramite regole geometriche a partire dai punti di repere anatomici individuati. Di seguito vengono elencati in dettaglio i sistemi della pelvi e degli arti inferiori [15].

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### *Sistema di riferimento della pelvi*

Punti di reperi anatomico della pelvi:



**RASIS:** spina iliaca anteriore superiore destra

**LASIS:** spina iliaca anteriore superiore sinistra

**RPSIS:** spina iliaca superiore posteriore destra

**LPSIS:** spina iliaca superiore posteriore sinistra

Figura 1.13 Sistema di riferimento della pelvi [15]

Il sistema di riferimento associato alla pelvi viene costruito con i seguenti passaggi:

l'origine  $O_p$  è situata nel punto intermedio tra le due ASIS

l'asse  $z_p$  è orientato lungo la linea che congiunge le ASIS e ha direzione positiva da sinistra verso destra

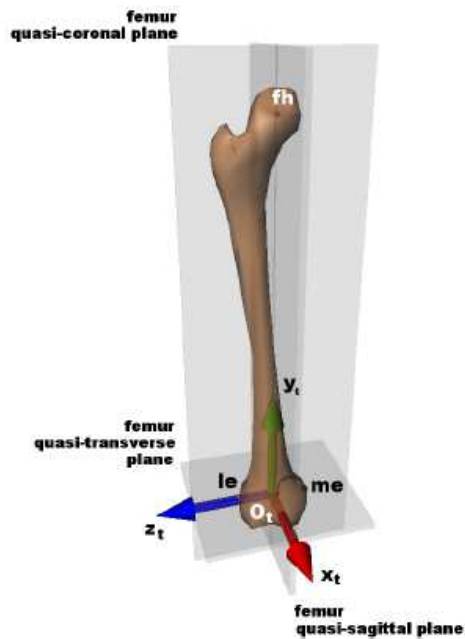
l'asse  $x_p$  giace nel piano quasi-trasversale e risulta ortogonale all'asse  $z_p$  con direzione positiva anteriore

l'asse  $y_p$  è perpendicolare agli altri due assi e ha direzione positiva verso l'alto (prossimale).

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### *Sistema di riferimento della coscia*

Punti di repera anatomico della coscia:



**FH**: centro della testa del femore

**LE**: epicondilo laterale

**ME**: epicondilo mediale

Figura 1.13 Sistema di riferimento della coscia [15]

Il sistema di riferimento associato alla coscia viene costruito con i seguenti passaggi:

l'origine  $O_t$  è situata nel punto intermedio tra ME ed LE

l'asse  $y_t$  è orientato lungo la linea che congiunge  $O_t$  e FH e ha direzione positiva verso l'alto

l'asse  $z_t$  giace nel piano quasi-coronale e risulta ortogonale all'asse  $y_t$  con direzione positiva da sinistra a destra

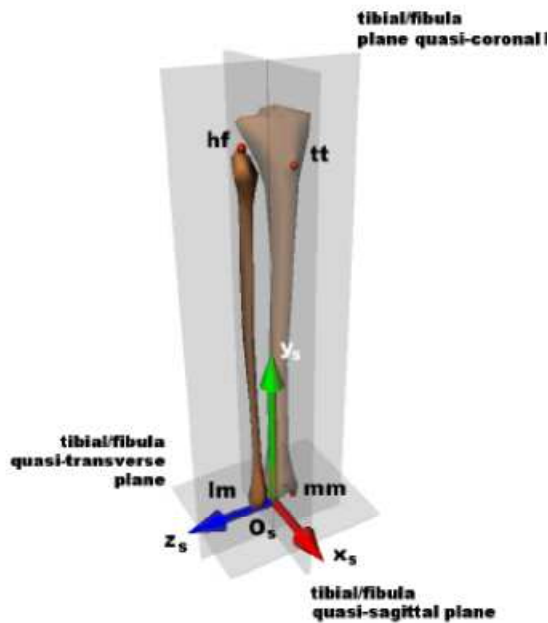
l'asse  $x_t$  è perpendicolare agli altri due assi e ha direzione positiva anteriore.

1.1

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### *Sistema di riferimento della gamba*

Punti di reperi anatomico della tibia/fibula



**HF:** apice della testa della fibula

**TT:** prominenza della tuberosità tibiale

**MM:** apice distale del malleolo mediale

**LM:** apice distale del malleolo laterale

Figura 1.15 Sistema di riferimento della gamba  
[15]

Il sistema di riferimento associato al complesso tibia/fibula viene costruito con i seguenti passaggi:

l'origine  $O_s$  è situata nel punto intermedio tra MM ed LM

l'asse  $y_s$  è definito dall'intersezione dei piani quasi-coronale e quasi-sagittale e ha direzione positiva verso l'alto

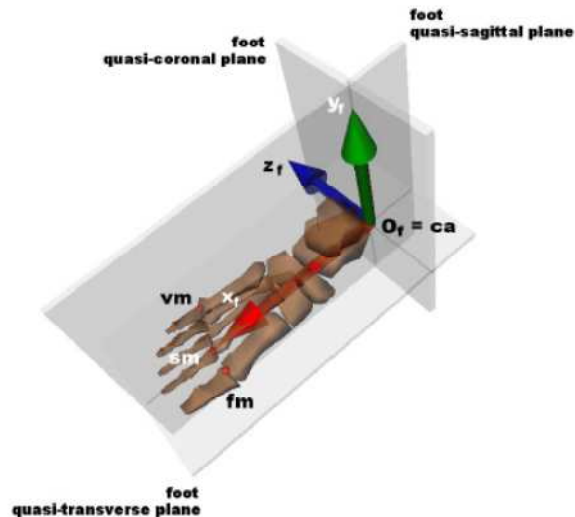
l'asse  $z_s$  giace nel piano quasi-coronale e risulta ortogonale all'asse  $y_t$  con direzione positiva da sinistra a destra

l'asse  $x_s$  è perpendicolare agli altri due assi e ha direzione positiva anteriore.

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### *Sistema di riferimento del piede*

Punti di repere anatomico del piede:



**CA:** prominenza superiore del calcagno

**FM:** aspetto dorsale della prima testa metatarsale

**SM:** aspetto dorsale della seconda testa metatarsale

**VM:** aspetto dorsale della quinta testa metatarsale

Figura 1.16 Sistema di riferimento del piede [15]

Il sistema di riferimento associato al piede viene costruito con i seguenti passaggi:

l'origine  $O_f$  coincide col punto di repere CA

l'asse  $y_f$  è definito dall'intersezione dei piani quasi-coronale e quasi-sagittale e ha direzione positiva verso l'alto

l'asse  $z_f$  giace nel piano quasi-trasversale e risulta ortogonale all'asse  $y_f$  con direzione positiva da sinistra a destra

l'asse  $x_f$  è perpendicolare agli altri due assi e ha direzione positiva anteriore.

Per ogni sistema di riferimento anatomico quindi, l'asse  $x$  corrisponde all'asse antero-posteriore, l'asse  $y$  al longitudinale e l'asse  $z$  al medio-laterale.

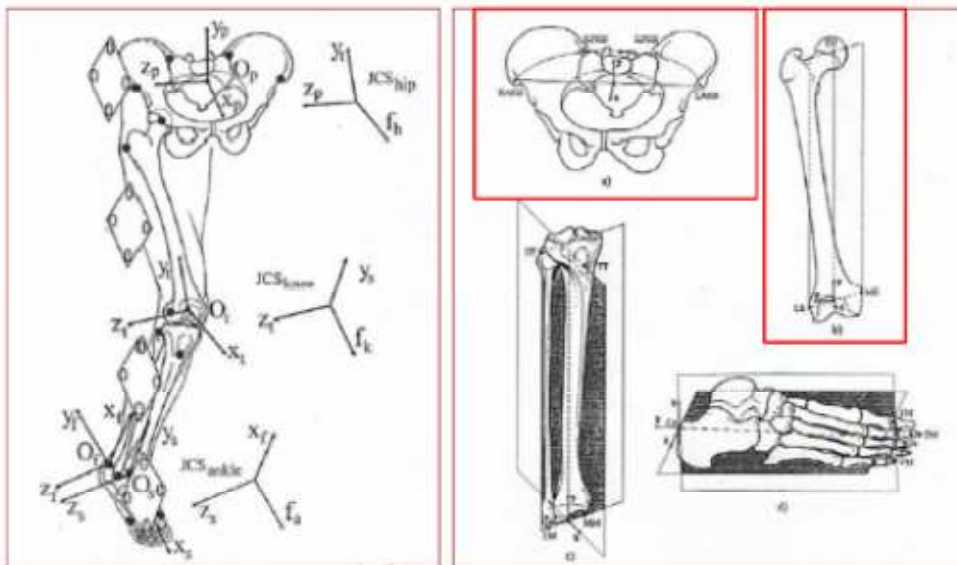


Figura 1.17 Sistemi di riferimento anatomici e di articolazione nel protocollo CAST [13]

### Definizione delle rotazioni

La matrice orientamento dell'articolazione rispetto al sistema globale viene definita con la convenzione di Grood&Suntay a partire dai 2 sistemi di riferimento anatomici che caratterizzano il giunto.

Le origini dei sistemi di riferimento di giunto per l'arto inferiore vengono posti in corrispondenza della testa del femore per l'articolazione dell'anca, del punto medio tra i condili per il ginocchio e del punto intermedio tra i malleoli per l'articolazione tibio-tarsica. Per la calibrazione della testa del femore si ricorre ad un approccio funzionale, in cui il centro dell'acetabolo viene considerato come centro dell'articolazione dell'anca e viene assunto come punto di rotazione tra i due segmenti adiacenti di pelvi e coscia. Le sue coordinate vengono quindi stimate facendo compiere al soggetto dei movimenti specifici. In seguito, per ricavare la posizione della testa del femore, il soggetto assume una posizione in cui quest'ultima e il centro dell'acetabolo possono essere considerati coincidenti.

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

Infine la stima dei parametri inerziali avviene tramite modelli di regressione.

Anche se l'uso di marker direttamente applicati in corrispondenza degli AL risulta una pratica decisamente più semplice e diretta per la determinazione dei sistemi anatomici, l'utilizzo della calibrazione tramite protocollo CAST è utile in quanto può salvaguardare l'acquisizione dei dati di interesse anche in casi sfavorevoli come la perdita di marker durante l'atto motorio o il loro mancato rilevamento da parte della strumentazione. Inoltre è possibile calibrare punti di repere in cui il posizionamento di un marker risulta scomodo per l'atto motorio in esame.

Questo protocollo soddisfa i requisiti di tridimensionalità, visibilità dei marcatori e risulta affidabile nella ricostruzione dei piani anatomici grazie alla calibrazione dei punti di repere. E' un protocollo accurato e presenta bassa variabilità sia inter- che intra- operatore.

Di contro ha tempi di preparazione molto lunghi perché richiede la calibrazione di tutti i punti di repere e la presenza di placche rigide può limitare la naturalezza del gesto motorio. In più la calibrazione della testa del femore con approccio funzionale non è effettuabile per soggetti con difficoltà motorie in corrispondenza dell'articolazione dell'anca [5].

### *1.6.3 Il protocollo Leardini (IOR-Gait)*

Il protocollo Leardini, più comunemente noto come IOR-Gait, è stato sviluppato nel 2007 presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna [1]. Esso nasce come compromesso tra la necessità di riduzione del tempo di preparazione del paziente e dell'ingombro dell'apparecchiatura e necessità di mantenere l'accuratezza che caratterizza il protocollo CAST.



## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### Set-up dei marcatori

I marker sono applicati in corrispondenza di ASIS e PSIS, eminenza laterale del gran trocantere (GT), epicondilo laterale (LE), tuberosità tibiale (TT), malleolo laterale (LM), calcagno (CA) e aspetti dorsali della prima e quinta testa metatarsale (FM,VM).

La testa del femore (FH) viene ricostruita tramite modelli predittivi geometrici a partire dalle posizioni delle creste iliache anteriori e posteriori (ASIS e PSIS). I punti di reperi FH, GT e LE formano un sistema di riferimento tecnico che viene sfruttato per la calibrazione anatomica dell'epicondilo mediale (ME). I tre marker della gamba, TT, HF e LM costituiscono un altro sistema di riferimento tecnico, rispetto al quale viene calibrato il malleolo mediale (MM). Infine, la seconda testa metatarsale (SM), viene calibrata sfruttando il sistema di riferimento tecnico dato dai marker CA, FM e VM.

### Definizione dei sistemi anatomici

I sistemi anatomici vengono definiti allo stesso modo del protocollo CAST. Le matrici orientamento del sistema di riferimento articolare vengono definite secondo la convenzione di Grood&Suntay e i versori di questo sistema individuano le rotazioni dei segmenti distali rispetto ai prossimali in termini di flessione-estensione, ab-adduzione ed intra-extra rotazioni.

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

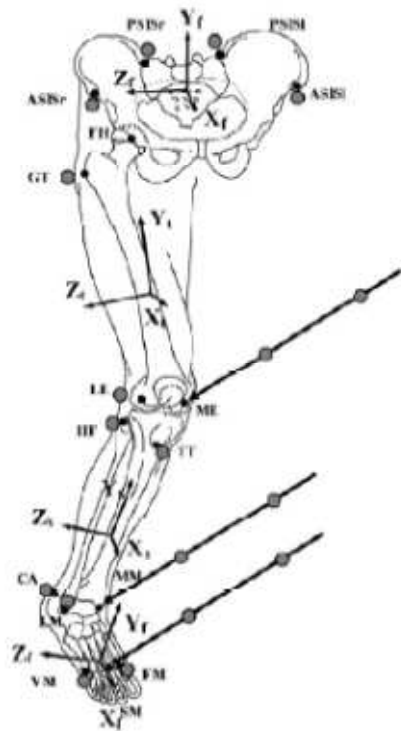


Figura 1.18 Set up dei marker nel protocollo CAST [1]

La stima dei parametri inerziali avviene attraverso modelli di regressione.

Questo protocollo riunisce i vantaggi offerti dai due protocolli visti in precedenza: è assicurata la ricostruzione 3D delle traiettorie dei segmenti, i marcatori risultano visibili e i piani anatomici sono definiti in modo affidabile. Inoltre viene diminuito il tempo di preparazione del soggetto, non si ha l'ingombro della strumentazione e i tempi di acquisizione dei dati vengono ridotti. In più la variabilità inter- e intra- operatore è bassa se il training è omogeneo [5].

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### 1.7 *Outline dello studio*

In questo studio si sono analizzati i parametri di cammino di soggetti affetti dal morbo di Parkinson in relazione ad una popolazione di controllo in due ambienti diversi: un laboratorio di analisi del movimento, per il cammino a terra e una piscina, per il cammino in acqua.

I soggetti sono stati ripresi in due intervalli di tempo distinti, tra i quali hanno seguito un percorso di fisioterapia in ambiente acquatico.

L'obiettivo dello studio è stato analizzare in modo quantitativo come i due tipi di ambienti influenzino il cammino, quali strategie i soggetti assumano durante la locomozione in acqua e se, a seguito del percorso di riabilitazione effettuato, essi presentino un miglioramento nella mobilità e dei pattern articolari più simili a quelli fisiologici. A tal fine si è sviluppato un codice Matlab che consentisse di confrontare tra loro le variabili cinematiche (angoli articolari) attraverso la generazione di fasce di normalità (media  $\pm$  1 deviazione standard) che includessero solo delle curve omogenee tra loro. La relazione tra le curve rappresentanti gli angoli articolari nel ciclo del passo (ogni curva è rappresentata da 100 campioni) è stata analizzata tramite la stima del coefficiente di correlazione, al quale è stata imposta una soglia  $>0.75$ .

Le differenze riscontrate tra i diversi confronti effettuati sono state analizzate dal punto di vista statistico tramite il Test di Student e sono state considerate consistenti solamente quelle che hanno presentato un valore di significatività (p-value  $< 0,05$ ).

## CAPITOLO 1. GAIT ANALYSIS

### *Outline della tesi:*

#### *Capitolo 1. Gait analysis*

Teoria dell'Analisi del Movimento, descrizione del ciclo del passo, analisi dei sistemi di acquisizione e dei loro principi di funzionamento. Descrizione dei protocolli di cammino.

#### *Capitolo 2 Il Morbo di Parkinson*

Spiegazione della clinica e della sintomatologia motoria e non motoria. Descrizione di alcune scale e test di valutazione dei deficit di movimento e degli studi riguardanti l'analisi del cammino patologico.

#### *Capitolo 3. Materiali e metodi*

Descrizione del campione analizzato, degli strumenti e protocolli adoperati e delle variabili elaborate. Spiegazione delle tecniche di selezione e di analisi statistica utilizzate.

#### *Capitolo 4. Risultati*

Presentazione dei risultati tramite confronto tra fasce di normalità degli angoli articolari, con la visualizzazione delle aree di significatività statistica.

#### Capitolo 5. Discussione

Interpretazione dei risultati, motivando le fasce di normalità ottenute in risposta alla patologia e all'ambiente di acquisizione.

#### Capitolo 6. Conclusioni

## **CAPITOLO 2**

### **IL MORBO DI PARKINSON**

Il morbo di Parkinson è una malattia a carattere neurodegenerativo, ad evoluzione lenta ma progressiva, che coinvolge principalmente, ma non solo, alcune funzioni quali il controllo del movimento e dell'equilibrio. Fa parte del gruppo di malattie note come "Disordini del Movimento" e fra queste è quella ad incidenza maggiore.

I sintomi del Parkinson sono noti fin dall'antichità: esistono scritti di medicina indiana risalenti al 5000 a.C. che li descrivono, anche se una caratterizzazione più completa è da attribuire al farmacista chirurgo londinese James Parkinson attorno al XIX secolo nel libretto "Trattato sulla paralisi agitante".

Il morbo di Parkinson è una malattia presente in tutti i gruppi etnici, in entrambi i sessi con una lieve prevalenza in quello maschile. L'età di esordio è attorno ai 58-60 anni ma esistono casi di Parkinson precoce, che colpisce il 5% circa dei pazienti e si sviluppa tra i 21 ed i 40 anni. L'incidenza sulla popolazione è di circa l'1% sopra i 60 anni e la percentuale si innalza fino al 3-5% nella popolazione sopra gli 80 anni [16].

#### **2.1 La clinica**

Nel corso degli anni sono state fatte molte scoperte nel campo della patologia del morbo di Parkinson. Innanzitutto si sa che esistono varie sindromi del morbo che, pur presentando caratteristiche di espressione molto simili tra loro, prendono il via da cause diverse e perciò devono essere considerate in modo specifico.

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

La tipologia più frequente è detta “sindrome di Parkinson idiopatica”, (SPI). Il termine idiopatico sta a significare che la causa della malattia non è nota, cioè che il fattore scatenante della malattia è sconosciuto.

Altre forme meno frequenti sono quelle derivanti da cause specifiche come agenti tossici, veleni o farmaci. Queste patologie vengono definite “sindromi di Parkinson sintomatiche” o “secondarie”.

Il terzo gruppo è definito come “sindrome di Parkinson atipica”, e consiste in una forma più aggressiva, che agisce a livello multi-sistemico sin dalle prime fasi della malattia.

### *2.1.1 Cause e Patogenesi*

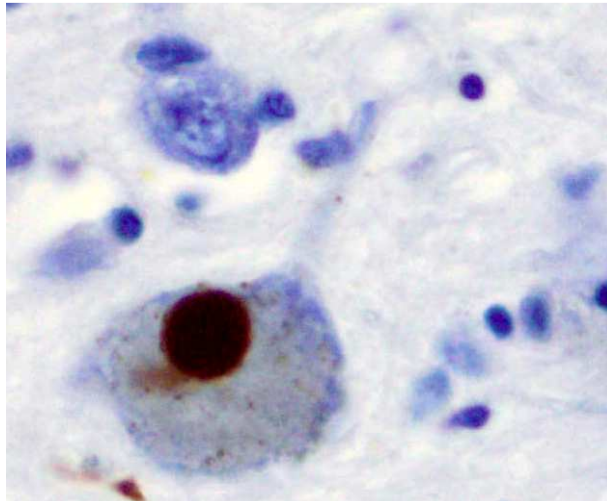
Il morbo di Parkinson idiopatico colpisce circa il 75-80% degli affetti dalla malattia. Le cause che scatenano la sindrome sono tuttora ignote. Si sa però che l'elemento caratteristico è la degenerazione di alcuni neuroni produttori di dopamina (dopaminergici) presenti nella sostanza nera compatta del cervello, che causano delle alterazioni nei circuiti interni che collegano i gangli della base [17]. Questi circuiti servono per la modulazione e la regolazione dell'eccitabilità dei gangli stessi, i quali a loro volta inviano segnali alle altre regioni del cervello. Nello specifico, il deficit di dopamina causato dalla morte cellulare nella sostanza nera compatta provoca un'eccessiva attività neuronale nei nuclei di output di altri gangli della base, in particolare del globus pallidus e della sostanza nera reticolata, che a loro volta provocano eccessiva inibizione dei sistemi motori talamo-corticali e del tronco encefalico [18].

