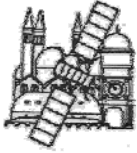




CISAS-UPD



Centro interdipartimentale di Studi e Attività Spaziali  
(CISAS) “G. Colombo”

Scuola di Dottorato di ricerca in Scienze Tecnologie e Misure Spaziali  
(STMS) dell'Università di Padova

Indirizzo di Misure Meccaniche per l'ingegneria e lo spazio

## XXIV Ciclo

### TITOLO

Integrazione di una matrice di sensori di pressione per il controllo delle perturbazioni imposte al soggetto mediante una piattaforma a 3 GdL per il *training* e per la posturografia dinamica.

Direttore della Scuola: Ch.mo Prof. Giampiero Naletto

Coordinatore d'indirizzo: Ch.mo Prof. Stefano Debei

Supervisore: Ch.mo Prof. Paolo Cappa

Dottorando: Maurizio Petrarca

# Indice

Indice .....	2
Nomenclatura.....	4
Abstract.....	5
Riassunto.....	17
Introduzione.....	19
1 CAPITOLO 1 Equilibrio e percezione .....	22
1.1 Introduzione.....	22
1.2 L'equilibrio. Generalità .....	27
1.3 In principio fu la luce. La vista .....	32
1.3.1 L'occhio .....	32
1.3.2 La visione.....	34
1.4 Poi venne la gravità. I vestiboli.....	36
1.4.1 Gli organi vestibolari .....	36
1.4.2 La verticale, l'accelerazione e la scossa.....	37
1.5 L'aria e il suono. Ascoltare.....	41
1.5.1 L'orecchio .....	41
1.5.2 L'udito .....	42
1.6 Il corpo. La propiocezione.....	45
1.6.1 I fusi neuromuscolari .....	45
1.6.2 Il movimento articolare.....	45
1.7 Le tensioni. I recettori tendinei .....	48
1.7.1 Gli organi del Golgi .....	48
1.7.2 La tensione muscolare.....	48
1.8 La materia. Impenetrabilità, evitamento e contatto.....	49
1.8.1 Gli organi di contatto .....	49
1.8.2 Pressione e tatto .....	49
1.9 Bibliografia .....	52
2 CAPITOLO 2 Controllo motorio.....	64
2.1 Introduzione.....	64
2.2 Dal congelamento alla liberazione dei gradi di libertà .....	65
2.2.1 Le Primitive Motorie .....	66
2.2.2 Il Punto di Equilibrio .....	69
2.2.3 Multi-configurazioni incontrollate.....	71
2.2.4 Modello Haken–Kelso–Bunz.....	73
2.2.5 Approccio Ecologico .....	74
2.3 Bibliografia .....	75
3 CAPITOLO 3 L'equilibrio .....	76
3.1 Introduzione: Meccanismi di controllo dell'equilibrio .....	76
3.2 Test statici.....	77
3.3 Test dinamici.....	78
3.4 Riabilitazione.....	81
3.5 Bibliografia .....	82
4 CAPITOLO 4 Piattaforma a tre gradi di libertà RotoBiT <sup>3D</sup> .....	83
4.1 Introduzione.....	83
4.2 Dal disegno riabilitativo a quello robotico.....	86
4.3 Il disegno meccanico .....	92
4.4 La piattaforma RotoBiT <sup>3D</sup> .....	93
4.4.1 Introduzione.....	93
4.4.1 Controllo della posizione .....	95
4.4.2 Momenti e CoP .....	97
4.4.3 Controllo della forza .....	98

4.5	Bibliografia .....	99
5	CAPITOLO 5 Matrice di pressione .....	103
5.1	Descrizione .....	103
5.2	Misura del CoP .....	105
5.3	Misure comparate .....	107
5.3.1	Comparazione in condizioni statiche .....	107
5.3.2	Comparazione in condizioni dinamiche.....	107
5.4	Risultati preliminari .....	109
5.5	Misure comparate su soggetti con patologia.....	113
5.6	Bibliografia .....	116
6	CAPITOLO 6 Stabilometria statica e dinamica.....	117
6.1	Introduzione .....	117
6.2	Descrizione delle condizioni di test .....	118
6.2.1	Test statici .....	118
6.2.2	Test dinamici.....	118
6.3	Descrizione del campione studiato .....	118
6.4	Indicatori .....	120
6.5	Confronto delle prove statiche con pedana statica e dinamica ...	121
6.5.1	Risultati su soggetti sani .....	122
6.5.2	Risultati su bambini con disturbi di equilibrio .....	127
6.5.3	Risultati comparati .....	129
6.5.4	Frequenza di oscillazione in piedi.....	135
6.6	Discussioni.....	137
7	CAPITOLO 7 Ipotesi di controllo reattivo della piattaforma RotoBiT <sup>3D</sup> .....	142
7.1	Ipotesi di apprendimento motorio .....	142
7.2	Descrizione del controllo reattivo .....	143
7.3	Prove effettuate .....	144
7.3.1	Descrizione del campione studiato .....	147
7.3.2	Risultati ottenuti.....	147
7.3.3	Discussioni.....	149
8	CAPITOLO 8 Discussioni generali .....	150
8.1	Discussioni.....	150
8.2	Conclusioni .....	151
8.3	Ringraziamenti.....	152

# Nomenclatura

SNC	Sistema Nervoso Centrale
gdl	gradi di libertà
CPG	Generatori Centrali di Pattern
SD	deviazione standard - Standard Deviation
CoM	Centro di Massa – Center of Mass
CoP	Centro di Pressione – Center of Pression
EO	occhi aperti – Eyes Open
EC	occhi chiusi – Eyes Closet
CW	direzione oraria – ClockWise
CCW	direzione antioraria – Counter ClockWise
a-p	antero-posteriore
m-l	medio-laterale