E' la formazione di aggregati proteici noti come Corpi di Lewy (*Figura 2.1*) all'interno dei neuroni colpiti, a causare la degenerazione delle cellule nervose. A lungo andare la presenza di questi aggregati fa morire i neuroni, tanto che al momento del decesso del malato, la percentuale di perdita di neuroni nella

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

sostanza nera compatta del cervello arriva al 50-70% rispetto ad un individuo non affetto dalla malattia.

I corpi di Lewy sono aggregazioni proteiche filamentose costituite perlopiù da una proteina chiamata  $\alpha$ -sinucleina e da altre proteine proteolitiche come l'ubiquitina. Si sviluppano a livello intracellulare a causa della mancata/incompleta degradazione di proteine non più funzionali o a causa di mutazioni delle proteine che li costituiscono [17].



*Figura 2.1 Corpo di Lewy [19]*

E' noto che un accumulo iniziale pre-sintomatico di corpi di Lewy avviene a livello del bulbo olfattivo, per cui disturbi dell'olfatto e del gusto possono essere sintomi di inizio della sindrome di Parkinson.

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

### 2.1.2 *Fattori genetici*

Ad oggi sono state identificate alcune mutazioni puntuali nel DNA dei malati che possono spiegare alcuni casi di Parkinson familiare e in parte anche casi di Parkinson sporadici [17].

La mutazione del gene PARK1, trasmessa per via autosomica dominante, provoca una codifica errata della proteina  $\alpha$ -sinucleina. Questa proteina solitamente si presenta con una conformazione che alterna struttura ad  $\alpha$ -elica e  $\beta$ -sheet, mentre nel caso di mutazione essa presenta un accumulo di strutture  $\beta$  che ne aumenta l'insolubilità. Questo fa sì che i complessi deputati alla degradazione di questa proteina non siano più in grado di agire in modo corretto, per cui essa si accumula all'interno della cellula formando i corpi di Lewy.

La mutazione del gene PARK8 causa una codifica errata della dardarina, presente in tutto il SNC ed in particolar modo nella sostanza nera compatta. La dardarina è una proteina che ha numerose funzioni tra cui la regolazione del traffico vescicolare. Una sua mutazione puntuale causa l'autofosforilazione sia della proteina stessa, che diventa tossica per la cellula, sia dell' $\alpha$ -sinucleina e ciò comporta un alterato traffico vescicolare, soprattutto per i neuroni dopaminergici.

La mutazione del gene PARK2, trasmessa per via autosomica recessiva, è uno dei casi di esordio giovanile della malattia (30-35 anni). Il gene codifica per la parkina, una proteina che agisce sempre a livello della degradazione delle proteine non più funzionali. Uno dei sistemi a capo della degradazione proteica è il complesso ubiquitina-proteosoma. L'ubiquitina, una proteina a basso peso molecolare, si lega preliminarmente alla proteina da degradare. Il sistema così formato viene identificato dal proteosoma, un complesso multi proteico deputato al processo effettivo di proteolisi. La parkina ha il compito di favorire il legame tra ubiquitina e proteina da degradare. Quando la parkina presenta una mutazione, la sua funzionalità viene compromessa e il risultato è un accumulo di proteine non degradate sottoforma di corpi di Lewy. Un'altra mutazione può interessare il gene



## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

che produce l'UCH-L1, responsabile della liberazione dell'ubiquitina in monomeri pronti per altre reazioni proteolitiche.

Più recentemente si sono indagati altri fattori, come la genetica e la funzionalità mitocondriale e si è scoperta una presenza nei malati di Parkinson di anomalie nelle vie metaboliche di fosforilazione ossidativa che possono essere una delle cause ulteriori di disfunzione e morte cellulare.

### *2.1.3 Fattori ambientali*

E' estremamente difficile individuare quali siano i fattori ambientali in grado di favorire lo sviluppo della sindrome di Parkinson. Si è evidenziato che la vita in ambienti rurali può aumentare il rischio, poiché esiste una correlazione tra l'insorgenza della malattia e l'esposizione ad alcuni tipi di pesticidi e conservanti del legno. Ciò che è stato invece attestato essere un fattore protettivo è il fumo di sigaretta, sia attivo che passivo [17].

### *2.1.4 Diagnosi cliniche del morbo di Parkinson*

I principali sintomi a livello motorio della malattia di Parkinson sono il tremore a riposo, la rigidità, la bradicinesia (la lentezza nell'eseguire i movimenti) e in fase più avanzata instabilità posturale. Solitamente questi sintomi si presentano in modo asimmetrico, ossia un lato del corpo risulta più colpito da deficit motorio rispetto all'altro. Queste caratteristiche possono non essere tutte presenti contemporaneamente, e si associano spesso ad una serie di altri disturbi, sia motori che non motori [17] [16].

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

E' difficile la diagnosi precoce della malattia, in quanto i sintomi si presentano inizialmente in modo scostante, la progressione della malattia è lenta e soprattutto i primi segnali di disturbi motori iniziano a manifestarsi quando il numero di neuroni attivi nella sostanza nera è già calato drasticamente.

In più, non è sempre facile valutare in modo corretto la presenza della malattia, in quanto presenta moltissimi aspetti in comune con altre patologie neurodegenerative; si pensi che uno studio post-mortem su soggetti a cui era stato diagnosticato il morbo di Parkinson da neurologi ha evidenziato una percentuale di errore sulla diagnosi del 25%. Al fine di valutare correttamente la presenza della sindrome esistono una serie di criteri clinici di esclusione di altre malattie e di fattori specifici imputabili al morbo di Parkinson; tra questi ultimi la micrografia, ossia la tendenza a diminuire le dimensioni della grafia mentre si scrive, e l'ipomimia, cioè una riduzione della mimica facciale.



*Figura 2.2 Postura tipica di un soggetto affetto da Morbo di Parkinson*

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

A livello locomotorio, si nota una perdita di oscillazione degli arti superiori durante il cammino ed una postura curva. Può inoltre manifestarsi l'acinesia, cioè la difficoltà nell'iniziare un gesto motorio o l'improvvisa impossibilità di proseguirlo, fenomeno noto come "congelamento della marcia" o FOG (dall'acronimo inglese di "*freezing of gait*").

Altri problemi possono verificarsi nella voce (ipofonia) e nella deglutizione. Quest'ultimo si presenta come difficoltà a deglutire sia solidi che liquidi ed è dovuto a un deficit nella coordinazione dei muscoli di gola e lingua. E' un fattore potenzialmente molto pericoloso, che può portare allo sviluppo di polmoniti ab ingestis. Inoltre, un deficit nella deglutizione può comportare scialorrea, ossia accumulo di saliva in bocca.

Accanto ai deficit motori, si evidenziano una serie di disturbi "non motori". Tra i più frequenti vi sono i disturbi del sonno, che possono presentarsi sia come sonno notturno disturbato sia come sonnolenza diurna eccessiva e possono manifestarsi tra il 60 e il 98% dei casi, correlati alla severità della malattia e ad effetti collaterali delle terapie mediche. L'assunzione di L-dopa, il farmaco più utilizzato nel trattamento della malattia, può generare vari disturbi del sonno come ad esempio l'RBD, disturbo comportamentale nella fase REM in cui la muscolatura al posto di essere rilassata è contratta e il soggetto sembra interagire con i propri sogni, e l'RLS, sindrome delle gambe senza riposo, in cui il malato percepisce il bisogno continuo di muovere le gambe.

Possono manifestarsi anche altri problemi di tipo vegetativo come la stipsi, le disfunzioni sessuali, i disturbi urinari e della pressione arteriosa.

Altri disordini possono riguardare l'umore: tra i più comuni la depressione, i disturbi dell'ansia, l'apatia e in casi più rari disturbi comportamentali ossessivi compulsivi.

Soprattutto nello stadio avanzato della malattia possono verificarsi anche disturbi cognitivi.

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

Un valido supporto nella diagnosi del morbo può arrivare anche da tecniche di *imaging* diagnostico, come MRI CT e soprattutto SPECT. Quest'ultima può aiutare nell'esclusione di altre patologie grazie all'uso di un trasportatore della dopamina (DAT), il cui assorbimento risulta sensibilmente ridotto nel morbo di Parkinson rispetto a patologie con caratteristiche simili.

### 2.1.5 *Trattamenti terapeutici*

Dato che non esiste una cura, il trattamento terapeutico per il morbo di Parkinson è mirato ad alleviare i sintomi della malattia. Oltre ad avere effetti positivi sui deficit motori, i trattamenti farmacologici hanno come obiettivo ultimo la neuroprotezione e la neurogenesi. Alcuni studi sembrano dimostrare che la perdita neuronale ed il deterioramento clinico sono più rapidi nelle prime fasi della malattia, per cui un trattamento di prima linea efficace può aumentare sensibilmente le capacità motorie e la qualità di vita a lungo termine del paziente. Tra i farmaci disponibili, i più efficaci ed importanti sono la levodopa, i dopamino-agonisti e gli inibitori MAO-B [17].

La L-dopa, o levodopa, è stato il primo farmaco ad essere sfruttato nella terapia del morbo di Parkinson e risulta ancora ad oggi il più utilizzato nel trattamento della malattia. E' un amminoacido intermedio nella via metabolica di sintesi della dopamina che, al contrario di quest'ultima, riesce a oltrepassare la barriera emato-encefalica e a diffondere nel sistema nervoso, dove viene metabolizzato in dopamina e utilizzato in sostituzione di quella che non viene prodotta nella sostanza nera del cervello. Viene solitamente somministrata in combinazione con una decarbossilasi per aumentare il tasso di assorbimento e la facilità di passaggio nel SNC. La levodopa produce un miglioramento netto delle capacità motorie del paziente e consente, soprattutto negli stadi iniziali, una buona qualità di vita.

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

Tuttavia, il trattamento farmacologico con levodopa causa numerosi effetti collaterali disabilitanti a lungo termine [20]; dato che il farmaco ha un'emivita molto breve (60-90 minuti), l'apporto intermittente dell'amminoacido provoca una stimolazione altrettanto intermittente dei recettori della dopamina. Questa sembra essere una delle cause più importanti nello sviluppo di discinesie farmaco-indotte.

Altri effetti collaterali sono le fluttuazioni motorie. Esse iniziano a presentarsi dopo un periodo dai 2 ai 10 anni di trattamento con levodopa e consistono in variazioni delle performance motorie durante l'arco della giornata. Queste oscillazioni si dividono in prevedibili e non prevedibili. Le oscillazioni prevedibili hanno un rapporto diretto con le somministrazioni del farmaco e sono spiegate dalle oscillazioni nella sua concentrazione citoplasmatica; questo fenomeno è chiamato in inglese "wearing off" o "end of dose deterioration". Le oscillazioni imprevedibili non hanno invece nessun rapporto con la somministrazione della dose, si verificano nelle fasi avanzate del morbo e vengono definite col termine "on-off". Tra i fenomeni che si possono verificare vi sono ritardo o inefficacia della dose, ("delayed on", "no-on") e stati di "off" improvvisi, che hanno come risultato un compromissione sostanziale della qualità di vita del malato.

Inoltre si è visto che più la perdita neuronale è grave all'introduzione del trattamento più veloce è la comparsa di effetti collaterali. Data la potenziale pericolosità a lungo termine, è preferibile somministrare piccole dosi di levodopa su misura del paziente.

I dopamino-agonisti sono molecole che stimolano i recettori della dopamina post-sinaptici, esplicandone la funzione. A differenza della levodopa, gli agonisti della dopamina hanno un'emivita più lunga, assicurando una stimolazione recettoriale meno pulsatile, si somministrano per via orale e alcuni di essi anche per via transcutanea, permettendo un rilascio continuo e controllato.

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

La natura meno pulsatile di somministrazione sembra ritardare gli effetti collaterali quali le discinesie e le fluttuazioni motorie rispetto al trattamento con levodopa.

Esistono diversi tipi di dopamino-agonisti, alcuni funzionano bene come monoterapia, mentre altri necessitano dell'affiancamento ad altri farmaci come la levodopa per poter funzionare in modo ottimale. La differenza tra le due tipologie è data dai specifici recettori che il farmaco va a sollecitare.

Anche se non è ancora stato provato, i dopamino-agonisti sembrano avere un potenziale neuroprotettivo, per cui sono consigliati come terapia di prima linea, quando la quantità di neuroni attivi non risulta drammaticamente bassa.

Anche questo tipo di trattamento presenta degli effetti collaterali; tra i più comuni vi sono sonnolenza, nausea, problemi di pressione e una maggiore incidenza di problemi psichiatrici rispetto alla levodopa

Gli IMAO-B (inibitori delle monoammino-ossidasi di tipo B) sono delle sostanze che funzionano, come dice il nome, su enzimi chiamati monoammino-ossidasi, i quali hanno il compito di metabolizzare e inattivare la dopamina. Questi enzimi sono espressi maggiormente a livello del SNC e dei gangli della base e la loro inibizione riduce sensibilmente la produzione di radicali liberi e lo stress ossidativo dati dal metabolismo della dopamina, soprattutto a livello di sostanza nera.

L'assunzione di questo farmaco viene solitamente somministrato in associazione ad altri farmaci come la levodopa e permette una diminuzione delle dosi necessarie.

### 2.2 Scale di valutazione cliniche degli *impairment* motori

Il deterioramento della qualità di vita e la perdita progressiva dell'indipendenza sono fattori importanti da considerare e valutare nei pazienti affetti da morbo di Parkinson, in relazione alla severità e alla durata della malattia.

A questo scopo sono state elaborate diversi test e scale di valutazione che forniscono misure sia qualitative che quantitative del livello di disabilità motorie riscontrate nei pazienti e possono essere utili in studi statistici [21].

Tra i test più comuni ed utilizzati ci sono:

- TUG test (“*Timed Up&Go*”)
- 6mWT (“*6-minute Walking Test*”)
- UPDRS (“*Unified Parkinson Disease Rating Scale*”)
- FOG-Q (“*FOG questionnaire*”)
- BBS (“*Berg Balance Scale*”)
- PDQ 39 (“*Parkinson’s Disease Quality of life Questionnaire 39*”)

#### 2.2.1 TUG test

Il TUG test è un test semplice, veloce e molto usato per la valutazione qualitativa della funzionalità degli arti inferiori, della mobilità, dell'equilibrio e del rischio di cadute tramite l'esecuzione di alcuni compiti motori che fanno parte della vita di tutti i giorni del paziente [22] [23]. In particolare, il test registra il tempo necessario per alzarsi da una sedia al segnale di via dell'esaminatore, percorrere 3 metri in linea retta con un'andatura a piacere, girarsi, tornare indietro e risedersi.

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

Viene richiesto di non aiutarsi con le braccia per alzarsi, mentre è consentito l'uso di deambulatori e altri aiuti al cammino.

Un tempo inferiore ai 10 secondi indica una mobilità nella norma, dagli 11 ai 20 secondi corrisponde ai limiti della normale mobilità per soggetti anziani e fragili, mentre un tempo superiore ai 20 secondi indica la necessità di assistenza esterna e mobilità compromessa. Un tempo superiore ai 30 secondi è spesso associato ad un alto rischio di cadute (infatti presenta alta correlazione con il test BBS spiegato nel seguito).

Nei malati di Parkinson, alcune delle fasi di questo test possono risultare ostiche; in particolare è noto che movimenti come iniziare il cammino o cambiare direzione possono innescare il “freezing”, rendendo la persona temporaneamente incapace di muoversi e aumentando il rischio di perdita dell'equilibrio e cadute. Il test può quindi evidenziare anche il fenomeno del FOG, arricchendo il quadro clinico del paziente.

Questo test riesce a rilevare impairment motori negli stati intermedi e avanzati della malattia, mentre risulta poco sensibile negli stadi iniziali. E' possibile anche che l'esecuzione del task motorio in un ambiente controllato e senza ostacoli come quello del laboratorio unito alla maggior concentrazione del paziente possa portare a un aumento delle performance rispetto all'ambiente domestico [23].

Per ottenere delle misure più oggettive e per aumentare la sensibilità del test anche agli stadi più precoci della malattia è stata ideata una versione strumentale del test, l'iTUG test (“Instrumental Timed Up&Go”), nel quale al paziente vengono fatti indossare dei sensori di inerzia che rilevano velocità e accelerazioni.

### 2.2.2 *6mWT*

E' un test che valuta la distanza percorsa dal paziente nell'arco di 6 minuti di cammino effettuato con velocità a scelta [24]. Al soggetto è richiesto di camminare lungo un corridoio molto lungo (almeno 30 mt) con superficie di



## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

marcia rigida oppure all'aperto lungo un percorso ben delineato. Non si tratta di un test massimale, dato che il paziente può scegliere la sua intensità di sforzo e può decidere di fare delle soste se lo ritiene necessario. Alla fine del test vengono monitorati i metri totali percorsi. Questo test può essere utilizzato per monitorare la capacità funzionale residua di un paziente ed è un indice della sua mobilità e del suo stato di salute generale.

### 2.2.3 UPDRS

E' un test che si compone di più sezioni e ha lo scopo di fornire un quadro generale del livello della malattia e della sua influenza sulla vita e le condizioni del paziente. Ogni sezione presenta delle domande per cui è richiesto di rispondere con un punteggio da 1 a 4. Più è alto il punteggio più la malattia ha effetti debilitanti sulla qualità di vita del paziente.

La prima sezione è una valutazione clinica dello stato mentale, comportamentale e dell'umore.

La seconda è un questionario di autovalutazione sulle performance nelle ADL (“*activities of daily living*”); per attività di vita giornaliere si intendono azioni come camminare, vestirsi, parlare, provvedere alla propria igiene personale.

La terza sezione riguarda le capacità motorie. E' una valutazione clinica che dà un punteggio alla capacità di parlare, al livello di ipomimia, allo stato dei tremori e della rigidità del corpo, alla mobilità della mano e degli arti sia superiori che inferiori, alla postura e ai deficit motori come discinesia, bradicinesia (lentezza nel movimento) e ipocinesia (ridotti range di movimento).

Seguono poi la sezione quattro con un'analisi clinica dei livelli di complicanze motorie (discinesie, fluttuazioni motorie), mentre le ultime due sezioni sono due scale valutazione: la scala di Hoehn & Yahr (*Figura 2.3*), che valuta l'evoluzione della gravità dei sintomi della malattia dando un punteggio crescente da I a V (con alcune fasi intermedie tra stadi successivi) e la scala di autonomia di Shwab &

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

England, che valuta il livello di disabilità e di dipendenza del paziente dal contesto familiare.

Stadio I	Forma monolaterale con deficit funzionale
Stadio I-II	Forma monolaterale con compromissione assiale
Stadio II	Forma bilaterale senza disturbi dell'equilibrio
Stadio II-III	Forma bilaterale con disturbi posturali e dell'equilibrio evidenti solo alle manovre test
Stadio III	Forma bilaterale con iniziali deficit dell'equilibrio: il paziente conserva una certa capacità lavorativa ed è fisicamente capace di condurre una vita indipendente
Stadio IV	Il paziente è ancora capace di camminare e stare in piedi senza aiuto ma è gravemente invalido
Stadio V	Il paziente è costretto a letto o alla poltrona

*Figura 2.3 Scala di valutazione di Hoehn & Yahr*

Recentemente è stata ideata una versione migliorata dell'UPDRS, l'MDS-UPDRS (*Movement Disorder Society-UPDRS*) [25]. Questa versione prevede solo 4 parti: la Parte I valuta le esperienze non-motorie della vita quotidiana, la Parte II le esperienze motorie della vita quotidiana, la Parte III la mobilità e la Parte IV le complicanze motorie.

### 2.2.4 FOG-Q

Il FOG-Q è un questionario di autovalutazione che viene compilato dal paziente e che valuta la presenza del FOG e la sua gravità tramite 6 domande a cui il soggetto deve rispondere con punteggi da 1 a 4. Punteggi elevati corrispondono a maggior severità degli episodi di FOG. [26]

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

### 2.2.5 *BBS*

La Berg Balance Scale è un test che valuta il mantenimento dell'equilibrio durante compiti motori semplici, come rimanere in posizione eretta, passare da seduti a in piedi, mantenere l'equilibrio con gli occhi chiusi ed altre semplici istruzioni. Questi compiti simulano alcune attività di vita quotidiana e sono divisi in 14 task la cui valutazione viene fatta in ambito clinico [27]. Punteggi elevati corrispondono ad una maggiore capacità di mantenere l'equilibrio e ad un basso rischio di cadute (score 41-56), mentre punteggi bassi evidenziano un alto rischio di cadute (score 0-20).

### 2.2.6 *PDQ-39*

Il PDQ-39 è un questionario che valuta la qualità di vita del malato, composto da 39 domande a cui è possibile rispondere con un punteggio da 0 a 4 (0 = mai, 4 = sempre). Le domande indagano sulla mobilità, sulla capacità di svolgere alcune attività di vita quotidiana, sul benessere psicologico, sulla qualità della vita sociale e su deficit motori e cognitivi.

Oltre alla versione standard è presente anche una versione abbreviata (PDQ-8) con 8 quesiti e la medesima modalità di compilazione [28].

### 2.3 Analisi del movimento nel Morbo di Parkinson

E' noto che la fisiopatologia del morbo di Parkinson è data dalla perdita di neuroni nella sostanza nera del cervello. Questa perdita altera gli equilibri dei circuiti neuronali dei gangli della base e ha come risultato una eccessiva inibizione della corteccia motoria.

Tuttavia, il ruolo esatto dei gangli non è del tutto chiaro. Lo studio della biomeccanica del cammino dei soggetti affetti dal morbo di Parkinson è importante non solo per scoprire di più riguardo agli effetti della malattia e per trovare delle strategie in grado di porvi rimedio, ma anche per comprendere meglio il complesso funzionamento di queste strutture.

Ciò che si è scoperto finora è che i gangli hanno un ruolo importante nel mantenimento dell'ampiezza di movimenti preselezionati a livello corticale, soprattutto quando i compiti motori vengono effettuati in modo automatico o con poca attenzione. Prendono parte inoltre alla programmazione e al mantenimento di movimenti complessi e contribuiscono alla regolazione dell'allineamento posturale e al controllo dell'asse corporeo durante il movimento [29].

Si è visto che nei soggetti affetti da morbo di Parkinson la forma base dei movimenti rimane immutata; ciò che varia è l'ampiezza e la velocità di movimento, soprattutto in task motori sequenziali come il cammino o la scrittura, in cui il movimento da eseguire è ripetitivo. Un dato interessante è che l'uso di strategie attenzionali basate su stimoli sensoriali esterni (ad esempio stimoli visivi) si è rivelato in grado di migliorare sensibilmente le performance motorie dei malati, portando a range di movimento simili a quelli fisiologici. Questo avviene probabilmente perché tali stimoli vengono elaborati da regioni diverse della corteccia e dal cervelletto bypassando i circuiti difettosi dei gangli della base e rendendo la persona capace di compensare il suo deficit motorio.

Si pensa quindi che i soggetti affetti dalla malattia abbiano una non corrispondenza tra il movimento preselezionato a livello corticale e i meccanismi

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

di mantenimento deputati ai gangli della base. Questo si ripercuote sui pattern di tutte le articolazioni, su tutti i piani di movimento considerati.

Nel seguito vengo spiegate brevemente le convenzioni per gli angoli articolari dell'arto inferiore.

Il movimento sul piano sagittale corrisponde a delle flessio-estensioni delle articolazioni considerate. Utilizzando le convenzioni sulla terminologia tipiche della biomeccanica, se la flessio-estensione interessa la pelvi viene definita "*pelvic tilt*" ("inclinazione della pelvi"), se interessa anca e ginocchio viene definita rispettivamente "*hip flexion-extension*" ("flesso-estensione d'anca") e "*knee flexion-extension*" ("flesso-estensione di ginocchio") mentre se interessa l'articolazione di caviglia prende il nome di "*dorsi/plantar flexion*" ("flessione dorsale/plantare"). Per tutte le terminologie vale che una flessione rispetto alla condizione neutra ha segno positivo, mentre una estensione rispetto alla condizione neutra ha segno negativo. Per quanto riguarda la caviglia, il movimento che genera una flessione del dorso del piede è considerato con segno positivo, mentre un movimento che genera una flessione della pianta del piede ha segno negativo.

Il piano frontale o coronale individua le ab-adduzioni delle articolazioni considerate. Anche in questo caso, la terminologia varia a seconda del giunto. Se l'ab-adduzione interessa la pelvi viene definita "*pelvic obliquity*" ("obliquità della pelvi"), se interessa anca e ginocchio prende il nome rispettivamente di "*hip abd-adduction*" ("ab-adduzione d'anca") e "*knee abd-adduction*" ("ab-adduzione di ginocchio") mentre se interessa la caviglia vien definita "*ankle inversion-eversion*" ("inversione-eversione di caviglia"). Per l'articolazione tibio-tarsica, l'inversione corrisponde ad una adduzione mentre l'eversione ad una abduzione e coincidono rispettivamente con il movimento di supinazione e pronazione del piede. Per tutte le terminologie vale che un'adduzione rispetto alla posizione neutra ha segno positivo mentre un abduzione ha segno negativo.

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

Il movimento sul piano trasversale corrisponde a delle intra-extra rotazioni delle articolazioni considerate.

Se il movimento interessa la pelvi prende il nome di “*pelvic rotation*” (“rotazione della pelvi”), se interessa anca e ginocchio viene definita rispettivamente “*hip internal-external rotation*” (“intra-extra rotazione di anca”) e “*knee internal-external rotation*” (“intra-extra rotazione di ginocchio”). Infine se l’articolazione considerata è la tibio-tarsica prende il nome di “*ankle intra-extra rotation*” (“rotazione di caviglia”).

La convenzione definisce l’intra-rotazione rispetto alla condizione neutra con segno positivo e l’extra-rotazione con segno negativo.

La condizione neutra per un’articolazione è definita come la condizione in cui i sistemi di riferimento dei segmenti prossimali e distali che la caratterizzano sono coincidenti, cioè non si hanno rotazioni relative tra i due sistemi in nessun piano di movimento.

Solitamente l’analisi del cammino di un soggetto prevede la rilevazione preventiva della condizione di statica, cioè la misura degli angoli articolari nella sua posizione a riposo. Dato che la posizione a riposo può non coincidere con la condizione neutra, misurare questi angoli può essere utile per capire i reali range di movimento del soggetto e aumentare così l’accuratezza della rilevazione. In particolare, durante l’elaborazione dei dati vengono sottratti gli angoli di statica rilevati su tutti i piani di movimento, per tutte le articolazioni.

I soggetti affetti dalla malattia camminano in genere più lentamente e a passi più corti, con lunghezza del passo e velocità che differiscono sensibilmente dal cammino fisiologico, presentano una fase di doppio supporto più lunga e affrontano il contatto al suolo a piede piatto. A livello biomeccanico, la ridotta ampiezza del movimento nel cammino è data dai ridotti range articolari di pelvi,anca, ginocchio e caviglia su tutti i piani di movimento (frontale,sagittale e trasversale). Il cammino patologico presenta in generale riduzioni evidenti del ROM (“*range of movement*”) per le articolazioni di anca, ginocchio e caviglia; in

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

particolare l'anca e il ginocchio risultano più flesse durante la maggior parte del ciclo del passo e il pattern di dorsiflessione di caviglia risulta sotto scalato.

Anche la parte superiore del corpo presenta sia in statica che in dinamica un'aumentata flessione del tronco. Nella totalità, la postura assunta prende il nome di camptocormia che consiste in una tendenza a piegarsi in avanti.

Questo studio analizza il cammino patologico in 3D in due ambienti molto distinti tra loro: un laboratorio di analisi del movimento e una piscina. Viene valutato l'effetto di un percorso di fisioterapia effettuato in acqua, analizzando la camminata prima e dopo il periodo di training. L'ambiente acquatico risulta un valido candidato per la riabilitazione di tutte quelle persone che necessitano di un alleggerimento del carico degli arti inferiori e che soffrono di disturbi dell'equilibrio, come nel caso di malati di Parkinson. La forza di trascinamento esercitata dall'acqua rallenta la velocità dei movimenti, costringe la muscolatura ad un'azione costante, diminuisce le forze di impatto sul sistema muscolo-scheletrico e in più diventa maggiore all'aumentare dell'area interessata dal movimento e della velocità con cui lo si esegue [30].

Il peso apparente del corpo in acqua è molto minore rispetto al peso reale, garantendo un supporto maggiore e rendendo il paziente libero di muoversi con più facilità e senza paura di cadere. Il peso apparente diminuisce all'aumentare del livello di immersione del corpo.

Ciò che si vuole dimostrare sono gli effetti benefici del trattamento sulla mobilità dei pazienti in termini di aumento dei ROM articolari e di maggior aderenza ai profili di camminata fisiologici. I cammini fisiologici sono stati forniti da una popolazione di controllo con caratteristiche simili a quelle dei soggetti in esame; si tratta perciò di una popolazione relativamente anziana, che presenta delle differenze rispetto a una popolazione adulta sia nel cammino a terra che nel cammino in acqua.

Da uno studio effettuato su gruppi di soggetti anziani e giovani a confronto [30] [31] si è visto che a secco, i tratti distintivi della camminata di una persona

## CAPITOLO 2. IL MORBO DI PARKINSON

anziana rispetto a quella di un giovane adulto sono molteplici: gli anziani camminano a passo più corto, più lentamente e presentano in genere ROM articolari minori, soprattutto per quanto riguarda la caviglia. In acqua invece, le differenze tra adulti e anziani sembrano meno nette, anche se questi ultimi tendono a camminare sempre a passo più corto e a flettere di più il ginocchio in fase di contatto al suolo e anca e ginocchio in fase di inizio *swing*.



## **CAPITOLO 3**

### **MATERIALI E METODI**

#### **3.1 Soggetti di studio**

Grazie alla disponibilità della Casa di Cura Villa Margherita (VI) e del Gruppo Veneto Diagnosi e Riabilitazione (GVDR) di Mejaniga di Cadoneghe (PD) è stato possibile reclutare un campione di 11 pazienti affetti dal morbo di Parkinson idiopatico in grado di deambulare in autonomia. Come popolazione di controllo, sono stati reclutati 7 soggetti sani afferenti al centro GVDR, paragonabili per età al gruppo di pazienti. Il protocollo è stato approvato dal Comitato Etico Locale.

I pazienti (7 uomini e 4 donne) hanno un'età media ( $\pm$ SD) di  $70(\pm 5.8)$  anni, con BMI medio di  $27.8(\pm 2.9) \text{ kg/m}^2$ .

Il gruppo di controllo (1 uomo e 6 donne) hanno un'età media di  $65,85(\pm 7.4)$  anni e un BMI di  $28.62(\pm 3.4) \text{ kg/m}^2$ .

I soggetti sono stati acquisiti durante il cammino sia in piscina che in un laboratorio di Analisi del Movimento entrambi resi disponibili dal centro di riabilitazione GVDR.

Il protocollo di studio prevede un'acquisizione del cammino dei pazienti a secco e una in acqua sia prima che dopo un trattamento riabilitativo di idrokinesiterapia della durata di 10 lezioni, suddivise in due lezioni a settimana. Le lezioni consistono nello svolgimento di esercizi per la mobilità articolare, tra cui camminate in acqua in diverse direzioni, camminate con manubri per allenare la coordinazione, camminate sul tapis roulant per la rieducazione del passo ed esercizi di allungamento per migliorare il ROM articolare.

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

Per quanto riguarda la popolazione dei controlli si è invece acquisita una camminata a secco e una in acqua.

TABELLA ANAGRAFICA						
GRUPPO PAZIENTI						
Nome e cognome	Data di nascita	Altezza	Peso	BMI	Data valutazione	
Paziente 1	30/06/1941	1,85 m	96 kg	28,04	25/02/2015	
Paziente 2	31/10/1940	1,63 m	80 kg	30,11	25/02/2015	
Paziente 3	12/11/1944	1,60 m	71 kg	27,73	25/02/2015	
Paziente 4	27/01/1948	1,73 m	86 kg	28,73	25/02/2015	
Paziente 5	29/01/1945	1,72 m	78 kg	26,36	04/03/2015	
Paziente 6	23/09/1937	1,56 m	56 kg	23,01	04/03/2015	
Paziente 7	14/03/1952	1,58 m	79 kg	31,64	04/03/2015	
Paziente 8	05/04/1943	1,72 m	92 kg	31,09	11/03/2015	
Paziente 9	23/03/1956	1,83 m	89 kg	26,57	11/03/2015	
Paziente 10	07/08/1946	1,64 m	64 kg	23,79	25/03/2015	
Paziente 11	05/06/1936	1,70 m	84 kg	29,06	25/03/2015	
GRUPPO CONTROLLO						
Nome e cognome	Data di nascita	Altezza	Peso	BMI	Data valutazione	
Controllo 1	23/09/1938	1,64 m	83 kg	30,85	04/03/2015	
Controllo 2	09/07/1939	1,65 m	90 kg	33,05	11/03/2015	
Controllo 3	09/03/1956	1,57 m	68 kg	27,58	11/03/2015	
Controllo 4	12/03/1956	1,55 m	65 kg	27,05	25/03/2015	
Controllo 5	19/04/1955	1,55 m	80 kg	33,29	25/03/2015	
Controllo 6	05/12/1947	1,65 m	73 kg	26,81	25/03/2015	
Controllo 7	26/03/1951	1,63 m	70 kg	26,34	25/03/2015	

*Tabella 1 Tabella Anagrafica dei Pazienti e Controlli acquisiti*

I criteri di scelta per l'inclusione dei pazienti nel progetto di studio sono stati:

- Firma del consenso informato
- MP diagnosticato
- Scala di Hoehn & Yahr (H&Y)  $\leq 3$  in condizione "on" Levodopa
- Nessuna storia di cadute

I criteri di esclusione sono stati invece

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

- Presenza di freezing rilevante tale da influire sull'analisi del cammino
- Discinesia
- Neuropatia periferica
- Presenza di comorbidità che impediscono la mobilità (malattie ortopediche, tumori)
- Scarsa acuità visiva o disfunzione vestibolare
- H&Y  $\geq 4$  in condizione "on" levodopa
- Incapacità di spostarsi presso le sedi di terapia

I pazienti sono stati valutati sia attraverso alcune scale di valutazione, sia attraverso dei test pratici. In particolare sono state utilizzate 3 scale di valutazione (MDS-UPDRS, PDQ-39 e Scala di H&Y) e 3 test pratici (6mWT, TUG e BBS) che hanno permesso di adattare i trattamenti riabilitativi in funzione delle personali esigenze e capacità dei pazienti e soprattutto di fornire ulteriori strumenti di confronto per valutare l'efficacia del trattamento riabilitativo intrapreso.

## CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

### 3.2 Set up sperimentali

#### 3.2.1 Set up a secco

La rilevazione tridimensionale del cammino a secco è stata effettuata nel laboratorio di analisi del movimento del centro riabilitativo GVDR (Gruppo Veneta Diagnostica e Riabilitazione) di Mejaniga di Cadoneghe (PD), dove i pazienti hanno effettuato il percorso fisioterapico. Il sistema di acquisizione è del tipo *SMART-E*, fornito dall'azienda *BTS Spa*. Esso è costituito da una parte hardware di 8 telecamere operanti nello spettro visibile e IR, 2 pedane di forza e pressione e una stazione di lavoro e da una parte software data dai programmi necessari per l'elaborazione dei dati.

Le telecamere sono dotate posteriormente di illuminatori a infrarosso, che emettono impulsi a una lunghezza d'onda di 880 nm . I marker passivi sferici utilizzati durante le acquisizioni riflettono i raggi infrarossi e il segnale luminoso viene rilevato e convertito in segnale elettrico dai sensori delle telecamere che sfruttano la tecnologia CCD. La strumentazione è dotata di filtri IR per il riconoscimento dei marker rispetto allo sfondo. La risoluzione è di 640x480 e la frequenza di acquisizione utilizzata è di 800 Hz.

La parte software è costituita dai programmi *Smart Capture*, *Smart Tracker*, *Smart Analyser* e *Smart Viewer*.

Il software *Smart Capture* viene utilizzato in real-time per la calibrazione del sistema delle telecamere e per la gestione delle acquisizioni. All'avvio, l'applicazione fa un check iniziale per il controllo della connessione di tutte le telecamere al calcolatore. Si procede poi con la calibrazione del sistema tramite l'utilizzo di una terna di riferimento destrorsa che individua il sistema di riferimento globale, costituita da tre assi su cui sono montati dei marcatori

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

riflettenti a distanza nota. In seguito, il volume di acquisizione viene spazzolato con uno dei tre assi staccabili del sistema di riferimento, per fornire alle telecamere un'indicazione sulla quantità di spazio che dovranno filmare.

Durante l'acquisizione, ciò che il programma presenta all'operatore sono le posizioni dei marker riflettenti.

I file video sono registrati in formato *TDF (Track Definition Format)*, formato adatto alle successive elaborazioni con gli altri software di pacchetto.

I dati ricavati dalle acquisizioni sono stati elaborati in un secondo momento grazie all'apparato software presente nel laboratorio di Analisi del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Padova. Il laboratorio è dotato dello stesso sistema di acquisizione e del pacchetto software fornito dall'azienda *BTS Spa*. Quest'ultimo comprende il programma per il tracking dei marcatori (lo *Smart Tracker*), un programma per l'analisi (lo *Smart Analyzer*) ed un'applicazione che lavora all'interno dei primi due per la visualizzazione dei file video, lo *Smart Viewer*.

Lo *Smart Tracker* consente il tracking automatico dei marker. Il programma si basa sull'utilizzo di un modello biomeccanico creato ad hoc per l'assegnazione e l'inseguimento dei marcatori, i quali vengono etichettati con delle label che li identificano come punti di repere anatomico.

Il modello utilizzato in questo studio, nominato *FULL BODY FOOT*, prevede l'utilizzo di 30 marcatori, posti in corrispondenza di punti di repere anatomico. All'interno del modello, i marcatori sono identificati da punti nominati con delle label che ricordano il corrispondente punto di repere e sono collegati tra loro da segmenti.

In *Figura 3.1* è stato riportato il modello con a fianco il significato delle label utilizzate.

L'applicazione prevede l'apertura del file generato in fase di acquisizione e del modello da utilizzare. Una volta forniti questi dati si aprono due finestre: una presenta l'acquisizione video in cui sono visibili solo i marker, l'altra mostra il

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

modello selezionato. A questo punto è possibile procedere con l'assegnazione delle label ai marker di interesse. Tutto ciò che l'operatore deve fare durante il tracking automatico è scorrere frame per frame il video assicurandosi che il programma inseguia i marker in modo corretto (cioè che ad ogni frame video assegni le label in modo esatto). E' possibile infatti che a causa di errori di ricostruzione del sistema optoelettronico, il programma veda dei cosiddetti "marker fantasma" ("phantom marker") oppure che in alcuni frame il marker non sia stato visualizzato; ancora, può succedere che le label di due marker vicini vengano invertite o che eventuali marker dei sistemi tecnici vengano scambiati per marker anatomici. Questi problemi si accentuano ai margini del volume di acquisizione e all'aumentare della velocità dei movimenti compiuti. Ciò rende necessaria la supervisione da parte di un operatore e la riassegnazione delle label corrette dove necessario.

Per ogni soggetto, oltre all'acquisizione dinamica del ciclo del passo, si è effettuato il tracking di qualche frame di acquisizione statica.