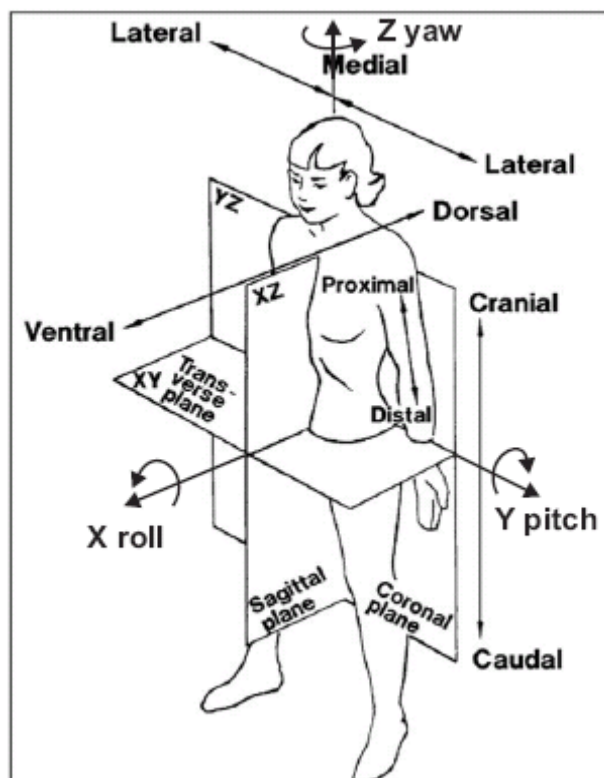


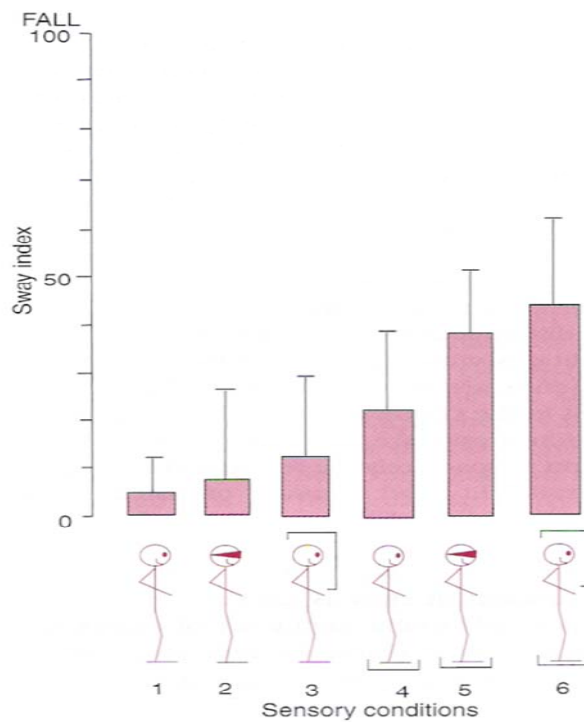
Fig. N1 – Assi di rotazione, piani e principali riferimenti del corpo umano.

## **Abstract**

The present thesis born from a personnel formative path that has induced me to deal in rigorous way with the theme of the measure in rehabilitation. My formation begins with two years in engineering at the university "Sapienza" of Rome, then abandoned and concluded subsequently in completely different field with the attainment of the degree in Physiotherapy and later of the Master Degree in Sciences of the Rehabilitation. During the proceeding in my rehabilitative activity I realized that to introduce the rehabilitation in a scientific context was necessary to bring back observations in an objective and repeatable framework and it was necessary to conduct accurate measures under controlled conditions. I began building in house an opt-electronic system for the capture at distance of body movements, such to allow observations on the multi-joint body segments during the execution of natural movements. This experience brought me to migrate to the children's hospital "Bambino Gesù" when in 1999 the realization of a laboratory of movement analysis inside the Department of Paediatric Rehabilitation was planned. Although, the study of the movement was useful to characterize the strategies of movement and their modifications following cycles of therapy, further tools were necessary to dose and to verify the efficacy of the therapeutic exercise. It was perfectly clear to me that was possible to start to use robots able to provide a controlled context for the exercises, this is the foundation for several attempts to separate and to correlate the trainings with their effects. A robot in its simpler conception is a tool that consists of sensors, actuators and of a control system. The presence of sensors opens two perspectives: the first is that they allow an interactive control of the instrument on the basis of the measure of the force exchanged with the subject; the latter is the possibility to measure some characteristics of the interaction between man and robot, in our case the therapeutic relationship. That is, measuring to control (the therapy) and measuring for characterizing (motor behaviours). In such context the meeting with a group of experienced engineers changed

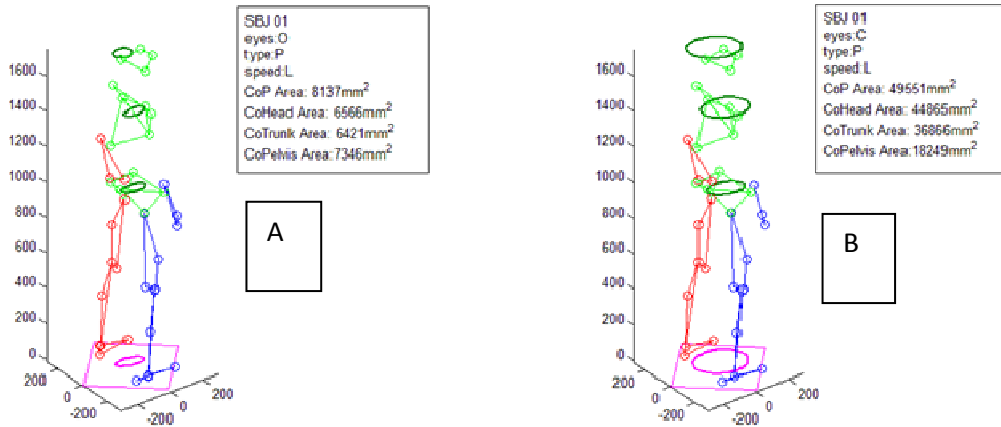
the perspective. Their initial purpose was to guarantee the reliability and accuracy of the measures conducted in the movement analysis laboratory but then the solicitations operated in the direction of the emergent perspectives in rehabilitation led them to move towards robotics perspective. We begin to transform of mechanical passive equipment in active robotics objects for the rehabilitation. From this collaboration the 3D robotics platform that rotate around a central pivot was realized. Initially it was controlled in position with pre-programmed movements exploiting the control characteristics of the three linear actuators. In this initial phase the strength's sensors was used only to detect the interactions dynamic strengths and moments of the subjects placed over the platform. Afterwards, the information of the load cells were been used to realize a control in strength tuneable through two variables, the stiffness and the damping. In such way the point of equilibrium of the platform is regulated simulating its suspension on springs with defined elastic characteristics. This evolution of the platform has opened the possibility to define rules of dynamic interaction between the subject and the support base. The transfer of the load from one limb to the other and from the toe to the heel of the foot could be an essential information in the cycle of useful measures to complete the potentialities of interactive control. We decided to proceed to insert on the surface of the platform a pressure matrix with the purpose to detect information on the Centre of Pressure (CoP) that should conduct us to the individualization of useful laws of dynamic interaction in order to recovery the most efficient distribution of the interactions with the ground that was always altered under pathological conditions. The interaction with different balance tasks and contexts will allow to train the "animate tower" among the multiple equilibrium solutions and the diversified use of its informational channels. This process promises to conduct us to the selection and individualization of specific rehabilitative trials that can also be exported in other contexts where the use of the robotics platform is not quite necessary. Furthermore, the platform projected is ready to be transformed in a lower part object cost in

order to facilitate its distribution. This brief introduction contains history, motivations and perspectives of the present work and an implicit plan of this thesis. In the Chapter 1, the relationship between equilibrium and perception is described. In the Chapter 2 is analysed the literature on postural motor control mechanisms. In the Chapter 3 is studied the mechanisms of postural control under normal and pathological conditions.



**Fig. A.1 relationship between sensory condition and body sway.  
From Motor Control, Woollacott (2003).**

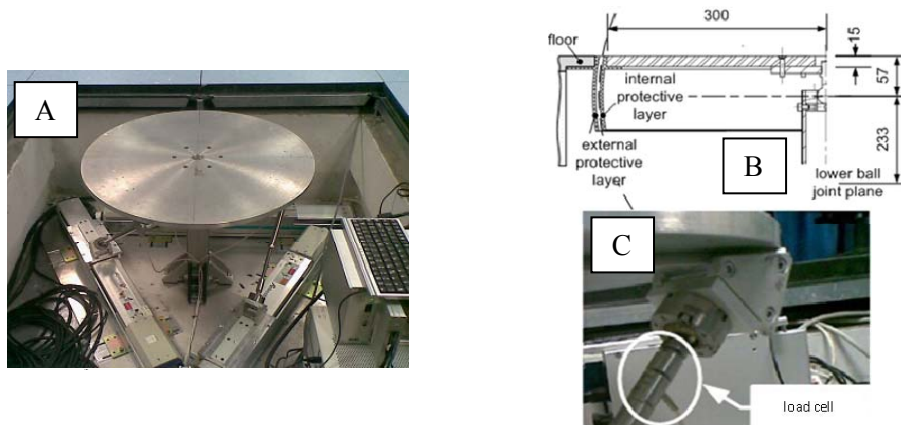
Sensory conditions contribute differently to posture stability, figure A.1 resumes the sway increase related to different sensory conditions. Body segments sway with different amplitude in relation to task and context too. Figure A.2 showed different body segment sway area with eyes open and closed in response to 3D continuous wave perturbation.