- C7: settima vertebra cervicale
  - RA/LA: acromion dx/sx
  - L5: quinta vertebra lombare
  - RASIS/LASIS: ASIS dx/sx
  - RPSIS/LPSIS: PSIS dx/sx
  - RGT/LGT: gran trocantere dx/sx
  - RME/LME: epicondilo mediale dx/sx
  - RLE/LLE: epicondilo laterale dx/sx
  - RTT/LTT: tuberosità tibiale dx/sx
  - RHF/LHF: testa della fibula dx/sx
  - RMM/LMM: malleolo mediale dx/sx
  - RLM/LLM: malleolo laterale dx/sx
  - RCA/LCA: calcagno dx/sx
  - RIMH/LIMH: prima testa metatarsale dx/sx
  - RIIMH/LIIMH: seconda testa metatarsale dx/sx
  - RVMH/LVMH: quinta testa metatarsale dx/sx
- dx/sx = destra/sinistra

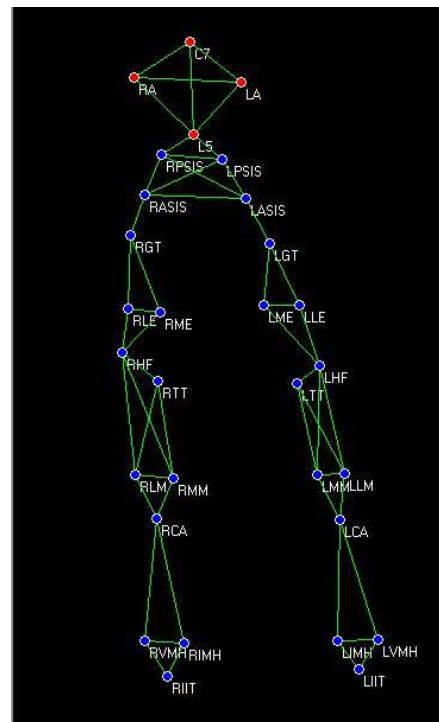


Figura 3.1 Modello FULL BODY FOOT

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

Una volta eseguita la ricostruzione dei punti con lo *Smart Tracker*, i video vengono aperti con un programma di elaborazione dei dati, lo *Smart Analyzer*. Questo programma permette di per sé un'analisi completa della biomeccanica dei gesti motori effettuati. Tuttavia, in questo studio è stato utilizzato solamente per l'estrazione di pochi dati riguardo a traiettorie di punti di interesse, in quanto la vera e propria parte di elaborazione è stata fatta attraverso l'utilizzo di un programma di MatLab implementato per il laboratorio di Analisi del Movimento del DEI di Padova, il "*Processing Dinamics – adulti*" all'interno del quale è stato implementato il protocollo per l'analisi del cammino *IOR-gait* [1]. Nello specifico, l'applicazione *Analyzer* è stata utilizzata per valutare i *frame* nei quali si hanno le fasi di appoggio iniziale, di *toe-off* (fine *stance*) e di riappoggio, cioè per individuare alcuni parametri spazio-temporali all'interno del ciclo del passo. L'individuazione di questi *frame* è stata fatta manualmente, valutando le traiettorie di alcuni punti di repere del piede.

Il programma *Processing Dinamics* presenta all'operatore un'interfaccia grafica in cui vengono richiesti:

- i dati del soggetto (nome, cognome, sesso, peso e altezza)
- il file con le traiettorie 3D dei punti ricostruite in formato *TDF*, specificando se si tratta di un ciclo del passo destro o sinistro
- il numero dei *frame* corrispondenti agli istanti di interesse del ciclo del passo
- un *frame* di acquisizione statica con le traiettorie 3D dei punti ricostruite
- il protocollo da utilizzare per l'analisi cinematica (*IOR-Gait*, *CAST*)
- la cartella di destinazione dei risultati

## CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

Il programma genera in output una struttura dati (*l'Elaboration.mat*) contenente tutta l'analisi cinematica.

E' una struttura complessa ed articolata, che contiene al suo interno tutte le informazioni riguardo agli angoli articolari, in tutti i piani di movimento, di tutte le articolazioni di interesse. Per ogni ciclo del passo effettuato dai soggetti è stata ricavata questa struttura dati, da cui prende il via tutta la successiva analisi dati effettuata sempre in ambiente di programmazione MatLab.

### 3.2.2 *Set-up underwater*

La rilevazione del cammino dei soggetti in acqua è stata fatta sempre presso il centro riabilitativo GVDR a Mejaniga di Cadoneghe (PD), all'interno della piscina dove i pazienti hanno effettuato il percorso di fisioterapia. La strumentazione utilizzata consiste in 4 videocamere commerciali *GoPro Hero 3*, con risoluzione di 1920x1080 pixel, frequenza di lavoro di 30 fps, e possibilità di connessione Wi-Fi. Queste videocamere fanno parte della famiglia delle “*action camera*” ed hanno un campo visivo elevato con lente grandangolare con angolo di ripresa a 170°.

Durante la preparazione del set up sono state montate su cavalletti regolabili appoggiati sul fondo della piscina in modo tale da posizionarle 2 cm sotto la superficie dell'acqua. Lo schema di posizionamento delle telecamere e i dati relativi alle caratteristiche della struttura è illustrato in *Figura 3.2*



## CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

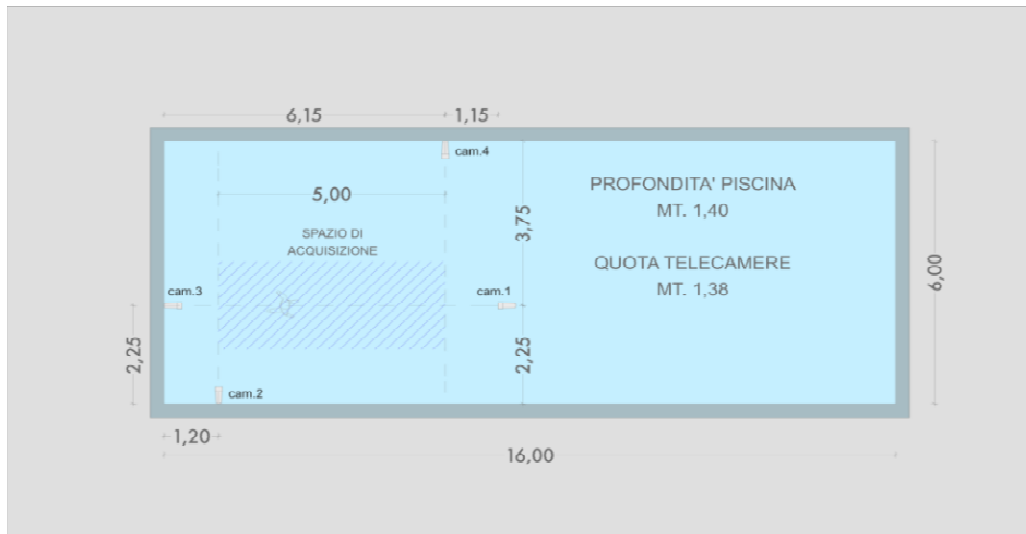


Figura 3.2 Set up underwater

Il corretto posizionamento delle telecamere è stato verificato grazie ad un'applicazione per Smartphone (*GoPro App*) fornita dall'azienda produttrice, che consente tramite la connessione Wi-Fi di visualizzare una *preview* dell'area ripresa da ciascuna videocamera utilizzando un dispositivo mobile. Questa funzionalità si è rivelata estremamente utile, permettendo una regolazione comoda ed accurata senza la necessità di entrare in acqua.

Un altro *step* fondamentale prima delle acquisizioni è dato dalla sincronizzazione delle telecamere. La sincronizzazione è stata effettuata grazie ad un'applicazione per iPhone che sfrutta la connessione Wi-Fi delle videocamere, sviluppata appositamente per lo staff del laboratorio di Analisi del Movimento di Padova. Questa applicazione ha permesso lo start e lo stop simultaneo di tutte le videocamere durante le registrazioni video.

Le *action camera* sono state impostate in modo da garantire la migliore risoluzione e qualità video possibili.

Nella fase antecedente alle registrazioni delle camminate è stata posizionata sul fondo della piscina una scacchiera al centro del volume di acquisizione, in modo tale da essere vista da tutta la strumentazione allo stesso tempo. Questo passaggio

## CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

permette di calibrare i parametri estrinseci delle videocamere nelle successive fasi di elaborazione, cioè di stimare la posa dei sistemi di riferimento delle telecamere rispetto al sistema globale.

I video acquisiti dalle quattro telecamere sono stati successivamente convertiti in formato AVI ed elaborati con il programma *MOCAP-CATCh* (v. 1.3) di MatLab [8]. Questa applicazione presenta all'operatore un'interfaccia grafica (Figura 3.3) che riunisce tutti i passaggi necessari per la ricostruzione 3D delle traiettorie dei marker:

- calibrazione delle telecamere
- correzione delle distorsioni
- *video tracking*
- triangolazione ed *export* dati

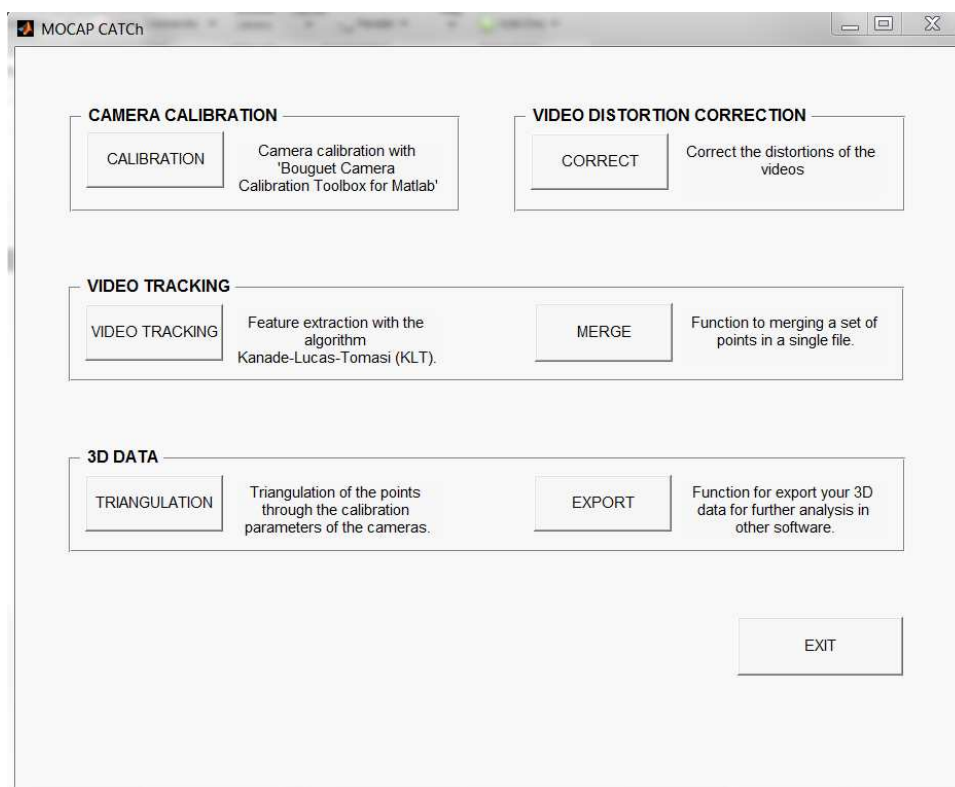
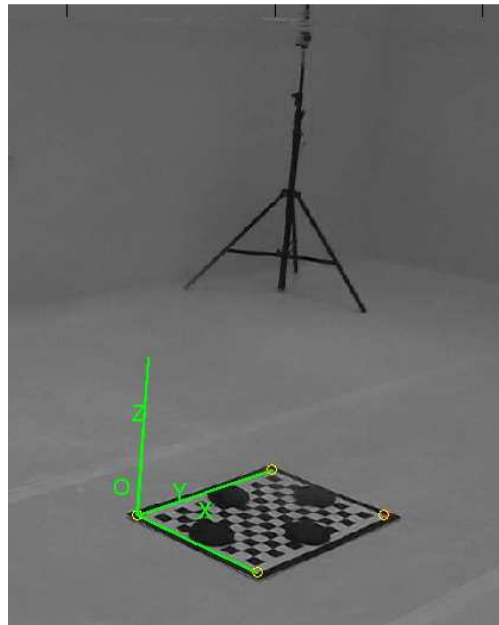


Figura 3.3 Interfaccia grafica del programma MOCAP-CATCh

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

Si procede inizialmente con la calibrazione, che sfrutta il *Bouguet Camera Calibration Toolbox per MATLAB* di Jean-Yves Bouguet. Questa sezione permette di calibrare i parametri intrinseci ed estrinseci in due operazioni separate con l'utilizzo di un target planare su cui è impressa la trama di una scacchiera composta da quadrati con dimensioni note. Per i parametri intrinseci, viene richiesto di fornire una serie di immagini in cui la scacchiera di riferimento assume diverse angolazioni davanti alla videocamera. In uscita vengono fornite le stime dei parametri complete di fattori di distorsione. Per i parametri estrinseci si sfrutta la registrazione della scacchiera fatta in piscina. Un vertice esterno della scacchiera viene assunto come origine del sistema di riferimento globale e i vertici interni sono presi come punti fiduciali per la stima della posa dei sistemi di riferimento delle telecamere (matrice rotazione e vettore traslazione, *Figura 3.4*). Utilizzando questo tipo di videocamere non è stato necessario aggiungere un fattore di correzione delle distorsioni in acqua (solitamente si moltiplica la lunghezza focale per un fattore pari a 1.333 per altre telecamere subacquee).



*Figura 3.4* Definizione del sistema di riferimento globale

## CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

Prima di procedere con la ricostruzione delle traiettorie dei punti, i video di ogni telecamera sono stati tagliati in corrispondenza del ciclo del passo di interesse con il programma *VirtualDub*. I video sono tagliati in modo che contengano lo stesso numero di *frame* e che il *frame* iniziale di ogni telecamera corrisponda allo stesso istante di registrazione. Non è detto infatti che la procedura di sincronizzazione faccia partire la registrazione di tutte le videocamere nel medesimo istante, ma è possibile che si verifichi un *delay* di un paio di *frame*, per cui la numerazione dei *frame* nei video provenienti da videocamere diverse può non corrispondere esattamente.

Questa procedura è stata fatta manualmente, per ispezione visiva.

La sezione dedicata al *tracking* utilizza l'algoritmo KLT per l'inseguimento dei marcatori descritto nel Capitolo 1. Viene aperta un'altra interfaccia grafica in cui si richiede di inserire il *path* del video da lanciare, il *path* di salvataggio dei risultati, il nome del file e il numero di *feature* da inseguire. Per ogni *trial* eseguito dai soggetti sono stati tracciati 4 video (uno per ogni telecamera). Una volta forniti i dati, l'applicazione apre il file video e l'operatore deve posizionare nel primo *frame* dei cerchi numerati in corrispondenza di tutti i marker. Per i marcatori si è assunta la convenzione numerica esposta in *Figura 3.5* (il nome dei punti di reperi è sottoforma di acronimo). Sono stati collocati solamente in corrispondenza di pelvi e arti inferiori, in quanto parte del tronco superiore rimane al di fuori del volume di acquisizione (camminata con acqua a livello del processo xifoideo). Un esempio della procedura di tracking è data in *Figura 3.6*.

Durante la ricostruzione delle traiettorie, l'operatore deve supervisionare la digitalizzazione dei punti, cioè assicurarsi che il programma inseguia in modo corretto i marcatori. Sono disponibili una serie di *tool* per la modifica del posizionamento delle *label* numeriche e per cancellare le *label* dai marker che non sono visibili da una particolare angolazione.

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

Questo tipo di operazione è risultata molto più lunga di quella effettuata a secco, perché le il controllo dei *frame* sono stato eseguito 4 volte per ogni *trial*. In più, per ogni soggetto è stato necessario rilevare 3 cicli del passo destri e 3 cicli del passo sinistri e quasi sempre un solo *trial* non è in grado di contenerli tutti. Dato che la procedura di triangolazione richiede che i marker siano visti in ogni istante da almeno due telecamere, a volte è stato necessario assegnare la posizione ad alcuni marcatori in trasparenza, cioè senza che fossero effettivamente visibili. Ciò ha allungato ancor di più i tempi di elaborazione perché per fare un lavoro accurato è stato necessario guardare i video più volte cercando di interpolare “visivamente” le posizioni dei marker.

Per ogni video, il programma fornisce in output un file in formato “cella” (di dimensione 1x26) in cui ogni elemento contiene una matrice con le coordinate 2D della relativa *feature* in frame successivi.

- Label 1/2 :RASI/LASIS
- Label 3/4: RPSIS/LPSIS
- Label 5/6: RGT/LGT
- Label 7/8: RLE/LLE
- Label 9/10: RME/LME
- Label 11/12: RTT/LTT
- Label 13/14: RHF/LHF
- Label 15/16: RLM/LLM
- Label 17/18: RMM/LMM
- Label 19/20: RCA/LCA
- Label 21/22: RIMH/LIMH
- Label 23/24: RIIMH/LIIMH
- Label 25/26: RVMH/LVMH

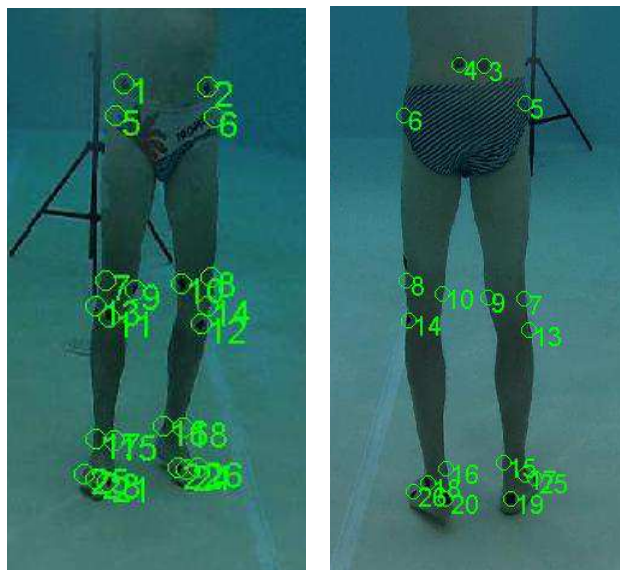


Figura 3.5 Convenzione utilizzata per il tracking underwater

Una volta assegnate le coordinate 2D ai punti in tutti i video relativi ad uno stesso *trial*, si procede con la triangolazione. Questa sezione richiede i file relativi alla calibrazione delle telecamere, i dati prodotti in fase di tracking e delle specifiche

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

riguardo alla triangolazione da effettuare. In uscita, il programma rimanda le coordinate tridimensionali dei marker sempre in formato cella. Un'ultima sezione permette di convertire il file di MatLab in formato *C3D*, formato adatto alle elaborazioni successive.

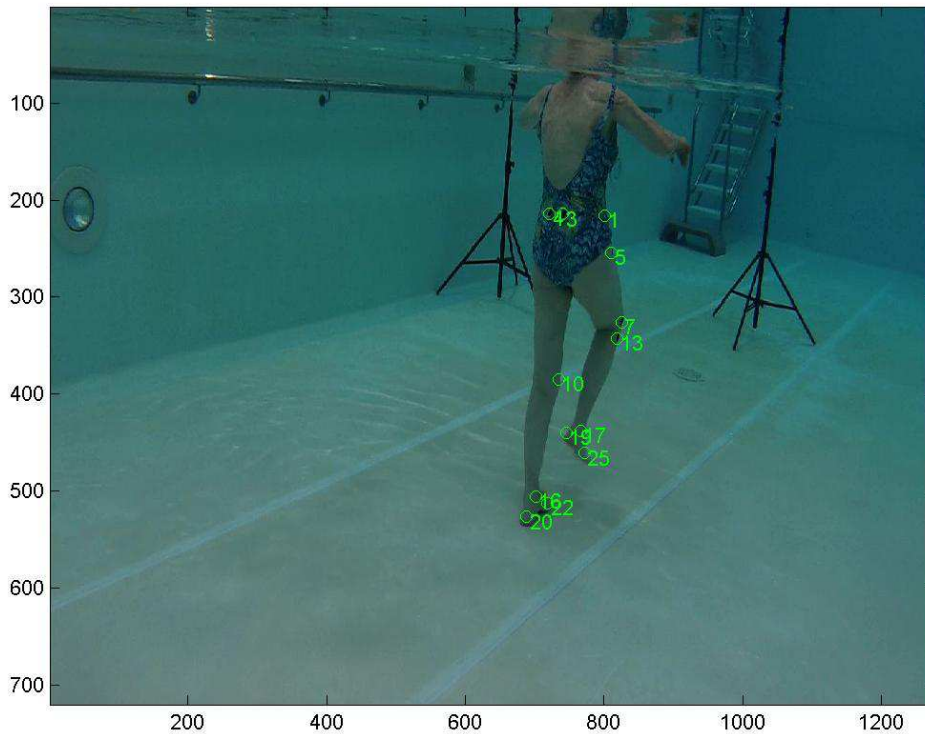


Figura 3.6 Esempio di procedura di tracking underwater

Il file in formato *C3D* viene convertito in formato *TDF* grazie al software *Smart Analyzer* ed elaborato con i programmi del pacchetto *SMART* di *BTS*. In particolare, viene utilizzato il software *Smart Tracker* per applicare il modello biomeccanico *FULL BODY FOOT* (tralasciando le label mancanti del tronco) al file triangolato e il software *Smart Analyzer* per ricavare i *frame* di interesse per i parametri spazio temporali del ciclo del passo (appoggio omolaterale, fine *stance*, riappoggio omolaterale).

## CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

I dati ricavati vengono infine elaborati dal software “*Processing Dynamics - adulti*” di MatLab, allo stesso modo della procedura a secco.

### 3.2.3 Procedure di acquisizione

#### 3.2.3.1 Procedura di acquisizione a secco

Durante l’acquisizione in laboratorio, ai soggetti sono stati attaccati i marker riflettenti nelle posizioni indicate dal modello in *Figura 3.1*.

Il protocollo del cammino utilizzato è lo *IOR-Gait* presentato nel Capitolo 1. Alcuni soggetti hanno richiesto l’uso di un cluster tecnico aggiuntivo posizionato sulla cute attorno a ciascun gran trocantere, per permettere la calibrazione anatomica anche delle ASIS. Ciò è stato fatto quando non è più verificata l’assunzione che la distanza tra l’osso sottostante e la superficie corporea sia minima. Questo passaggio ha permesso di evitare di incorrere in pesanti artefatti da tessuto molle (ATM).

Un’altra variazione rispetto al protocollo originale è stata il posizionamento dei marker cutanei anche nei punti a calibrazione anatomica. Ciò è servito come sicurezza aggiuntiva nel caso di perdita di un marker del sistema tecnico durante le acquisizioni.

Ai soggetti è stato prima richiesto di rimanere fermi in corrispondenza delle pedane di forza per acquisire la statica e poi di eseguire delle camminate avanti e indietro all’interno del volume di acquisizione. Ogni camminata è stata registrata e per ogni soggetto sono state acquisiti un minimo di 3 cicli del passo destri e tre cicli del passo sinistri. La presenza delle pedane di forza è stata utilizzata per acquisire ulteriori dati su forze e pressioni, facendo in modo che il piede del paziente entrasse correttamente e in modo naturale all’interno della pedana. I dati

## CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

ricavati dalle pedane non sono stati usati in questo studio, ma fanno parte di progetti futuri del laboratorio di Analisi del Movimento di Padova.

### **3.2.3.2 Procedura di acquisizione underwater**

Durante l'acquisizione in piscina, ai soggetti sono stati attaccati dei marker creati ad hoc all'interno del laboratorio di Analisi del Movimento dell'Università di Padova. L'uso di marcatori passivi tradizionali è stato scartato per una serie di semplici motivi: usando videocamere commerciali la catarifrangenza che li caratterizza risulta del tutto inutile, in acqua il loro grado di adesione alla cute è insufficiente, la loro visibilità risulta scarsa e la loro geometria sferica può ostacolare il movimento naturale dei soggetti a causa della forza di trascinamento dell'acqua.

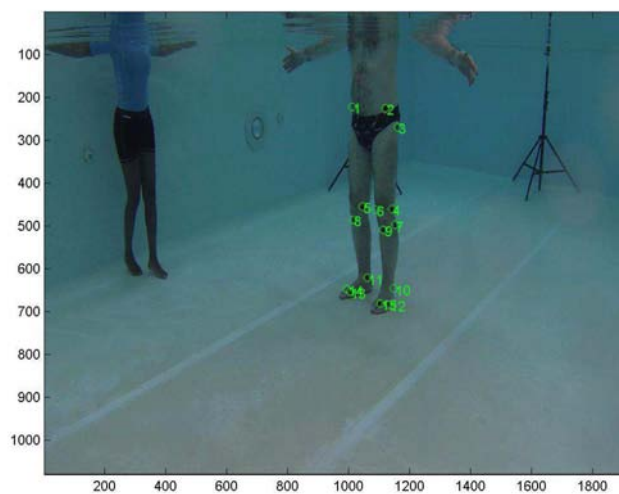
Per queste ragioni sono stati creati dei marker costituiti da rettangoli adesivi di *Kinesio Taping* di colore nero (di dimensioni 2,75x2,5 cm circa) incollati a loro volta su uno sfondo rettangolare di tape bianco (di dimensioni 4x5 cm), che sono stati collocati in corrispondenza dei punti di reperi anatomico indicati nel modello in *Figura 3.5*. La scelta di queste combinazioni di colori è stata fatta per massimizzare il contrasto e rendere l'inseguimento dei marker più semplice per il programma di *Video Tracking* utilizzato a valle delle acquisizioni.

Ai soggetti è stato richiesto prima di tutto di compiere alcune camminate all'interno del volume di acquisizione della piscina. Per ogni soggetto sono state registrate 4 camminate avanti ed indietro per poter acquisire con sicurezza almeno tre cicli del passo per ogni arto.



### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

Si è poi chiesto ai soggetti di rimanere fermi al centro della piscina per un'acquisizione statica (*Figura 3.7*), al fine di stabilire le posizioni dei punti di reperi anatomico rispetto ai sistemi di riferimento tecnici.



*Figura 3.7 Esempio di un'acquisizione di statica sottoposta a tracking*

Il protocollo di cammino utilizzato è sempre lo *IOR-Gait*, in cui però la calibrazione anatomica dei punti di reperi è stata fatta posizionandovi direttamente dei marker sopra e non a bacchetta.

## CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

### 3.3 Variabili analizzate: angoli articolari

Le successive elaborazioni per l'analisi della cinematica articolare dei soggetti sono state fatte in ambiente di programmazione MatLab (versione R2013a).

Le articolazioni interessate per lo studio e il confronto con la popolazione dei controlli sono l'anca, il ginocchio e la caviglia.

Le escursioni angolari di queste articolazioni sono state ricavate a partire dai dati in uscita al programma di elaborazione *Processing Dinamics – adulti*, utilizzando il protocollo *IOR-Gait*. In particolare le analisi e i confronti sono stati fatti su:

-abd-adduzione dell'anca, *hip abd-adduction*

-flesso-estensione d'anca, *hip flexion-extension*

-intra-extra rotazione d'anca, *hip internal-external rotation*

-flesso-estensione di ginocchio, *knee flexion-extension*

-inv/eversione di caviglia, *ankle inversion-eversion*

-flessione dorsale/plantare di caviglia, *ankle dorsi-plantar flexion*

-intra/extra rotazione di caviglia, *ankle internal-external rotation*

Tutti gli angoli sono stati forniti dal programma in formato normalizzato sul ciclo del passo in modo che lo 0% del ciclo corrispondesse all'appoggio iniziale dell'arto omolaterale e il 100% del ciclo al successivo riappoggio dello stesso arto.

In *Figura 3.8* è mostrato un esempio dei risultati grafici in uscita al programma di elaborazione.

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

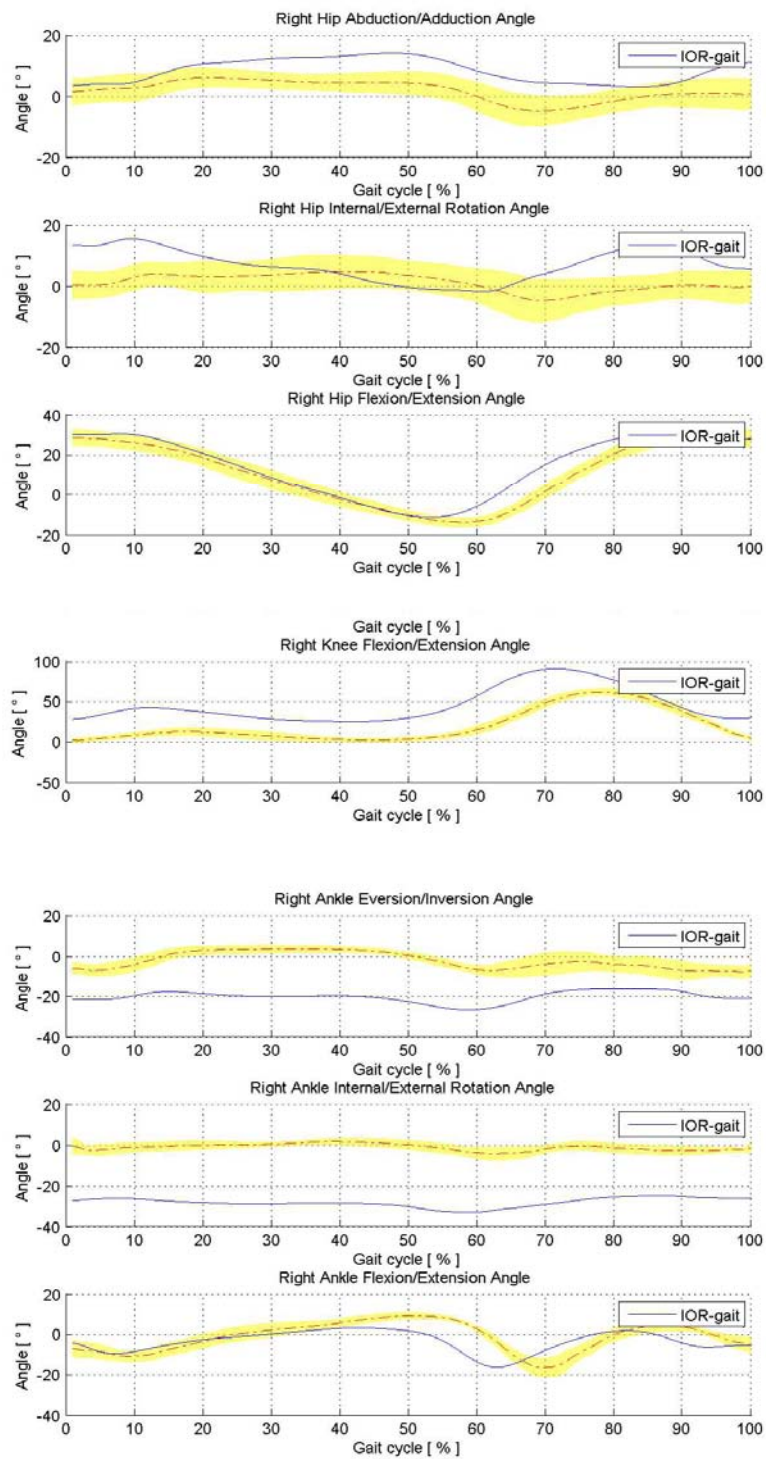


Figura 3.8 Esempio di output grafico del programma Processing Dinamics

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

In questo studio non si è proceduto con un confronto classico, in cui le camminate di un soggetto vengono mediate tra loro e poi confrontate assieme ad altri soggetti contro una popolazione di controllo, ma si è preferito fare un'analisi a livello di popolazione. Ci si è quindi svincolati da chi fosse il soggetto, e ogni trial acquisito è stato trattato indipendentemente dagli altri. L'obiettivo non è stato la caratterizzazione della camminata personale di un soggetto ma la caratterizzazione della camminata nella malattia di Parkinson e degli eventuali miglioramenti in risposta ad una specifica terapia riabilitativa.

E' stato quindi sviluppato un pacchetto di programmi ad hoc, che verranno spiegati nei prossimi paragrafi.

Nella fase preliminare, dalle strutture dati *Elaboration.mat* sono stati estratti e raggruppati in matrici gli angoli di interesse per ogni articolazione e per ogni piano di movimento. Per fare ciò si è sviluppato il codice *CreaMatriciTrial.m* . Oltre a ricavarsi gli angoli in dinamica, il codice estrae anche gli angoli relativi alle acquisizioni statiche.

### 3.4 Cross-correlazione e fasce di normalità

Prima di procedere con la creazione delle fasce di normalità e delle fasce patologiche, tutti gli angoli corrispondenti sono stati confrontati tra loro tramite l'indice di Cross-Correlazione di Pearson.

La Cross-Correlazione di Pearson, o coefficiente di correlazione lineare, è utilizzato in statistica per valutare l'eventuale presenza di correlazione lineare tra due variabili statistiche  $X$  e  $Y$ , ed esprime la tendenza di queste ultime ad avere evoluzioni simili.

Il calcolo della Cross-Correlazione è dato dalla formula (3.1)

$$\rho_{XY} = \frac{\sigma_{XY}}{\sigma_X \sigma_Y} \quad (3.1)$$

Dove  $\sigma_{XY}$  rappresenta la covarianza tra le due variabili  $X$  e  $Y$ ,  $\sigma_X$  la deviazione standard di  $X$  e  $\sigma_Y$  la deviazione standard di  $Y$ .

L'indice  $\rho$  assume valori nell'intervallo  $[-1; 1]$  ed è nullo se le due variabili sono tra loro indipendenti.

Se l'indice assume valori positivi si ha correlazione diretta, mentre se assume valori negativi si ha correlazione inversa. In particolare vale che:

per  $0 < \rho < 0.3$  si ha correlazione debole

per  $0.3 \leq \rho < 0.7$  si ha correlazione moderata

per  $0.7 \leq \rho < 1$  si ha correlazione forte

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

E lo stesso, a meno dei segni, vale per la correlazione inversa.

Nel caso in esame, le evoluzioni degli angoli articolari all'interno del ciclo del passo normalizzato sono considerate come 100 realizzazioni di una variabile statistica. Ciò che è stato fatto con l'operatore di Pearson è stato valutare gli indici di correlazione tra tutte le possibili coppie di angoli articolari per poter scartare a priori eventuali outliers. Come soglia decisionale si è scelta una correlazione dello +0.75 e sono stati mantenuti solamente quei trial che presentavano, almeno in un confronto, una correlazione superiore a tale valore.

La parte di codice dedicata al calcolo della Cross-Correlazione ed alla selezione dei trial correlati tra loro è stata sviluppata sottoforma di *function* (*CrossCorrelazioneAngoli.m*) per poter essere utilizzata direttamente all'interno del programma per la creazione delle fasce. La *function* prevede che scelta del valore di soglia per l'indice  $\rho$  sia fatta in modo interattivo dall'utente.

Le fasce di normalità sono dei grafici che descrivono l'evoluzione dei vari angoli articolari nel corso del ciclo del passo in una popolazione sana e con caratteristiche simili alla popolazione che si vuole studiare. Dato che il cammino, come moltissimi altri gesti motori, è soggetto alla variabilità individuale, per operare dei confronti è necessario stabilire quali siano i limiti che distinguono un pattern fisiologico da uno patologico. L'obiettivo delle fasce di normalità è proprio quello di stabilire un intervallo di valori di angoli articolari all'interno dei quali il gesto motorio viene considerato normale.

In questo progetto, le fasce di normalità sono state costruite a partire dalle camminate della popolazione di controlli (7 persone). Dato un determinato angolo articolare, per ogni istante  $t$  si è calcolata il valor medio e la deviazione standard dell'insieme di trial selezionati dal programma per la valutazione della cross-correlazione e si è costruito un grafico con la media ( $m$ ) compresa all'interno dei valori costituenti l'estremo inferiore e superiore [ $m - 1SD$ ;  $m + 1SD$ ].

## CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

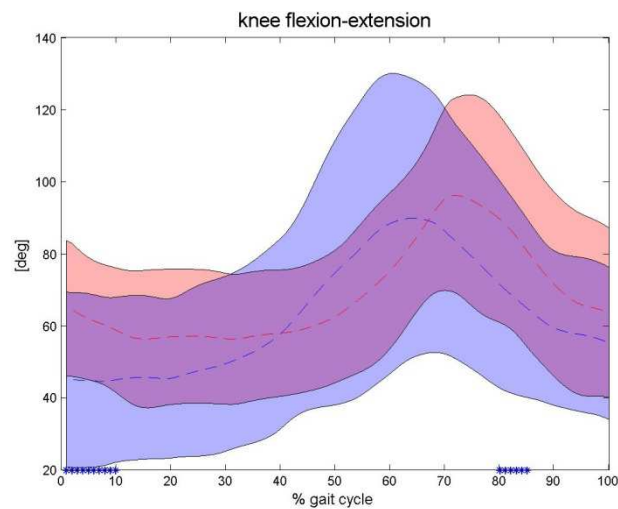


Figura 3.9 Esempio di grafico elaborato mediante il programma per la creazione delle fasce

Il codice sviluppato per la creazione delle fasce (*CreaFasceAngoli.m*) è stato pensato per operare direttamente i confronti tra due popolazioni e comprende al suo interno anche l'analisi statistica per valutare quali differenze nel ciclo del passo fossero significative e considerabili come provenienti da popolazioni distinte. In *Figura 3.9* è mostrato un esempio dei risultati ottenuti con il codice di creazione delle fasce; nell'estremo inferiore, la figura presenta degli asterischi corrispondenti agli istanti nel ciclo del passo in cui si sono rilevate differenze statistiche significative.

Un altro aspetto importante del codice è la possibilità di eseguire la sottrazione della statica. La sottrazione della statica non è altro che la sottrazione degli angoli registrati in fase di acquisizione statica del soggetto, che rispecchiano la sua postura naturale. Per valutare l'effettivo range di movimento di un'articolazione è

## CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

indispensabile eseguire questo passaggio, perché l'angolo di statica rappresenta un offset che può compromettere la comprensione dei risultati.

Oltre ad analizzare la correlazione tra trial coppia a coppia si è creato un codice in grado di estrarre il gruppo di trial in cui tutti correlano con tutti (*Correlazione\_TuttivsTutti.m*). Il codice restituisce in output una struttura dati in cui per ogni angolo considerato vengono forniti uno o più gruppi di trial.

Oltre a valutare i risultati con un indice di cross-correlazione pari a 0.75, si è provato ad aumentare il valore di soglia decisionale a 0.95, che corrisponde al valore di confronto solitamente utilizzato per l'analisi in altri studi.

### 3.5 Analisi statistica

L'analisi statistica è stata elaborata all'interno del programma per la creazione delle fasce. Per effettuare i diversi confronti è stato usato il *t-test a due code*.

Dato che l'obiettivo era analizzare le eventuali differenze degli angoli articolari all'interno del ciclo del passo, il t-test è stato eseguito su ognuno dei 100 campioni del ciclo separatamente. Per ogni istante quindi, si sono messi a confronto gli angoli articolari di due gruppi sotto esame, se ne è ricavata la media e la varianza e si è eseguito il t-test.



## CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

### 3.5.1 T-test

Il t-test fa l'assunzione che le distribuzioni di una variabile discriminante delle due popolazioni sotto esame, popA e popB, siano gaussiane e a varianza uguale. Di questa variabile si conoscono le medie campionarie  $m_A$  ed  $m_B$  e le deviazioni standard campionarie  $\sigma_A$  e  $\sigma_B$  calcolate a partire dai campioni a disposizione. Le numerosità dei due campioni vengono definite come  $n_A$  ed  $n_B$ .

Si considera come ipotesi nulla ( $H_0$ ) che i due campioni provengano in realtà dalla stessa popolazione, cioè che i valori attesi della variabile considerata,  $\mu_A$  e  $\mu_B$ , coincidano. Come ipotesi alternativa ( $H_1$ ) si pone invece che i due campioni provengano da popolazioni distinte, ossia  $\mu_A \neq \mu_B$ .

Applicato al caso in esame, la variabile discriminante è l'angolo articolare, le cui realizzazioni (i trial) in un certo istante  $t$  del ciclo del passo costituiscono i campioni disponibili. Il t-test valuta se esistono differenze significative tra gli angoli dei due gruppi sotto analisi.

Come livello di significatività  $\alpha$  è stato scelto il valore 0.05 (5%). Si ricorda che questo valore corrisponde alla probabilità di effettuare un errore di tipo I, cioè di affermare che i due campioni provengono da popolazioni distinte quando non è vero.

Il t-test considera una variabile  $t$ , variabile con una sua distribuzione che dipende solo dal parametro  $df$  (i gradi di libertà, *degrees of freedom*), calcolato come  $(n_A + n_B - 2)$ . Noti i dati relativi ai campioni da analizzare, si calcola facilmente  $t_{obs}$  come

$$t_{obs} = \frac{m_A - m_B}{s_p \cdot \sqrt{\frac{1}{n_A} + \frac{1}{n_B}}} \quad (3.5.1)$$

$$s_p^2 = \frac{(n_A - 1)s_A^2 + (n_B - 1)s_B^2}{(n_A + n_B - 2)} \quad (3.5.2)$$

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

A partire dalla distribuzione di  $t$  in ipotesi nulla, il test fa il confronto tra la probabilità di osservare il valore della variabile  $t = t_{obs}$  (il cosiddetto p-value) e il livello di significatività fissato. Se il p-value è maggiore di  $\alpha$  si accetta l'ipotesi nulla, altrimenti si scarta e si giudicano i due campioni provenienti da popolazioni distinte.