**Fig. A.2** Sway areas of the center of the mass at floor and of the body segments following 3D continuous perturbation with eyes open (A) and eyes closed (B).

The two sensory condition showed a different coordination respect the same perturbation, in the first condition we could observe that the head is the most stable segment, while in the latter condition the most steady section is the pelvis.

In the Chapter 4 is described the 3D platform used in the present thesis.



**Fig. A.3 :** RotoBIT<sup>3D</sup> dynamic platform, (A) Platform, (B) vertical section and (C) one of the three mono-axial load cell.

Figure A.3 illustrates the RotoBIT<sup>3D</sup> dynamic platform that rotates around the central pivot driven by three axial actuators with a workspace of about  $\pm 10^\circ$  for each rotational axes, roll, pitch and yaw respectively. The position of the platform was calculated from its



known geometry, illustrated in Figure A.4, while the force control is realized simulating a 3D spring with rigidity  $\mathbf{K}$  and equilibrium point  $\boldsymbol{\gamma}^0$  in parallel with a 3D damping of coefficient  $\mathbf{C}$ . The dynamic system is influenced by the torque in the Cartesian space designed in relationship with the Cardanic components  $\mathbf{T}^T\mathbf{M}$ .

$$\mathbf{C}\dot{\boldsymbol{\gamma}} + \mathbf{K}(\boldsymbol{\gamma}_0 - \boldsymbol{\gamma}) = \mathbf{T}^T\mathbf{M}$$

Eq. A.1

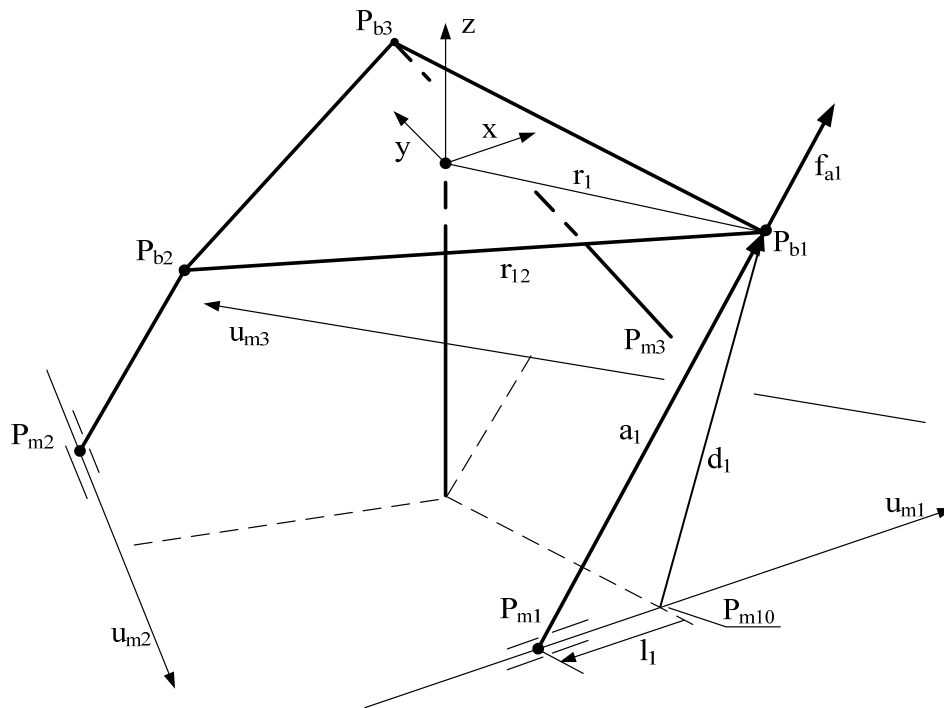
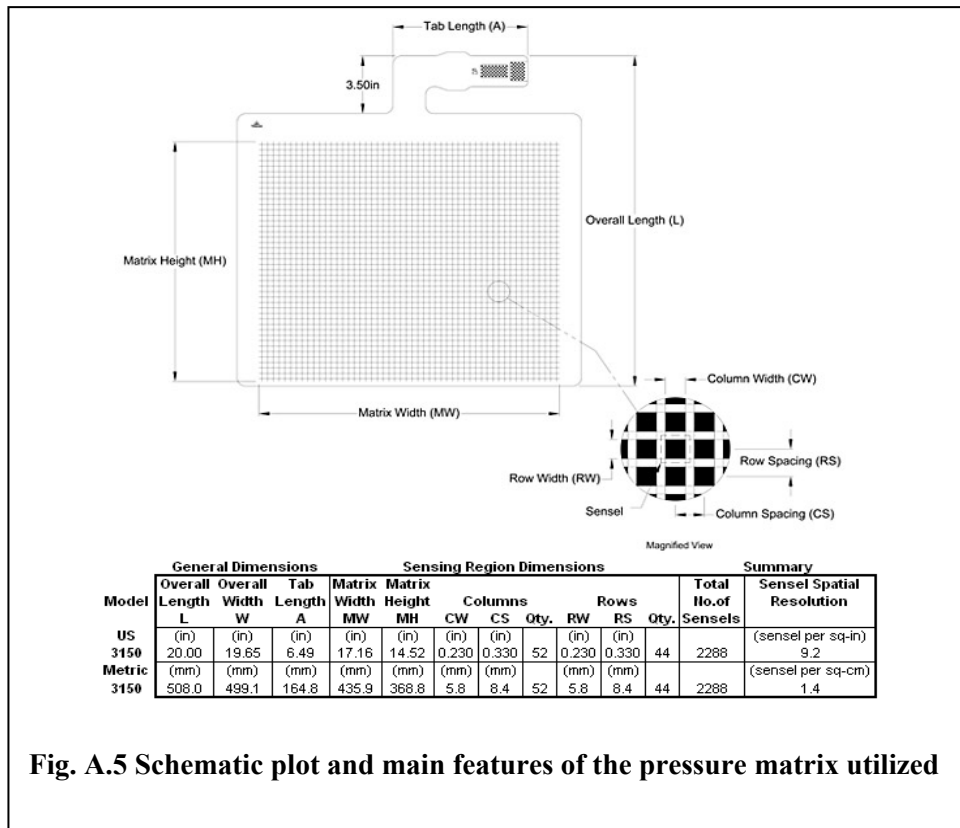
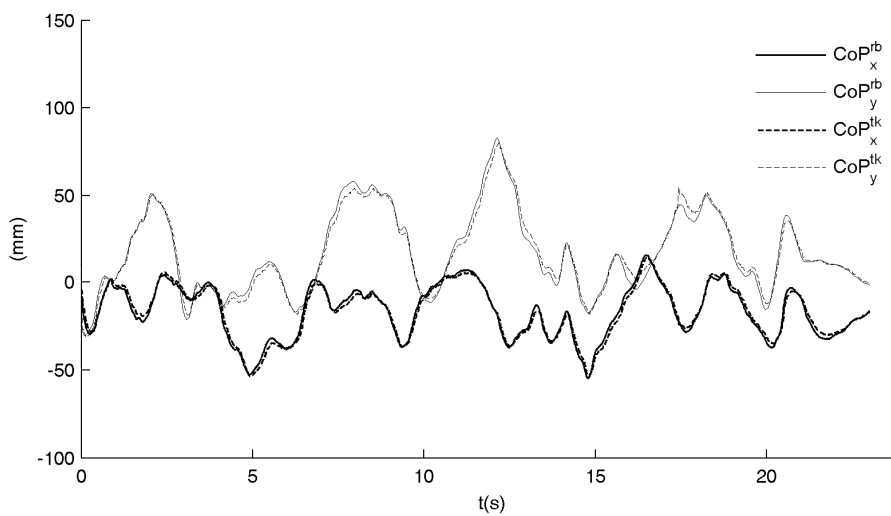