In questo studio si sono stati effettuati diversi confronti. Di seguito viene definita la terminologia utilizzata per l'identificazione delle popolazioni, dell'ambiente e del tempo di acquisizione:

- P = Pazienti
- C = Controlli
- OW = Out of Water (acquisizioni fatte a secco)
- UW = UnderWater (acquisizioni fatte in acqua)
- T0 = pre-trattamento fisioterapico
- T1 = post-trattamento fisioterapico

Per i controlli non ha senso parlare di T0 e T1, in quanto sono stati acquisiti una sola volta (non c'è motivo di credere che le loro camminate varino a distanza di tempo). Si sono effettuati quindi i seguenti paragoni:

1. Controlli in acqua vs Controlli a secco (CUW vs COW)
2. Pazienti in acqua vs Pazienti a secco pre-trattamento (PUWT0 vs POWT0)
3. Pazienti in acqua pre-trattamento vs Controlli in acqua (PUWT0 vs CUW)
4. Pazienti a secco pre-trattamento vs Controlli a secco (POWT0 vs COW)
5. Pazienti a secco post-trattamento vs Controlli a secco (POWT1 vs COW)
6. Pazienti a secco pre-trattamento vs Pazienti a secco post-trattamento (POWT0 vs POWT1)

### CAPITOLO 3. MATERIALI E METODI

Si sono indagate quindi non solo le differenze tra la popolazione dei pazienti e quella dei controlli, ma anche le risposte delle singole popolazioni al cambiamento di ambiente (secco-acqua) e la risposta dei pazienti al trattamento di riabilitazione.

## **CAPITOLO 4**

### **RISULTATI**

In questo capitolo verranno esposti tutti i risultati ottenuti mediante l'analisi dei dati descritti in precedenza, in particolare verranno riportati i confronti effettuati tra gli angoli articolari rappresentativi del cammino delle due popolazioni di studio acquisite nei diversi ambienti.

Come legenda per i grafici il blu rappresenta sempre il primo gruppo del titolo e il rosso sempre il secondo.

L'asse delle ascisse corrisponde al ciclo del passo in percentuale, l'asse delle ordinate rappresenta il valore degli angoli espressi in gradi.

Gli asterischi in corrispondenza dell'asse delle ascisse corrispondono ai punti in cui si è registrata significatività statistica. I due asterischi sull'asse delle ordinate rappresentano i valori medi dell'angolo di statica dei rispettivi gruppi.

I grafici vengono presentati in modo che le righe corrispondano ad una articolazione e le colonne ad un tipo di movimento. In particolare, la prima riga è dedicata all'anca, la seconda al ginocchio e la terza alla caviglia. Per quanto riguarda le colonne, la prima è dedicata all'abd-adduzione, la seconda alla flessione-estensione e la terza all'intra-extra rotazione.

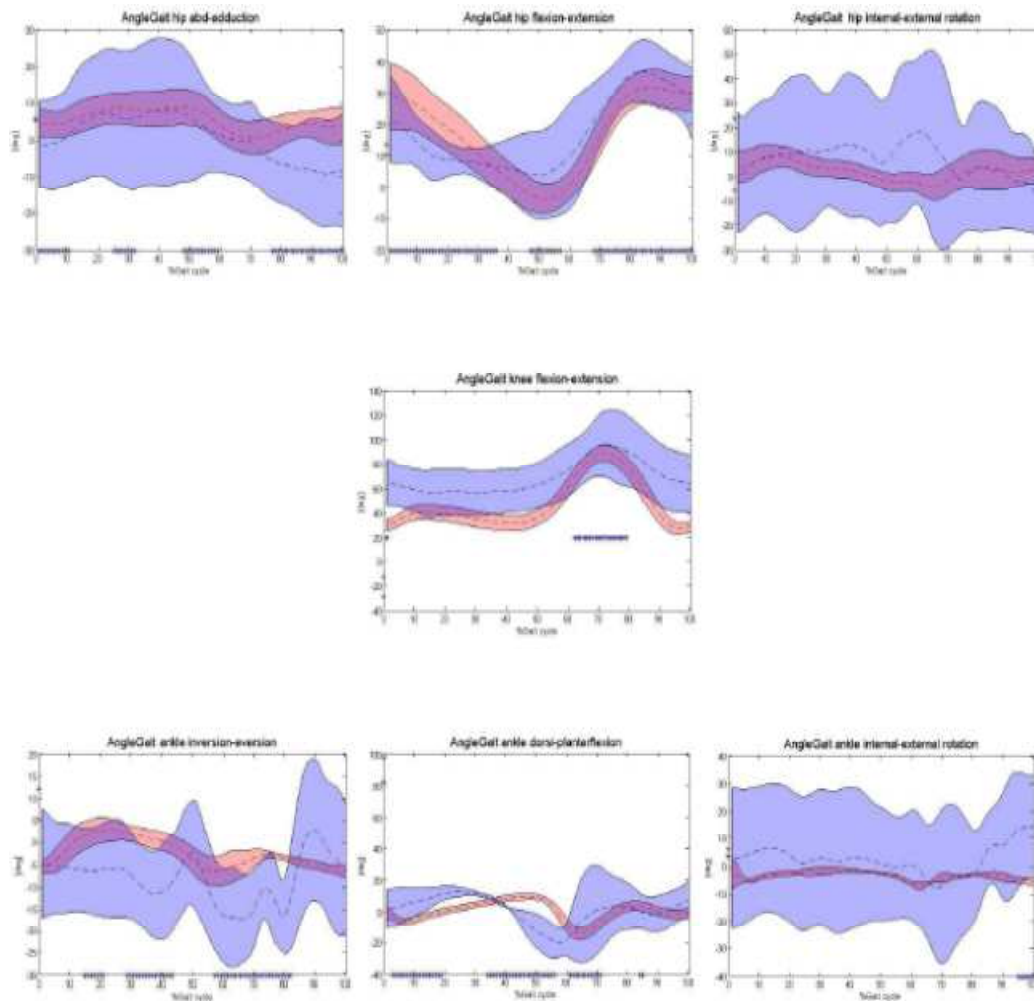
Il valore medio di ogni angolo è rappresentato con la linea tratteggiata, mentre la fascia è costruita sui valori di media  $\pm 1$  deviazione standard.

I confronti mostrati sono relativi alla scelta di un indice di cross-correlazione di soglia pari allo 0.75.

Ulteriori confronti sono stati eseguiti alzando questo indice allo 0.95, soglia solitamente utilizzata in altri studi analoghi. I risultati saranno discussi nel capitolo successivo.

## CAPITOLO 4. RISULTATI

### 4.1 Controlli Underwater vs. Controlli Out of Water (CUW- COW)



Dal confronto tra i due tipi di ambiente emerge che la variabilità è maggiore in ambiente acquatico. Le fasce di normalità mostrano infatti una SD più elevata rispetto alle rilevazioni nell'ambiente del laboratorio di Analisi di Movimento.

## CAPITOLO 4. RISULTATI

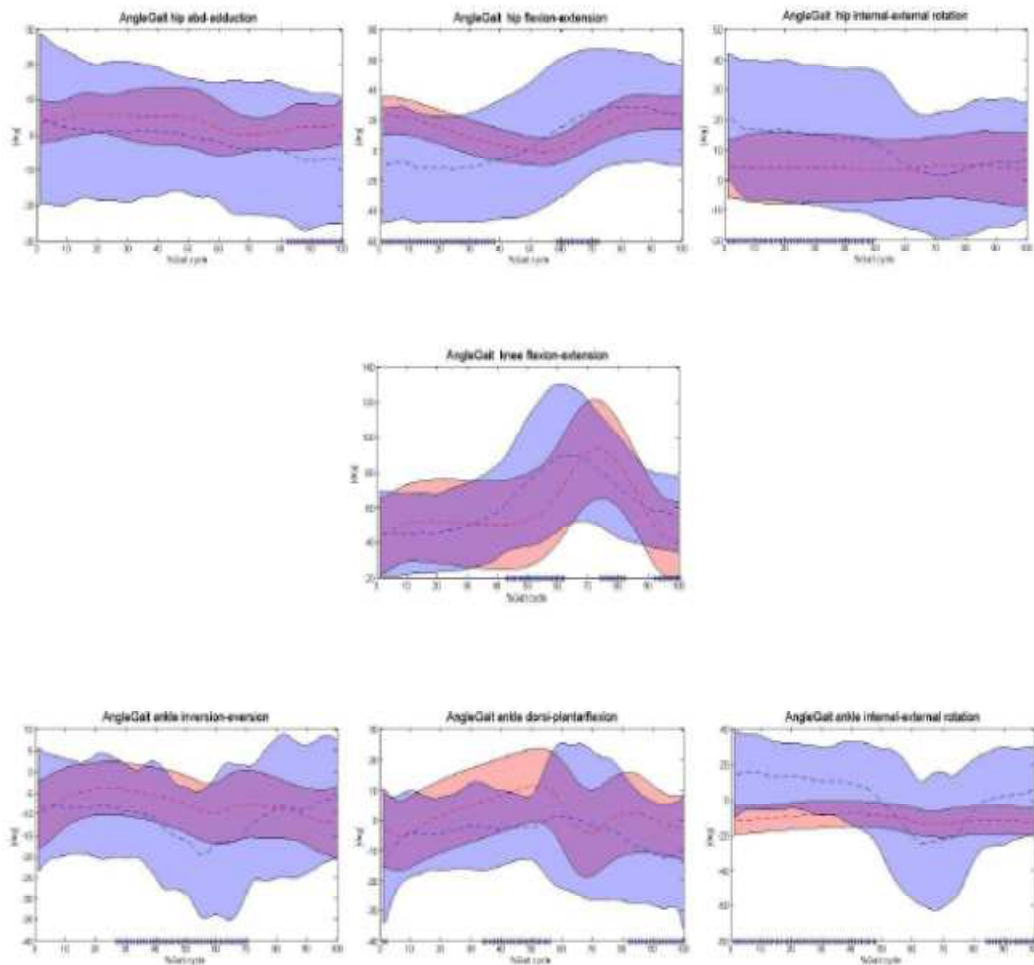
Per l'articolazione dell'anca, si nota una maggiore abduzione sott'acqua, con significatività statistica in fase di appoggio iniziale ed accettazione del carico, nelle fasi di *mid-* e *terminal-stance* e nella fase di *terminal swing* fino a fine ciclo. Anche l'angolo di flesso-estensione presenta differenze significative, che si evidenziano per quasi tutto il ciclo del passo in termini di una maggior estensione dall'appoggio iniziale fino al *mid-stance* e di una maggior flessione dal *mid-stance* fino a fine ciclo. Per quanto riguarda invece l'intra-extra rotazione, si nota una maggior intra-rotazione nella fase di inizio *swing*, ma senza significatività statistica.

Per l'articolazione del ginocchio si nota una maggiore flessione per tutto il ciclo del passo. La forma del movimento viene mantenuta, anche se i CUW in fase di appoggio estendono meno rispetto ai COW. La significatività si rileva solo dalla fase di inizio dell'oscillazione fino a metà della fase di volo (dal 60% al 80% del ciclo)

Nell'articolazione di caviglia, i CUW camminano in generale con un'eversione maggiore, che presenta significatività nelle fasi di *mid-* e *terminal-stance* e dalla fase di inizio a metà oscillazione. Aree di significatività simili si riscontrano anche per il movimento di dorsi-plantaflessione, dove però il movimento dei CUW sembra anticipare rispetto a quello dei COW. La significatività può essere dovuta ad un'anticipazione del movimento rispetto al cammino a terra (infatti in acqua lo stacco avviene al 51% del ciclo). Il movimento di intra-extra rotazione mostra i CUW leggermente più intra-ruotati rispetto ai COW ma senza significatività statistica, tranne che nelle fasi finali del ciclo (95%-100%)

## CAPITOLO 4. RISULTATI

### 4.2 Pazienti Underwater vs. Pazienti Out of Water a T0 (PUW - POWT0)



Anche in questo confronto, come nel precedente, emerge una maggiore variabilità di movimento in ambiente acquatico rispetto all'ambiente di laboratorio.

L'articolazione d'anca vede una maggiore abduzione per i PUW per tutto il ciclo del passo, che diventa significativa a livello statistico solo nella parte finale

## CAPITOLO 4. RISULTATI

(dall'81 al 100%) cioè nelle fasi di *terminal swing* e riappoggio. Anche il movimento di flessione-estensione presenta significatività statistica; in particolare nella prima parte del ciclo del passo (0% -40%) i PUW presentano una maggior estensione d'anca e si rileva un'aumentata flessione nelle fasi di *swing* iniziale ed intermedio (60%-72%). Anche il movimento di intra-extra rotazione presenta delle differenze, che permangono in modo significativo per tutta la prima metà del ciclo (0%-50%) in termini di un aumento dell'intra-rotazione dei PUW.

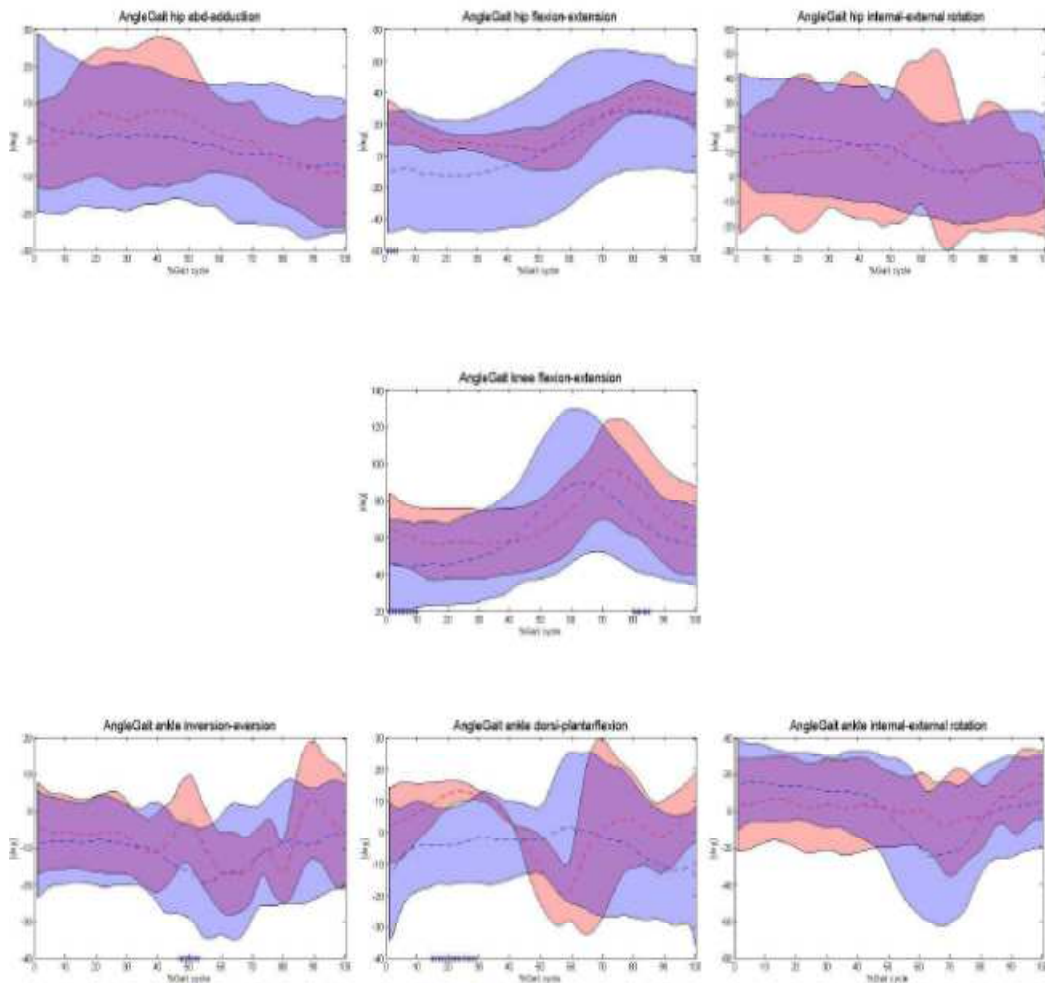
Il pattern articolare del ginocchio risulta simile, con un leggero aumento della flessione in fase di volo e una diminuzione significativa dell'estensione nella fase terminale del ciclo. Le significatività rilevate nelle fasi centrali sembrano dovute più ad un anticipo del movimento che a delle reali differenze nella forma del ciclo.

L'articolazione tibio-tarsica mostra un aumento significativo dell'eversione di caviglia in ambiente acquatico nelle fasi centrali del ciclo (27%-70%), ossia dal *mid-stance* fino all'inizio della fase di volo. Interessante è notare che, al di là del fatto che la variabilità è maggiore in acqua, l'andamento medio rivela un range di movimento più elevato. Ciò non è verificato per il movimento sul piano sagittale, in cui il ROM medio risulta minore. In più, i PUW affrontano l'intero ciclo del passo in pianta-flessione, con differenze significative rispetto alla camminata a secco in corrispondenza dell'appoggio iniziale, in fase di *mid-terminal-stance* (34%-57%) e nella fase di *terminal-swing*. Il movimento di intra-extra rotazione mostra significatività per tutta la fase iniziale del ciclo del passo (0%-50%) e si mostra coerente con la cospicua intra-rotazione vista per l'anca nella stessa fase della camminata. L'intra-rotazione torna ad essere significativa per i PUW anche nella fase terminale del ciclo, dal *terminal-swing* fino al riappoggio dell'arto omolaterale.



## CAPITOLO 4. RISULTATI

### 4.3 Pazienti Underwater a T0 vs. Controlli Underwater (PUWTO - CUW)



Dal confronto dei due gruppi entrambi in ambiente acquatico emergono molte meno differenze significative, segno che sott'acqua i due gruppi adottano strategie di avanzamento simili tra loro.

## CAPITOLO 4. RISULTATI

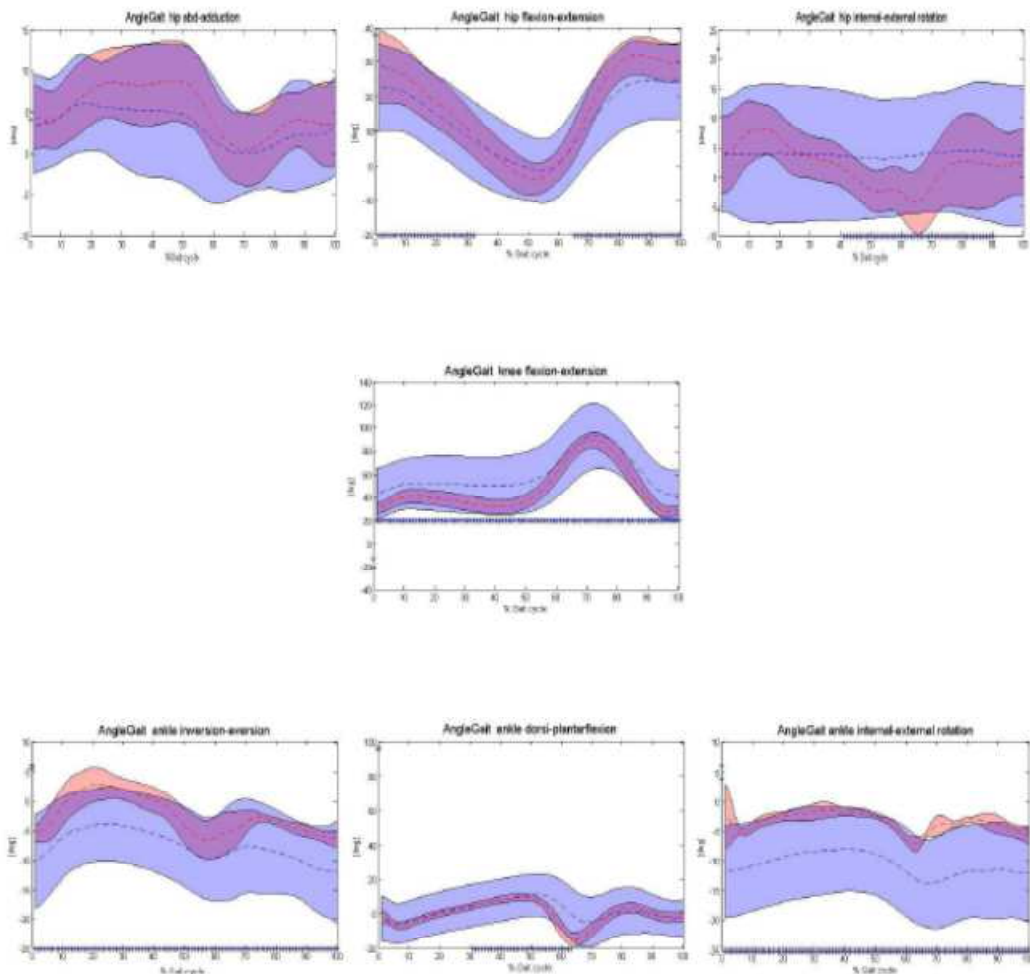
Per quanto riguarda l'articolazione d'anca, l'unico angolo che presenta differenze significative è la flessione-estensione, per la quale comunque l'area di significatività è limitata agli istanti iniziali del ciclo. In questa fase, i CUW sono in leggera flessione, mentre i PUW sono in estensione. Per l'angolo di abd-adduzione si nota che i PUW presentano in media una leggera abduzione rispetto ai CUW per i primi  $\frac{3}{4}$  del ciclo del passo ma senza che vi sia significatività statistica. Anche per l'angolo di intra-extra rotazione gli andamenti sono simili, anche se i CUW presentano un andamento più variabile, con un maggiore ROM medio.

Per il ginocchio si notano profili molto simili, tranne che nella prima fase del ciclo (da 0% al 10%) in cui i PUW risultano meno flessi rispetto ai CUW. Anche in questo caso, come nel precedente, le differenze significative evidenziate nella fase di *swing* intermedio sembrano dovute più ad un anticipo del movimento dei PUW che a reali differenze nelle escursioni angolari.

In acqua i PUW sembrano mostrare pattern di movimento più regolari rispetto ai CUW per quanto riguarda l'articolazione della caviglia. Sul piano coronale, i PUW presentano una maggiore eversione ed una ridotta inversione rispetto ai CUW, che diventa significativa solo nella fase di *mid-swing*. Il comportamento dell'articolazione rispetto alle flessioni è completamente diverso tra i due gruppi per la prima parte del ciclo (fino al 60% circa). Mentre i CUW presentano un profilo simile a quello che si ha a secco, con la sequenza dorsi-plantadorsiflessione, i PUW mostrano un andamento perlopiù piatto, sempre in plantaflessione. L'area di significatività statistica cade tuttavia solo nel *mid-stance*, tra il 15% e il 30% del ciclo. Dopo il 60% del ciclo, i profili risultano simili, anche se il picco di dorsiflessione durante la fase di oscillazione risulta anticipato rispetto ai CUW. Ciò è coerente con la flessione-estensione di ginocchio e sottolinea un anticipo della fase di volo dei PUW rispetto ai CUW. L'extra-rotazione di caviglia risulta più accentuata nei PUW nella fase di *initial-swing*, anche se non vi è significatività statistica.

## CAPITOLO 4. RISULTATI

### 4.4 Pazienti Out of Water a TO vs. Controlli Out of Water (POWTO-COW)



Dal confronto tra i due gruppi di soggetti a secco si nota come i pattern di movimento siano abbastanza concordi tra di loro. Le fasce, più strette rispetto a quelle in acqua, rivelano una minore variabilità all'interno dei gruppi, segno che le strategie di cammino adottate sono simili.

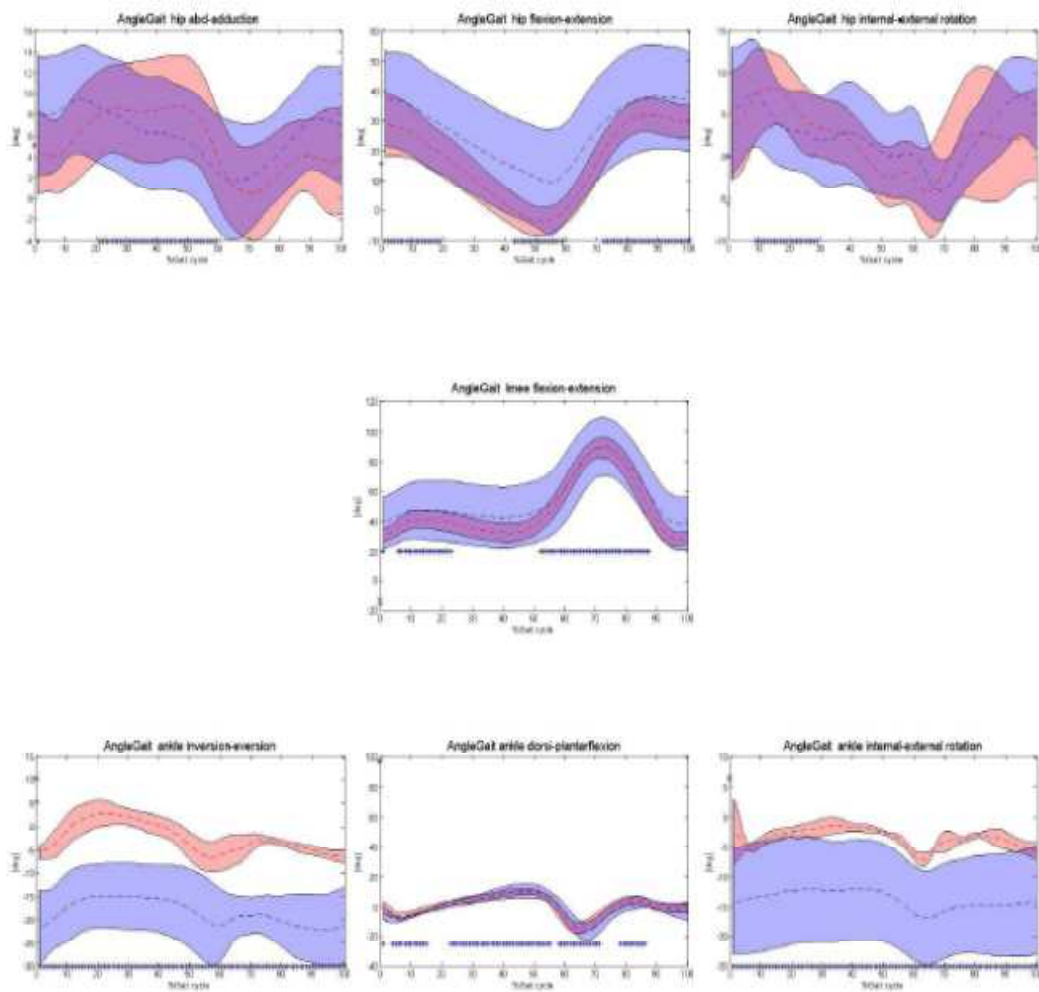
## CAPITOLO 4. RISULTATI

L'articolazione d'anca presenta un profilo di abd-adduzione paragonabile tra i due gruppi, tanto che non si evidenziano differenze significative, anche se la fascia di normalità dei controlli presenta un ROM medio maggiore in termini di un'aumentata adduzione nella prima metà del ciclo del passo. La significatività statistica si ha invece nelle flessione-estensioni, dove i POW flettono meno durante le fasi di accettazione del carico fino al *mid-stance* e in tutta la fase di volo fino a fine ciclo. Sul piano trasversale, si nota scarsa escursione angolare rispetto ai controlli, che ha come risultato un profilo medio piatto e sempre il leggere intra-rotazione. Differenze significative si registrano in particolare tra il 40% e il 90% del ciclo, dalla fase di appoggio completo al *terminal-swing*.

L'articolazione di ginocchio presenta significatività statistica per tutto il ciclo del passo, evidenziando un aumento della flessione nei POW in tutte le fasi del cammino. Neanche in fase di appoggio del piede si riscontra l'estensione dell'articolazione; lo stesso si può dire per i controlli, anche se il loro grado di flessione risulta minore.

Per quanto riguarda la tibio-tarsica, i due gruppi presentano pattern simili: le sequenze del movimento sono rispettate per tutti gli angoli, tuttavia esistono numerose differenze significative. In particolare, i POW camminano in eversione per tutto il ciclo, senza mai presentare gradi di inversione. Coerentemente con questi risultati, anche il movimento di intra-extra rotazione è diverso rispetto ai controlli, presentando extra-rotazione significativa per tutto l'intervallo di osservazione. Anche il movimento di dorsiflessione risulta molto simile tra i due gruppi, e le differenze significative che si registrano sono probabilmente dovute alla SD estremamente bassa dei controlli più che a reali differenze tra le due popolazioni.

### 4.5 Pazienti Out of Water a T1 vs. Controlli Out of Water (POWT1 - COW)



Questo confronto è l'analogo del confronto 4.3, ma post trattamento riabilitativo.

## CAPITOLO 4. RISULTATI

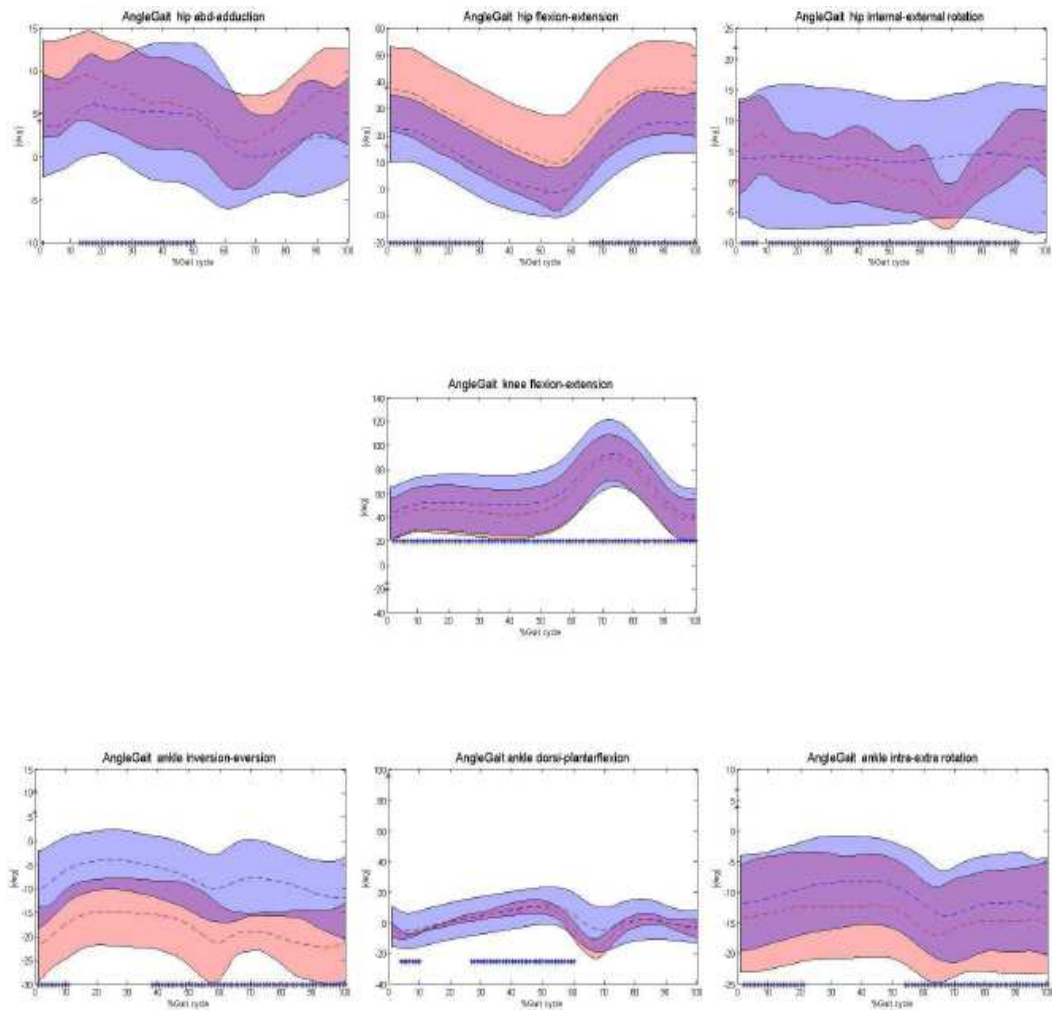
I pattern dell'anca sono molto simili a quelli fisiologici, anche se esistono ancora aree che evidenziano differenze significative. Per quanto riguarda l'ab-adduzione si riscontrano differenze significative nella fase di *mid-* e *terminal-stance* in termini di un aumento dell'abduzione; altre differenze si hanno nella flesso-estensione, dove i POW presentano una flessione maggiore nelle fasi di accettazione del carico, di fine *stance* e in fase di volo. Il movimento sul piano trasversale risulta migliorato, con un aumento dell'escursione angolare ed una maggiore coerenza con il profilo fisiologico. Aree di differenza si mostrano solo nelle fasi di accettazione dl carico, in cui i POW mostrano una minore intra-rotazione.

Il profilo di flesso-estensione del ginocchio risulta migliorato, con una diminuzione delle aree di significatività. Esse permangono ancora nella fase di accettazione del carico e di *mid-stance* e nelle fasi iniziali e centrali di oscillazione in termini di una maggiore flessione.

Per quanto riguarda l'articolazione di caviglia, il profilo di movimento sui vari piani risulta coerente per forma ma non per entità. Il livello di eversione di caviglia risulta ancora maggiore rispetto a prima del trattamento, e lo stesso si può dire per l'extra-rotazione. Entrambi gli angoli presentano differenze con significatività statistica per tutto il ciclo del passo. Le differenze aumentano anche per le flessioni di caviglia, anche se ciò può essere dovuto ai valori molto bassi delle SD in entrambi i gruppi

## CAPITOLO 4. RISULTATI

### 4.6 Pazienti Out of Water a T0 vs. Pazienti Out of Water a T1 (POWT0 - POWT1)



L'ultimo confronto riguarda l'evoluzione del cammino prima e dopo il trattamento riabilitativo.

## CAPITOLO 4. RISULTATI

Per l'articolazione d'anca, si notano profili simili tra T0 e T1 e si registra un aumento dell'adduzione dopo il trattamento., che diventa significativo nelle fasi di *mid-* e *terminal-stance*. Si può notare un aumento della flessione in tutto il ciclo del passo con significatività nelle prime fasi e nelle ultime fasi del ciclo. Un cambiamento importante si verifica anche in termini di intra-extra rotazione, dove le differenze persistono per quasi tutto il ciclo e si passa dall'assenza di mobilità ad un profilo ben delineato di movimento articolare.

Anche l'articolazione di ginocchio presenta dei miglioramenti, in termini di una riduzione della flessione, che risulta significativa per tutto il ciclo.

Solamente i pattern della tibio-tarsica rimangono problematici, con un aumento significativo sia di eversione che di extra-rotazione, entrambe già presenti anche prima del trattamento. Si può però notare un miglioramento della dorsi-planta flessione, che in generale sembra avere acquisito un maggiore ROM articolare. In tutti e tre i piani comunque, la forma del movimento rimane perlopiù invariata.



## CAPITOLO 4. RISULTATI

### 4.7 Scale di valutazione

Group	Gender%	Age (yr)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	UPDRS Part III (OFF therapy) PRE	UPDRS Part III (OFF therapy) POST	6mWT PRE	6mWT POST	TUG PRE	TUG POST	BBS PRE	BBS POST	PDQ-39 PRE	PDQ-39 POST	Hoen Jahr
PP	M 60.0% F 40.0%	69.1 (5.8)	27.7 (2.9)	25.6 (8.0)	22.4 (8.1)	315.8 (55.1)	398.4 (73.8)	9.6 (2.3)	7.3 (2.3)	47.3 (4.7)	50.6 (4.1)	38.3 (16.8)	30.6 (15.6)	2.5 (0.5)
SC	M 12.5% F 87.5%	65.5 (7.4)	28.6 (3.4)	//	//	//	//	//	//	//	//	//	//	//
PP vs SC	*	N.S.	N.S.	//	//	//	//	//	//	//	//	//	//	//

\* = statistical significance p<0.05;  
N.S. = non significant.

*Tabella 4.1 Risultati dei test pre- e post- protocollo*

In tabella 4.1 vengono mostrati i valori delle scale di valutazione e di test effettuati sui pazienti pre- e post-trattamento fisioterapico.

Tutti i risultati mostrano significatività statistica. In particolare si nota un miglioramento significativo per quanto riguarda i punteggi dell'UPDRS, Part III (dedicata alle abilità motorie) e del PDQ-39, con un netto decremento degli score ottenuti. Lo stesso vale relativamente ai test pratici a cui sono stati sottoposti i pazienti. Il TUG test mostra tempi di esecuzione minori, la BBS rivela un aumento dell'equilibrio e il 6mWT riporta un aumento della distanza percorsa.

## **CAPITOLO 5**

### **DISCUSSIONE**

Il presente lavoro di tesi ha permesso di analizzare il cammino in acqua e a secco di un gruppo di soggetti affetti da morbo di Parkinson e di un gruppo di controlli sani. Di seguito verranno discussi i risultati ottenuti, fornendo una spiegazione per tutti i confronti effettuati.

Si procederà poi ad un'analisi riguardo alle strategie di selezione utilizzate ed alle criticità riscontrate in questo studio.

#### **5.1 CUW e COW**

La camminata dei controlli nei due diversi ambienti ha mostrato di essere coerente con lavori precedentemente sviluppati [30]. I movimenti sul piano sagittale sono in accordo con i risultati di questi studi; in particolare si nota una maggior flessione per quanto riguarda l'articolazione di ginocchio, soprattutto nelle fasi iniziali e terminali del ciclo del passo, segno che in ambiente acquatico le strategie di adattamento del cammino si differenziano rispetto a terra, come a voler mantenere un maggior controllo dell'articolazione. Queste differenze sono attribuibili sia alla presenza delle forze di trascinamento dell'acqua che al fenomeno del galleggiamento. Si nota poi una maggiore estensione nella parte iniziale del cammino (0%-38%) per quanto riguarda l'articolazione d'anca. Anche

## CAPITOLO 5. DISCUSSIONE

qui la causa va ricercata nelle forze esercitate dall'acqua. Probabilmente la resistenza effettuata nei confronti del movimento di discesa dell'arto controlaterale nella fase di pre-appoggio spinge quest'ultimo in avanti, con una conseguente lieve estensione dell'articolazione. Un altro fattore può essere la resistenza effettuata dall'acqua all'avanzamento del tronco. Nella restante parte del ciclo del passo l'andamento di questa articolazione sul piano sagittale rimane in accordo con i risultati di studi precedenti [30], presentando un aumento significativo della flessione, dovuto probabilmente alla spinta idrostatica subita dall'arto in fase di oscillazione. Per l'articolazione di caviglia, i pattern in acqua e a secco sembrano equivalenti, ma sott'acqua i controlli sembrano anticipare tutte le fasi del ciclo del passo.

I movimenti sul piano trasversale non evidenziano differenze significative, mentre la caviglia presenta una significativa eversione in molte fasi del ciclo del passo.

### 5.2 PUW e POW T0

La camminata dei pazienti nei due diversi ambienti ha mostrato differenze significative più marcate rispetto ai risultati sui controlli, per tutte le articolazioni e per tutti i piani di movimento. Partendo dagli angoli rilevati sul piano sagittale, i pazienti presentano, come i controlli, una estensione maggiore dell'anca nella prima parte del ciclo (0%-40%) che può essere dovuta agli stessi fattori esposti nel confronto precedente, ossia alla forza di resistenza all'avanzamento del tronco e alla spinta idrostatica subita dall'arto controlaterale in fase di pre-appoggio. Queste differenze per i pazienti raggiungono la significatività statistica e possono evidenziare la loro minore propriocezione e la loro maggior difficoltà ad adattare il cammino ad un ambiente diverso. La spinta di galleggiamento dell'acqua

## CAPITOLO 5. DISCUSSIONE

comporta un aiuto nel recupero della gamba in fase di volo, con conseguente anticipo del picco di flessione del ginocchio. Il grafico rivela una maggior flessione in fase di *terminal swing*, comportamento analogo a quello dei controlli. Anche i risultati riportati per la flessione-estensione di caviglia mostrano significatività in termini di un' aumentata pianta-flessione nelle fasi di appoggio e riappoggio e nella fase di *terminal-swing*. Ciò può essere dovuto alla forza idrostatica dell'acqua che spinge il tallone verso l'alto

Sia anca che caviglia hanno andamenti concordi, che diventano significativi nella prima metà del ciclo in termini di un marcato aumento dell'intra-rotazione, segno della tendenza dei pazienti a camminare in appoggio sulla prima testa metatarsale. Per tutto il ciclo del passo al caviglia si presenta in eversione, che diventa significativa nell'intervallo 30%-70%, in corrispondenza di una maggiore extra-rotazione della stessa.

In generale, le articolazioni presentano, soprattutto a secco, un ridotto ROM, segno della rigidità tipica dei parkinsoniani

### 5.3 PUW e CUW

I due gruppi a confronto, pazienti e controlli, hanno mostrato in acqua pattern di movimento simili tra di loro. Solamente per intervalli limitati del ciclo del passo si sono registrate differenze significative, segno che l'ambiente acquatico forza il comportamento sia fisiologico che patologico verso una soluzione di avanzamento comune.