Fig. A.4: Kinematic diagram.

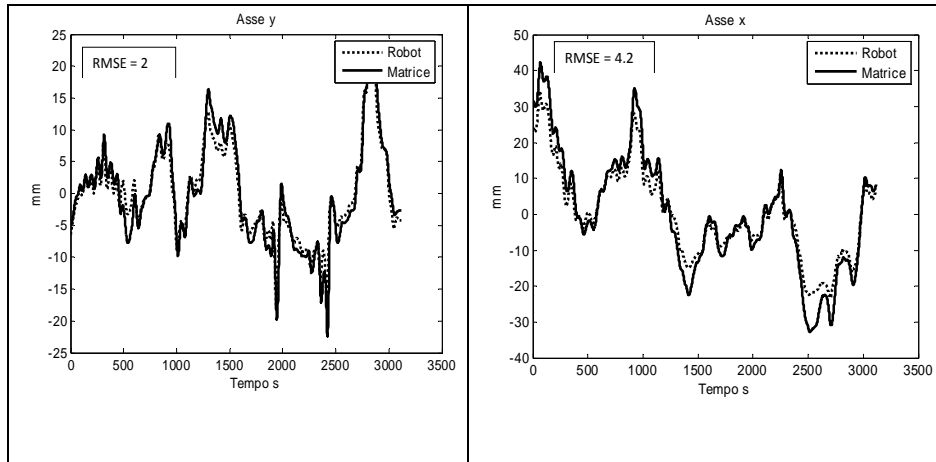
In the Chapter 5 is described the pressure matrix, Figure A.5, and its measure characteristic. The Centre of Pressure (CoP) was studied in comparative experiments with measures gathered both by the sensors placed on the 3D platform and the pressure matrix. Figure A.6 and A.7 illustrates CoP comparison with the Platform controlled in force (dynamic condition) for an healthy young and a subject with atassia, respectively.



**Fig. A.5 Schematic plot and main features of the pressure matrix utilized**

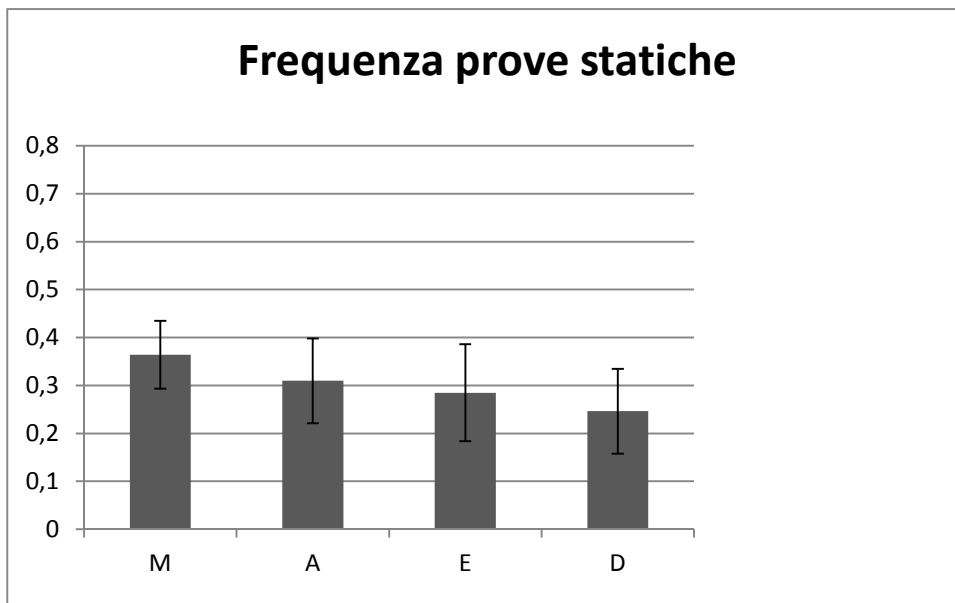


**Fig. A.6: Compared CoP data for an healthy subject collected by mean of Platform, rb apex, and pressure matrix, tk apex.**

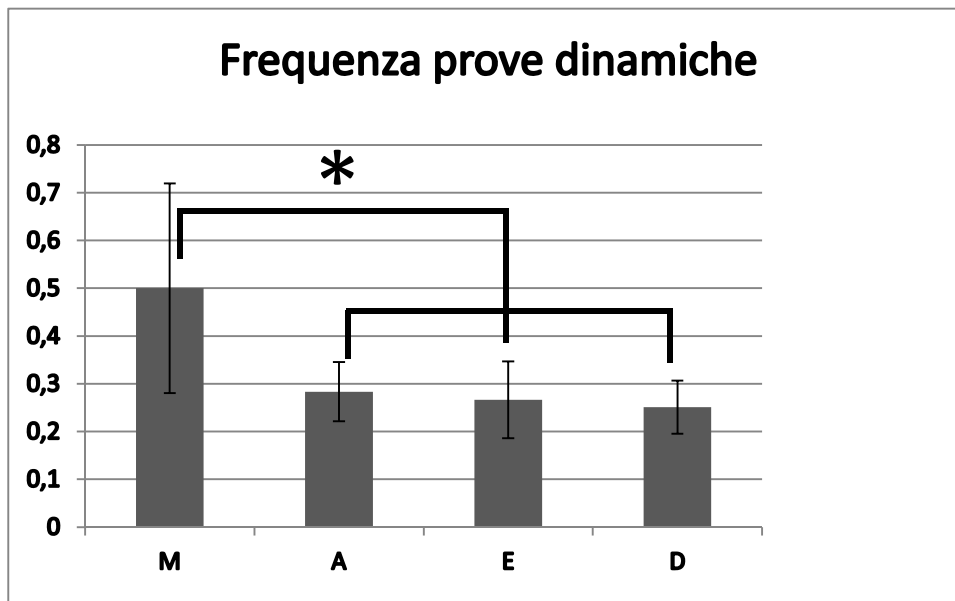


**Fig. A.7: CoP compared measures between robotic platform and pressure matrix in dynamic condition in a patient with atassia.**

In the chapter 6 is illustrated the innovative protocols realized for the evaluation of the equilibrium in static and dynamics conditions using the information provided by the matrix of pressure, for healthy and pathological subjects. In static condition the platform is fixed in horizontal position while in dynamic condition the platform is controlled in force simulating the suspension of the platform on a spring. In Figure A.8 and A.9 are illustrated the mean oscillation frequency that remain constant for both dynamic and static condition, with the same tendency for all pathologies.