Per l'articolazione d'anca, i PUW presentano un profilo di abd-adduzione sostanzialmente concorde con quello della popolazione dei controlli, anche se

## CAPITOLO 5. DISCUSSIONE

privo di un andamento definito. Lo stesso si può dire per l'intra-extra rotazione. Sul piano sagittale si ha invece una maggiore estensione dei PUW in fase di appoggio.

Il ginocchio presenta una diminuzione della flessione per i PUW in fase di appoggio iniziale e si nota l'anticipazione del picco di flessione in fase di oscillazione. Questo sta a significare che in generale i parkinsoniani mostrano una fase di stance minore in acqua rispetto ai controlli.

Per la tibio-tarsica, i PUW mostrano in generale un andamento in pianta-flessione ed eversione costanti mentre i controlli evidenziano una maggiore mobilità, con gradi di inversione e con l'alternanza di flessione dorsale e plantare.

L'ambiente acquatico sembra diminuire le differenze del cammino tra i due gruppi di soggetti, i movimenti sembrano più fluidi e si nota molto meno la rigidità tipica della malattia di Parkinson.

### 5.4 POW T0 e COW

Mentre sott'acqua i pattern articolari risultano molto simili tra loro, è il cammino a secco che evidenzia maggiormente le principali differenze tra le due popolazioni. I risultati ottenuti si sono rilevati perfettamente in linea con studi precedenti [29]. Si nota una rigidità maggiore per i POW, corrispondente ad un movimento spesso sotto-scalato. Ciò che ne consegue sono ROM di giunto inferiori.

Nel caso dell'articolazione dell'anca, il profilo di movimento sul piano coronale mostra una minore adduzione dei POW, anche se non si raggiunge la significatività statistica. L'andamento medio si assomiglia, ma sembra vi sia una minore escursione angolare, tratto tipico dell'ipocinesia. Diversità significative si

## CAPITOLO 5. DISCUSSIONE

notano invece per la flessione-estensione d'anca; anche qui l'andamento è simile, ma il ROM medio è decisamente inferiore rispetto ai COW e sia in flessione che in estensione i picchi sono meno accentuati. Lo stesso si può dire per la rotazione in cui non si rilevano movimenti definiti e il profilo risulta estremamente piatto.

L'articolazione di ginocchio vede conferma della condizione patologica in termini di una maggior flessione e di un ridotto ROM; è assente la curva di estensione del ginocchio della fase di *mid-* e *terminal-stance* e i POW sembrano affrontare questa fase in flessione costante.

Ulteriori differenze vengono rimarcate per l'articolazione di caviglia. Ancora una volta il profilo generale del movimento risulta molto simile; ciò che varia sensibilmente è invece l'escursione angolare perché la dorsiflessione risulta sotto-scalata e presenta il ridotto range articolare tipico della malattia. A completare il quadro cinematico i POW hanno una marcata eversione ed extrarotazione di caviglia, segno della tendenza a camminare in appoggio sulla prima testa metatarsale.

Il cammino fisiologico dei controlli si basa sulla stabilità del piede in appoggio, sulla capacità di mantenere l'equilibrio grazie al movimento sinergico continuo dei segmenti corporei e delle articolazioni che li collegano. Nei malati, l'instabilità posturale e la ridotta propriocezione portano a mettere in atto una serie di strategie di cammino molto diverse da quelle dei soggetti sani. In particolare, essi mostrano una tendenza ad effettuare passi piccoli e veloci, aumentando di fatto il tempo di doppio appoggio per scongiurare il rischio di cadute.

## CAPITOLO 5. DISCUSSIONE

### 5.5 POW T1 e COW

Questo confronto valuta le differenze nel cammino a secco in seguito al trattamento riabilitativo effettuato dai POW.

Per l'articolazione d'anca, i pattern di ab-adduzione sembrano confrontabili, seppur vi siano nelle fasi di *mid-* e *terminal-stance* ancora delle differenze significative. Un netto miglioramento si nota invece in termini di intra-extra rotazione. Sul piano trasversale infatti, si vede come i POW abbiano un profilo simile e quasi completamente confrontabile con quello dei controlli . Inoltre si vede un pattern più delineato in cui è riconoscibile l'alternanza di intra- ed extra-rotazioni.

L'angolo di flesso-estensione del ginocchio mostra meno differenze significative rispetto a prima del trattamento, pur mantenendo minor ROM articolare e una maggior flessione rispetto ai controlli per l'intero ciclo del passo.

Rimane problematico invece il comportamento della caviglia, in cui si vede un assenza di miglioramento per i movimenti di inv-eversione e di intra-extra rotazione. Risultati positivi si riscontrano invece in flesso-estensione, in cui si ha una maggiore aderenza con il profilo fisiologico, con un aumento del ROM medio e una diminuzione delle aree a significativa differenza rispetto al comportamento pre-riabilitazione.

Si può quindi affermare che il protocollo seguito dai pazienti ha giovato in termini di un aumento della mobilità articolare più o meno marcato. Un risultato significativo è che gli angoli articolari con più miglioramenti sono stati quelli relativi alle flesso-estensioni.

## CAPITOLO 5. DISCUSSIONE

### 5.6 POW T0 e POW T1

I miglioramenti visti nel confronto con i controlli possono essere apprezzati a maggior ragione confrontando tra loro i soggetti pre- e post- trattamento riabilitativo.

Per l'articolazione d'anca, è evidente un aumento del ROM nel profilo di intra-extra-rotazione. Il movimento sul piano coronale presenta alcune differenze significative nella fase di *mid-stance* e *terminal-stance*, ma ciò che si nota è un andamento più omogeneo rispetto tra i soggetti. Si evidenzia comunque un aumento della flessione nelle fasi iniziali e finali del ciclo.

Il ginocchio presenta una diminuzione consistente della flessione lungo tutto il ciclo del passo e anche la tibio-tarsica presenta un maggior ROM articolare sul piano sagittale, con un aumento dell'escursione angolare in planta-flessione.

Si ha inoltre una maggiore eversione della caviglia, che si accompagna ad una maggiore extra-rotazione, segnalando un lieve peggioramento su questi due piani di movimento.

Le differenze riscontrate a distanza di tempo possono essere attribuibili al protocollo riabilitativo a cui i pazienti si sono sottoposti. Ciò fornirebbe una spiegazione per l'aumento del ROM articolare in molti degli angoli considerati, specialmente per quanto riguarda le flessio-estensioni che sono ad oggi gli angoli la cui misura rimane la più affidabile. Questo perché, dato che il piano sagittale è quello che permette la maggior escursione articolare, l'errore che si commette nella ricostruzione di questi angoli è minore in percentuale rispetto all'entità del movimento compiuto. L'aver riscontrato dei risultati positivi in relazione a questo piano di movimento è quindi un indice affidabile dell'efficacia del trattamento riabilitativo.

I risultati quantitativi relativi alla biomeccanica articolare, assieme a quelli dei test e delle scale di valutazione pre- e post- trattamento sottoposte ai pazienti,



## CAPITOLO 5. DISCUSSIONE

rivelano quindi la capacità della riabilitazione effettuata di migliorare le condizioni motorie dei soggetti affetti da Morbo di Parkinson, contribuendo in modo consistente ad un miglioramento della loro qualità di vita.

### 5.7 Criteri di selezione

*L'ICC* (indice di cross-correlazione) utilizzato per confrontare fra loro i trial di cammino è pari a 0.75. Solitamente, il valore usato come soglia decisionale è più alto (0.95), ma il lavoro svolto in questo progetto ha compreso la rilevazione degli angoli articolari in ambiente acquatico, che preclude la possibilità di utilizzare un sistema di ricostruzione delle traiettorie dei punti accurato come il sistema fotogrammetrico. Questo fatto, unito alla maggiore variabilità del comportamento dei soggetti in risposta all'ambiente acquatico, ha reso impraticabile l'utilizzo di un indice così elevato.

Si è comunque provato ad alzare la soglia decisionale allo 0.95 ma i trial selezionati con tale valore erano troppo pochi per poter creare delle fasce accettabili.

Lo stesso si può dire per la selezione dei trial in cui tutti correlano con tutti. Spesso i sottogruppi trovati erano formati da troppi pochi trial per poter essere utilizzati nella creazione di una fascia accettabile.

La strategia di selezione dei trial sfruttando la correlazione per coppie ha richiesto a valle un ulteriore controllo per l'esclusione di trial che, anche se outliers, avevano una correlazione alta con altri outliers e proprio in virtù di questo erano stati selezionati dal codice.

## CAPITOLO 5. DISCUSSIONE

### 5.8 Limiti e criticità

Per quanto riguarda l'acquisizione dati, un importante limite al raggiungimento di un'elevata accuratezza nella rilevazione in ambiente acquatico è stata l'impossibilità di utilizzare un set up sperimentale con un numero maggiore di telecamere. Come è stato spiegato nel Capitolo 3, l'utilizzo di sole 4 telecamere ha reso necessario in alcuni frame video il tracking in trasparenza. Un numero maggiore di videocamere, per esempio 6, avrebbe permesso di evitare questa procedura operando il tracking solo dei punti visibili.

Per ottenere una buona ricostruzione della localizzazione di un punto nello spazio, oltre a rispettare il vincolo sulla visualizzazione da parte di almeno due telecamere, queste ultime devono essere posizionate in modo tale che i loro assi ottici formino col punto un angolo il più distante possibile dai 180 gradi.

Quindi, l'uso di un set up a più telecamere avrebbe ovviato agli aspetti critici riscontrati durante il tracking.

Un altro aspetto critico in fase di acquisizione sempre riguardante il set-up sperimentale è stata la profondità della piscina. Essa infatti non era dotata di profondità graduale ma misurava ovunque 1.40 mt. Ciò ha impedito ad alcuni soggetti (sia pazienti che controlli) di camminare in modo corretto a causa della bassa statura. Alcuni di loro sono rimasti sulle punte e non sono riusciti a deambulare con il livello dell'acqua in corrispondenza del processo xifoideo come invece hanno fatto gli altri soggetti.

Un aspetto critico nell'elaborazione dati è costituito dal tracking video dei punti. Dato che si è rivelato molto oneroso in termini di tempo, esso è stato effettuato da più operatori. Anche se non è stato fatto l'assessment della variabilità inter-operatore, la tipologia di tracking richiesta dal ridotto set up sperimentale può

## CAPITOLO 5. DISCUSSIONE

facilmente dare origine a valori di variabilità inter-operatore abbastanza elevati, portando ad una minore affidabilità del dato prodotto.

A questi aspetti si aggiunge il numero limitato di pazienti e controlli sotto studio. Una coorte più numerosa avrebbe sicuramente permesso di creare delle fasce più rappresentative della popolazione, soprattutto per quanto riguarda i soggetti patologici che sono l'obiettivo del progetto intrapreso.

## **CAPITOLO 6**

### **CONCLUSIONI**

L'obiettivo di questo progetto è stato l'analisi tridimensionale dei pattern di cammino a terra e in acqua di una coorte di soggetti affetti dal Morbo di Parkinson a confronto con un gruppo di controlli sani.

I pazienti affetti dalla malattia di Parkinson hanno effettuato due acquisizioni distinte di cammino a terra, nel mezzo delle quali hanno seguito un percorso riabilitativo di idrokinesiterapia presso la piscina del complesso GVDR di Mejaniga di Cadoneghe (PD). Inoltre per ogni soggetto è stato acquisito il cammino in ambiente acquatico.

Durante il lavoro di tesi si sono sviluppati dei software per la selezione automatica dei trial di cammino sulla base dell'indice di cross-correlazione di Pearson e per la creazione delle fasce dei due gruppi di soggetti, per il confronto sia tra popolazioni diverse, che tra ambienti diversi.

Nel dettaglio, si è indagato se il particolare protocollo fisioterapico sottoposto ai pazienti abbia sortito o meno degli effetti positivi nei profili degli angoli articolari dell'arto inferiore.

I profili di cammino patologici in acqua pre-trattamento si sono rivelati abbastanza in linea con i controlli, segno che il particolare ambiente spinge entrambe le popolazioni a utilizzare strategie di avanzamento simili, al di là della condizione clinica.

I risultati ottenuti per il cammino a secco hanno rivelato invece un miglioramento generale dei ROM articolari, soprattutto per quanto riguarda i movimenti di flesso-estensione, ed una maggiore aderenza con i profili fisiologici rispetto alla condizione pre-trattamento.

Si può quindi affermare che l'analisi quantitativa effettuata grazie alle tecniche di gait analysis ha fornito un'ulteriore prova del fatto che la riabilitazione in

## CAPITOLO 6. CONCLUSIONI

ambiente acquatico sia un valido strumento per il recupero della mobilità e della funzionalità degli arti inferiori. Essa infatti riunisce in sé gli effetti positivi tipici dell'attività fisioterapica classica, ma in più può essere sfruttata da un bacino più ampio di soggetti patologici. In particolare, questo tipo di riabilitazione è aperta a tutte quelle patologie che coinvolgono l'apparato locomotore e che comportano deficit a livello di forza muscolare, di equilibrio e di propriocezione del corpo, caratteristiche tipiche nel Morbo di Parkinson

L'ambiente acquatico é in grado di fornire un alleggerimento del peso corporeo, garantendo un maggior supporto, diminuendo le forze di impatto sul sistema muscolo-scheletrico e annullando il rischio di cadute. Allo stesso tempo però la forza di trascinamento dell'acqua permette l'allenamento costante della muscolatura grazie alla resistenza opposta al movimento.

Oltre ai miglioramenti riscontrati negli angoli articolari, i test pratici eseguiti sui pazienti pre- e post- protocollo riabilitativo confermano gli effetti positivi del percorso compiuto segnalando un aumento della stabilità posturale e della mobilità (BBS, TUG test e 6mWT).

Oltre ai test pratici, il training effettuato ha registrato effetti positivi anche nelle scale di valutazione generali (MDS-UPDRS, PDQ-39), a prova del raggiungimento di una migliorata qualità di vita generale.

Anche se il numero di pazienti a disposizione per questo studio è stato abbastanza limitato, i risultati ottenuti possono fornire da spunto per ulteriori indagini sull'efficacia a lungo termine del trattamento riabilitativo in acqua e sugli effetti di un protocollo di riabilitazione più duraturo, comprendendo un numero più elevato di soggetti patologici per ottenere valutazioni ancora più affidabili e rappresentative della popolazione.



## BIBLIOGRAFIA

- [1] A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrosso, R. Natio and M. G. Benedetti, "A new anatomically based protocol for gait analysis in children," *Gait Posture* (2007), doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.018.
- [2] G. Baldassarre, *Analisi del Movimento e nuove tecnologie*, Salerno, 2012.
- [3] J. Perry, *Analisi del movimento*, Elsevier, 2005.
- [4] E. Ceseracciu, Z. Sawacha, S. Del Din, S. Ceccon, S. Corazza e C. Cobelli, «Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait,» *Gait and Posture*, Vol 30, Suppl 1, pp. 14-15, 2009.
- [5] C. Dalla Man, *Bioingegneria del movimento e della riabilitazione, dispense didattiche*, 2015, inedito.
- [6] L. Chiari, U. Della Croce, A. Leardini and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophogrammetry Part.2 Instrumental errors," *Gait Posture* 21 (2005), pp. 197-211.
- [7] A. Leardini, L. Chiari, U. Della Croce and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation," *Gait Posture* 21 (2005), pp. 212-225.
- [8] Z. Sawacha, F. Minelle, A. Scarton and C. Cobelli, "Development of an automatic tracking software for out of water and underwater motion analysis," *7th World Congress of Biomechanics*, July 6-11 2014.
- [9] F. A. Megalhaes, Z. P. Sawacha, R. Di Michele, M. Cortesi, G. Gatta and S. Fantozzi, "Effectiveness of an Automatic Tracking Software in Underwater Motion Analysis," *Journal of Sport Science and Medicine* (2013) 12, pp. 660-667.
- [10] S. N. Sinha, J.-M. Frahm, M. Pollefeys and Y. Genc, "Feature tracking and matching in video using programmable graphics hardware," *Springer-Verlag*, 2007.

- [11] A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini and L. Chiari, "Human movement analysis using stereophotogrammetry, Part 1: theoretical background," *Gait Posture* 21 (2005), pp. 186-196.
- [12] R. B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski and J. R. Gage, "A gait analysis data collection and reduction technique," *Human Movement Science* 10 (1991), pp. 575-587, North Holland, 1991.
- [13] A. Cappozzo, F. Catani, U. Della Croce and A. Leardini, "Position and Orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination," *Clin. Biomech.*, Vol. 10, No. 4, pp. 171-178, 1995.
- [14] M. G. Benedetti, F. Catani, A. Leardini, E. Pignotti and S. Giannini, "Data management in gait analysis for clinical applications," *Clin. Biomech.* Vol. 13, No. 3, pp. 204-215, 1998.
- [15] Hilal, I. Hilal, S. Van Sint Jan, A. Leardini and U. Della Croce, *Project number: IST-1999-10954 D3.2 Technical Report on Data Collection Procedure-ANNEX I.*
- [16] "www.parkinson.it," [Online]. Available: <http://www.parkinson.it/morbo-di-parkinson.html>. [Accessed 19 Settembre 2016].
- [17] C. A. Davie, "A review of Parkinson's disease," *British Medical Bulletin*, 2008; 86:109-127 DOI:10.1093/bmb/ldn013.
- [18] J. A. Obeso, M. C. Rodriguez-Oroz, M. Rodriguez, J. Arbizu and J. Gimenez-Amaya, "The Basal Ganglia and Disorder of Movement: Pathophysiological Mechanisms," *Physiology, News Physiol Sci* 17: 51-55, 2002; 10.1152/nips.01.363.2001.
- [19] «www.arn.it,» [Online]. Available: <http://www.arn.it/it/ricerca/demenze/corpi-di-lewy/>.
- [20] W. Poewe, "The natural history of Parkinson's disease," *J Neurol* (2006) 253 [Suppl 7]:VII/2-VII/6 DOI 10.1007/s00415-006-7002-7.
- [21] D. M. Tan, J. McGinley, M. E. Danoudis, R. Iansek and M. E. Morris, "Freezing of Gait and Activity Limitation in People With Parkinson's Disease," *Arch Phys Med Rehabil* Vol 92, July 2011.
- [22] T. Herman, N. Giladi and J. M. Hausdorff, "Properties of the "Timed Up & GO" test:



- More than Meets the Eye," *Gerontology*, 2011.
- [23] C. Zampieri, A. Salarian, P. Carlson-Kuhta, J. G. Nutt and F. B. Horak, "Assessing Mobility at home in People with early Parkinson's disease using an instrumented timed up and go test," *Parkinsonism Relat Disord*, 2011.
- [24] D. Fazio. [Online]. Available: [http://www.aemmedi.it/files/la\\_scuola\\_AMD/a\\_statuto/exercise\\_treatment\\_appropriate\\_subito/02\\_DE\\_FAZIO.pdf](http://www.aemmedi.it/files/la_scuola_AMD/a_statuto/exercise_treatment_appropriate_subito/02_DE_FAZIO.pdf).
- [25] Goetz. [Online]. Available: [http://www.movementdisorders.org/MDS-Files1/PDFs/MDS-UPDRS-Rating-Scales/MDS\\_UPDRS\\_Italian\\_Offical\\_Working\\_Document.pdf](http://www.movementdisorders.org/MDS-Files1/PDFs/MDS-UPDRS-Rating-Scales/MDS_UPDRS_Italian_Offical_Working_Document.pdf). [Accessed 19 Settembre 2016].
- [26] N. Giladi, H. Shabtai, E. S. Simon, S. Biran, J. Tal and A. D. Korczyn, "Construction of freezing of gait questionnaire for patients with Parkinsonism," *Parkinsonism & Related Disorders*, 1999.
- [27] [Online]. Available: [http://www.aahf.info/pdf/Berg\\_Balance\\_Scale.pdf](http://www.aahf.info/pdf/Berg_Balance_Scale.pdf).
- [28] [Online]. Available: <http://www.accademialimpedismov.it/2006/relazioni/testo%2014.pdf>.
- [29] M. P. Morris, R. P. Iansek, J. McGinley, T. P. Matyas and F. Huxham, "Three-Dimensional Gait Biomechanics in Parkinson's Disease: Evidence for a Centrally Mediated Amplitude Regulation Disorder," *Movement Disorders*, Vol. 20, No. 1 2005, pp.40-50.
- [30] A. M. F. Barela and M. Duarte, "Biomechanical characteristic of elderly people individuals walking on land and in water," *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18 (2008), pp. 446-454.
- [31] A. M. F. Barela and M. Duarte, "Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land," *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16 (2006), pp. 250-256.