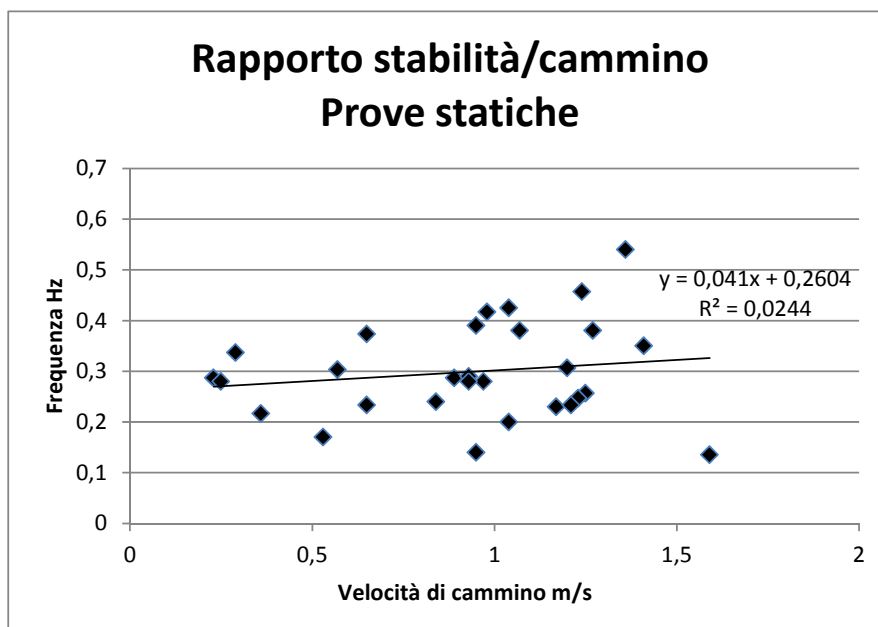


**Fig. A.8: Mean oscillation frequency for patients with spinal cord lesion M, atassia A, hemiplegia E, diplegia D, in static stance condition**

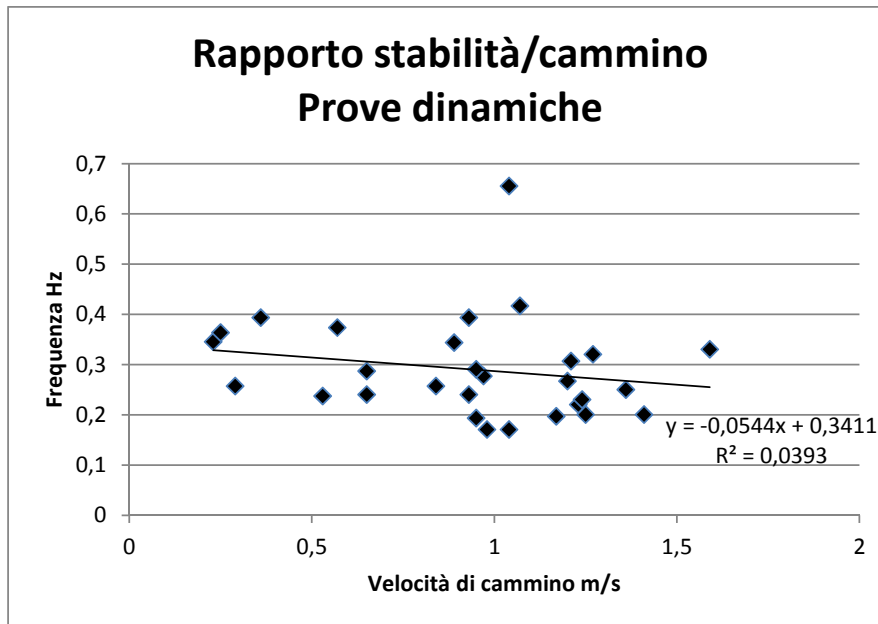


**Fig. A.9: Mean oscillation frequency for patients with spinal cord lesion M, atassia A, hemiplegia E, diplegia D, in dynamic stance condition. \* indicates statistic significance.**

The dynamic condition appears more sensible to detect the real balance competence and this hypothesis is confirmed when the oscillation frequency in static and dynamic condition is compared with gait velocity as shown in Figure A.10 and A.11.

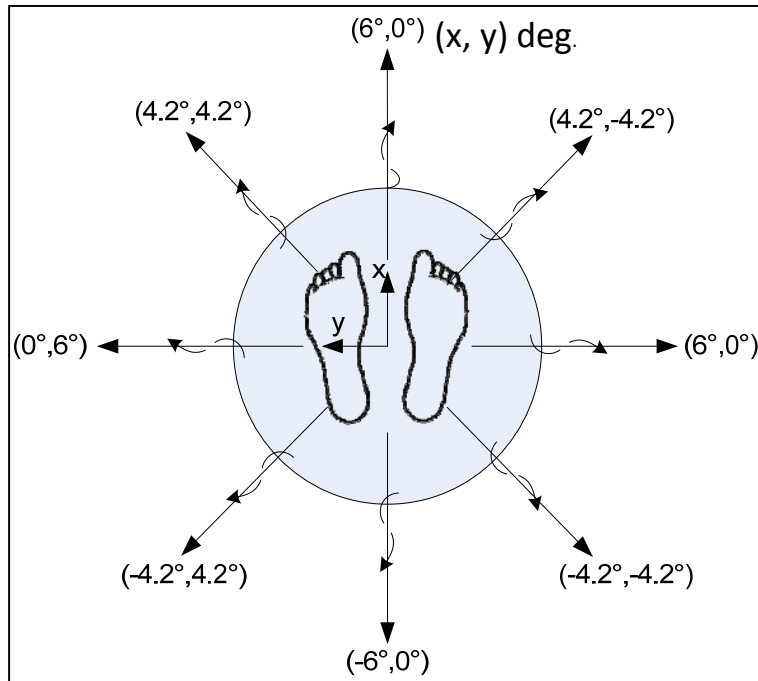


**Fig. A.10 Relationship between frequency in static condition and gait speed in subjects with balance disorders.**



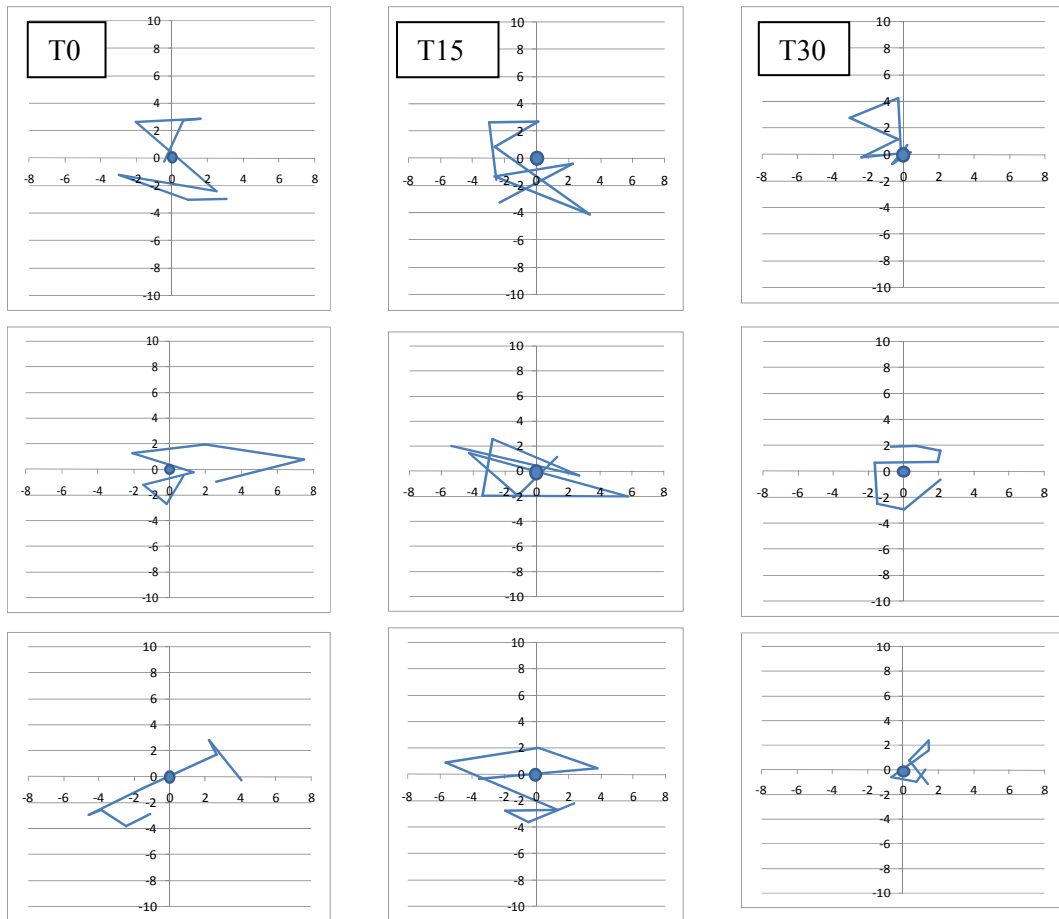
**Fig. A.11 Relationship between frequency in dynamic condition and gait speed in subjects with balance disorders.**

In the Chapter 7 are described innovative procedures of dynamic interaction among the platform and subject finalized to the training of the equilibrium and the walking. The subjects were trained requiring them to reach object in different space position while they standing on the platform controlled in force. In that condition the subject experiment self and external source of unbalancing. To assess the improvement during training a new test condition were developed, Figure A.12.



**Fig. A.12 Schematic representation of the new test condition. The platform rotate of  $6^\circ$  along eight directions while it is controller in force. The subject had to move the platform back to the horizontal position without any feet movements.**

In figure A.13 it is possible to observe the results obtained after two different training, the first with traditional therapy, while the latter utilizing the new treatment proposed in this thesis.



**Fig. A.13 Eight equilibrium point plots repeated three times at the first day of treatment (T0), at 15 days of treatment and at 30 days of treatment in a subject with traumatic brain injury. Two different treatments were conducted between T0-T15 and T15-T30 periods. It is possible to recognize a reduction of the oscillation only at T30 assessment.**

In the Chapter 8 is discussed in comparative way the results related to the administrated tests and training.

The fundamental purpose of the thesis is to furnish innovative therapeutic tools, while for me it represented an opportunity to deepen the knowledge on the fundamental chains of measure to achieve results of quality.





## Riassunto

L'argomento della tesi nasce dalla coniugazione di competenze riabilitative, di misura e robotiche. Solo così è stato possibile formulare l'ipotesi che una matrice di pressione potesse essere integrata sulla pedana robotica RotoBiT<sup>3D</sup> (capitolo 5), già sviluppata dal gruppo di ricerca (capitolo 4), con finalità di valutazione e trattamento in un contesto di riabilitazione sensori-motoria dell'equilibrio e del cammino (capitolo 1, 2 e 3). Il dottorando ha fornito il disegno del protocollo riabilitativo della pedana RotoBiT<sup>3D</sup> contribuendo in tal modo alla definizione del disegno complessivo finale (capitolo 4). Il dottorando ha fornito indicazioni sulla modalità di controllo della piattaforma in forza utile alle finalità di uso in riabilitazione (paragrafo 4.4). L'integrazione della matrice di forza alla pedana così come la realizzazione dell'interfaccia software è stata condotta dal gruppo di ricerca. Il dottorando ha contribuito definendo la struttura di raccolta dei dati e gli indicatori da utilizzare per l'analisi del Centro di Pressione (CoP) (capitolo 5 e 6). Il dottorando ha contribuito alla analisi ed alla interpretazione delle prove di misura comparata dinamica del CoP sulla piattaforma, condotte su soggetti sani (capitolo 5). Il dottorando ha effettuato in autonomia la conduzione, analisi e interpretazione delle misure comparate del CoP in condizioni statiche e dinamiche su soggetti con disturbi di equilibrio (capitolo 5 e 6).

Il dottorando ha condotto in completa autonomia:

- i) la selezione dalla letteratura corrente degli indicatori di analisi del CoP (paragrafo 6.4);
- ii) la selezione dei pazienti con disturbi dell'equilibrio in esito a diverse patologie (paragrafo 6.3);
- iii) la conduzione delle prove di stabilometria con pedana robotica statica e dinamica (paragrafo 6.2),

- iv) l'analisi dei risultati collezionati, organizzandoli secondo gli indicatori selezionati (paragrafo 6.5);
- v) l'analisi statistica dei risultati, comparando le prove statiche con quelle dinamiche e dividendo i risultati per patologia dei soggetti esaminati (paragrafo 6.5);
- vi) la formulazione delle ipotesi interpretative (paragrafo 6.6);
- vii) l'individuazione di ipotesi di trattamento congruenti con i risultati ottenuti e le attuali teorie sensori-motorie di controllo del movimento (paragrafo 7.1 e 7.2);
- viii) la conduzione di prove preliminari di verifica del trattamento ipotizzato su un paziente test (paragrafo 7.3).
- ix) la verifica dei risultati di addestramento ottenuti (paragrafo 7.3);

I risultati ottenuti da questa ricerca hanno permesso:

- i) la realizzazione di un contesto di valutazione e trattamento dei disturbi di equilibrio fra i più naturali tra quelli proposti in letteratura (capitolo 7 e 8);
- ii) l'individuazione della frequenza di oscillazione come possibile variabile di controllo del bilanciamento, risultato emerso dalla comparazione delle misure del CoP in condizioni statiche e dinamiche (paragrafo 6.5, 6.6, 7.1 e 7.2);
- iii) di evidenziare il maggiore contenuto di informazione delle prove dinamiche rispetto a quelle statiche (paragrafo 6.5, 6.6 e capitolo 7 e 8);
- iv) di approfondire la relazione esistente tra la capacità di bilanciamento in condizioni statiche e dinamiche e l'abilità di cammino (paragrafo 6.5);
- v) di evidenziare l'efficacia dell'innovazione terapeutica nei disturbi di equilibrio permessa dal controllo in forza della pedana robotica RotoBiT<sup>3D</sup> (capitolo 7 e 8).

## **Introduzione**

La presente tesi nasce da un personale percorso formativo che mi ha indotto ad affrontare in modo sempre più rigoroso il tema della misura in campo riabilitativo. La mia personale formazione inizia con un percorso universitario, il biennio in ingegneria presso l'Università "Sapienza" di Roma, poi abbandonato e concluso successivamente in campo completamente diverso, quello riabilitativo con conseguimento della laurea in Fisioterapia e successivamente della laurea magistrale in Scienze della Riabilitazione. Durante lo svolgimento della mia attività riabilitativa mi sono reso conto che per parlare di scienza della riabilitazione era necessario ricondurre alcune osservazioni in un contesto obiettivo e ripetibile ovvero era necessario condurre misure accurate in condizioni controllate. Ho iniziato costruendo in casa un sistema opto-elettronico per il rilevamento del movimento di segmenti corporei a distanza, tale da permettere osservazioni sul movimento del sistema corporeo multi articolato durante l'esecuzione di movimenti naturali. Le competenze così raccolte mi hanno portato a migrare presso l'Ospedale Bambino Gesù quando nel 1999 si progettava la realizzazione di un laboratorio di analisi del movimento all'interno del Dipartimento di Riabilitazione Pediatrica. Sebbene lo studio del movimento fosse utile a caratterizzare le strategie di movimento e le loro modificazioni a seguito di cicli di terapia, ulteriori strumenti erano necessari per dosare e controllare l'esercizio terapeutico. Mi era allora perfettamente chiaro che era possibile cominciare ad utilizzare robotizzazioni in grado di fornire un contesto controllato di esercitazione, base per qualsiasi tentativo di separare e correlare l'allenamento con gli effetti dello stesso. Un robot nella sua concezione più semplice è uno strumento dotato di attuatori sensori e di un sistema di controllo. La presenza di sensori apre contemporaneamente due prospettive: la prima è quella di permettere un controllo interattivo della macchina sulla base della misura delle interazioni scambiate con il soggetto; la seconda di misurare alcune

caratteristiche della relazione uomo-macchina, ovvero nel nostro caso della relazione terapeutica. Quindi, misurare per controllare (la terapia) e misurare per caratterizzare (comportamenti motori). In tale contesto l'incontro con un gruppo di ingegneri esperti in misure è stato fondamentale. Il loro scopo iniziale era di garantire l'affidabilità ed accuratezza delle misure effettuate nel laboratorio di analisi del movimento ma a seguito delle sollecitazioni operate nella direzione delle prospettive emergenti in riabilitazione decidono di 'convertirsi' in ambito robotico e inizia così un processo di trasformazione di attrezzature meccaniche artigianali in oggetti robotici per la riabilitazione. Nasce da questa collaborazione la pedana a tre gradi di libertà perno centrale di questa tesi. Inizialmente è controllata in posizione con movimenti precostituiti sfruttando le caratteristiche di controllo di tre attuatori lineari demoltiplicati. In questa fase iniziale i sensori di forza posti sugli assi dei motori sono utilizzati unicamente per rilevare le interazioni dinamiche forze e momenti dei soggetti posti sopra di essa. Successivamente, le informazioni delle celle di carico sono state utilizzate per realizzare un controllo in forza modulabile attraverso la manipolazione di due variabili, la rigidità e la velocità di ritorno della piattaforma rispetto alle sollecitazioni esterne. In tal modo è regolato il punto di equilibrio della piattaforma simulando la sua sospensione su delle molle dalle caratteristiche elastiche definite impostando i due valori su elencati. Questa evoluzione della piattaforma ha aperto la strada alla possibilità di definire regole di interazione dinamica con il soggetto che è su di essa. Il trasferimento del carico da un arto all'altro e dalla punta al tallone del piede diviene un'informazione essenziale per completare il ciclo di misure utili ad ultimare le potenzialità di controllo interattivo. Abbiamo quindi deciso di procedere ad inserire sulla superficie della piattaforma una matrice di pressione al fine di rilevare informazioni sul Centro di Pressione (CoP) che dovrebbero condurci alla individuazione di leggi di interazione dinamica utili a riequilibrare la distribuzione più efficiente delle interazioni con il terreno che in condizioni patologiche è sempre alterata. L'interazione con compiti e

contesti di equilibrio permetterà di esercitare la “torre animata” sopra di essa a districarsi tra le soluzioni multiple di equilibrio e di utilizzo differenziato dei suoi canali informativi. Questo processo promette di condurci alla selezione ed individuazione di processi rieducativi ottimizzati che possono essere esportati anche in altri contesti dove l’uso della pedana robotizzata non è affatto necessario. Inoltre la piattaforma come è stata progettata si presta ad essere trasformata in un oggetto a basso costo per una sua diffusione su vasta scala. Questa breve sintesi contiene storia, motivazioni e prospettive del presente lavoro unitamente ad un implicito piano di questa tesi. Sarà innanzitutto descritta la relazione tra equilibrio e percezione. Nel Capitolo 2 si analizzerà la letteratura inerente i meccanismi di controllo motorio con alcuni riferimenti all’interesse aeronautico e spaziale relativamente alle relazioni posturali. Nel Capitolo 3 si analizzeranno i meccanismi di controllo dell’equilibrio in condizioni normali e patologiche. Nel Capitolo 4 sarà descritta la piattaforma a 3 gradi di libertà utilizzata nel presente lavoro. Nel Capitolo 5 si passerà a descrivere la matrice di pressione utilizzata e le sue caratteristiche di misura studiate con esperimenti anche comparativi con le misure di forza ottenute dai sensori posti sui bracci dei motori della piattaforma. Nel capitolo 6 saranno illustrati i protocolli innovativi messi a punto per la valutazione dell’equilibrio in condizioni statiche e dinamiche utilizzando le informazioni fornite dalla matrice di pressione nelle diverse condizioni di controllo della pedana durante la conduzione di test su soggetti sani e patologici. Nel Capitolo 7 vengono descritte modalità innovative di interazione dinamica tra piattaforma e soggetto finalizzate al recupero funzionale dell’equilibrio e del cammino. Nel Capitolo 8 saranno discussi in modo comparativo i risultati relativi alle varie prove. Lo scopo fondamentale della tesi è di fornire strumenti terapeutici innovativi, mentre per il sottoscritto essa rappresenta un’opportunità per approfondire le conoscenze sulle catene di misura fondamentali per conseguire risultati di qualità in questo ambito.

# **CAPITOLO 1 Equilibrio e percezione**

## **1.1 Introduzione**

L'equilibrio e il suo mantenimento è a tutt'oggi ancora oggetto di studio in quanto i suoi meccanismi non sono ancora noti. Essi sono più generalmente celati nella fisiologia del sistema nervoso centrale ben lungi dall'essere svelati nonostante la ricerca nel settore sia particolarmente attiva in quanto gli interessi militari, commerciali e ultimamente sociali, legati all'invecchiamento della popolazione soprattutto in Europa, sono altissimi. Il sistema di equilibrio e quello locomotore messo a punto dai processi di selezione naturale nell'uomo rappresentano il sistema di spostamento nell'ambiente più avanzato in natura, tanto che l'attuale tecnologia spesso cerca di imitarne i risultati piuttosto che sviluppare soluzioni alternative. Nessuna macchina ideata o progettata è in grado di affrontare qualsiasi terreno, in qualsiasi condizione così come è capace il sistema di locomozione bipede che si avvale inoltre dell'indubbio vantaggio della libertà di azione degli arti superiori utilizzati, sia per manipolare oggetti e in senso più generale la realtà esterna, sia come supporto aggiuntivo nello spostamento negli ambienti più impervi. Questo spiega perché vi sia grande interesse e sforzo rivolto allo sviluppo di robot umanoidi ed esoscheletri. I primi potrebbero sostituire l'uomo nelle missioni più pericolose in una versione potenziata, i secondi promettono di amplificare la forza del movimento generato in questo caso dal soggetto che lo indossa. In ambito riabilitativo l'attenzione a queste tecnologie è motivata relativamente ai robot umanoidi dalla constatazione che essi sono di fatto un test delle attuali ipotesi di controllo motorio, mentre per gli esoscheletri l'interesse è relativo alla possibilità di un loro utilizzo sia come allenatori sia come sostitutori/integratori di funzioni come quella locomotoria. La possibilità di un utilizzo degli esoscheletri come allenatori è ormai alla portata e supportata da diversi meccanismi e principi di apprendimento motorio, mentre la possibilità che essi possano essere

utilizzati quali sostituti della funzione è ancora lontana da essere realizzata perché essa passa per la comprensione dei meccanismi di controllo dell'equilibrio in condizioni fisiologiche e successivamente in condizioni patologiche dovrebbero effettuare correzioni interattive dinamiche coordinate con le intenzioni del soggetto che lo indossa. Sfortunatamente come accennavo in apertura i meccanismi di controllo dell'equilibrio ancora ci sfuggono.

Un altro forte interesse riabilitativo si apre sempre in questo contesto relativamente alle robotizzazioni. I robot nella loro accezione più elementare sono costituiti da effettori, sensori e da un sistema di controllo che può comprendere cicli di controllo sia a feedback, utilizzando quindi le informazioni dei sensori per attuare movimento, sia a feedforward, ovvero utilizzando modelli di movimento precostituiti o appresi durante precedenti iterazioni di apprendimento che utilizzano il feedback principalmente come controllo sul risultato finale dell'azione. In tale direzione il robot rappresenta una semplificazione del controllo motorio nell'uomo che offre alcuni vantaggi ed una possibilità di equivoco in verità non nuova ma che si presenta con una nuova veste.

Esaminiamo dapprima i vantaggi. Del robot conosciamo con precisione i cicli di lavoro e possiamo sottoporre a qualsiasi analisi il suo modus operandi. È sufficiente raccogliere in un file le informazioni prelevate dal ciclo di attività programmato. In tal senso se usiamo un robot "riabilitativo" nell'interazione con il paziente abbiamo la possibilità di "dosare" la terapia programmando un opportuno ciclo di lavoro del robot. Possiamo poi utilizzare i sensori del robot per misurare l'interazione paziente-robot. L'apprendimento infatti avviene attraverso l'interazione di forza tra sistema robotico e sistema umano. L'uso del termine forza non è casuale, in quanto in campo ingegneristico l'attenzione è molto rivolta al movimento e vengono progettate in tal senso meccanismi ottimizzati sia nel disegno che nel controllo ad ottenere un movimento ottimo. Ma se torniamo ad utilizzare l'uomo come modello ottimo scopriamo che il disegno anatomico è completato da un processo di sviluppo nel quale la forma

è determinata dalla funzione e viceversa, ma anche che il movimento ottimo è frutto di un controllo di forze elastiche, generate dai muscoli, su segmenti corporei lanciati nel campo di forze gravitazionali e cioè sottoposti a forze inerziali, centrifughe e di Coriolis essendo il nostro corpo costituito da catene articolate composte da segmenti di massa non trascurabile. Il controllo in forza ha una caratteristica legata all'abilità motoria: tanto maggiore è l'abilità motoria dei soggetti tanto minore è la rigidità rilevabile applicata alle articolazioni dai muscoli durante il gesto motorio. In altri termini l'abilità si caratterizza non con un controllo in posizione realizzato da attuatori rigidi, ma dalla capacità di liberare gradi di libertà (gdl) bilanciando le forze esterne per mezzo di impulsi di forze elastiche. Una conseguenza di queste osservazioni è che il cervello "parla" la lingua delle forze elastiche per realizzare spostamenti con una buona approssimazione di posizione. Un robot che controlli il braccio di una persona in posizione guidandolo con precisione millimetrica ottenuta utilizzando attuatori fortemente rigidi non produce allenamento perché l'informazione contenuta e passata dal robot al soggetto è incomprensibile per il cervello che essendo altresì un eccellente ottimizzatore tende invece a lasciarsi trasportare passivamente dal sistema esterno che offre la soluzione. Anche nell'ipotesi che il robot stia "sbagliando", avventurandosi lungo una traiettoria sbagliata il soggetto non potrebbe opporre alcuna correzione a causa della grande rigidità degli attuatori robotici. In conclusione l'unica possibilità terapeutica è quella di creare una situazione di interazione dinamica tra robot e soggetto, ovvero una interazione in forza elastica. Le variabili di controllo del robot diventano quindi rigidità e velocità di ritorno, la traiettoria da un punto A ad un punto B sarà determinata dalle proprietà fisiche del robot e del soggetto ad esso connesso e dalla rigidità e velocità di ritorno del sistema. Per controllare e conoscere questo processo è fondamentale misurare le forze scambiate nell'interfaccia tra il robot e il soggetto. In questo modo le variabili ambientali numerose ed incontrollabili in condizioni naturali sono ricondotte al compito ed al contesto dell'esercitazione robotica.



Legati al concetto di compito e contesto nascono gli elementi di criticità maggiori. Dalla nascita dell'informatica le similitudini tra computer e cervello hanno prodotto numerosi equivoci, tutti riconducibili alla nota dicotomia Cartesiana tra mente e cervello, ovvero all'idea che i processi mentali possano essere indipendenti dal cervello e riproducibili altrimenti. Il Computer è stato paragonato al Cervello; poco male. Il Cervello è stato paragonato al Computer; questa è un'inesattezza dalle conseguenze più gravi. La traduzione più appropriata del termine Computer dovrebbe essere Calcolatore così come in francese è Numérateur ed in spagnolo Calcolador. Cioè una macchina di Turing dove stringhe di numeri vengono manipolate da istruzioni seriali. Il Cervello è invece una macchina parallela costituita da miliardi di neuroni che lavorano tutti contemporaneamente ognuno svolgendo un compito molto semplice, si polarizza o depolarizza in conseguenza degli impulsi provenienti dai neuroni con i quali è connesso dalla rete dendritica e, quando la sua carica raggiunge i  $-70$  mV, invia un potenziale elettrico lungo il suo assone che polarizzerà a depolarizzerà, a sua volta, la membrana dei neuroni bersaglio a secondo del mediatore chimico che il suo assone è in grado di liberare. I neuroni sono fittamente connessi, alcuni arrivano fino a 10.000 connessioni e quindi l'output è una proprietà "nascosta" tra gli "strati" della rete stessa. Tale massa neurale è organizzata in sottoreti che si connettono in circuiti complessi con numerosissime rientranze di segnale tra di loro e le funzionalità del cervello sono come proprietà "magiche" emergenti dall'interconnessione multipla e simultanea di più reti[Edelman]. Non avendo ancora un modello per interpretare tutto ciò ho chiamato tali proprietà emergenti "magiche", tra di esse la più magica è la coscienza, ma la coordinazione motoria non lo è di meno. Così ricondurre la funzionalità cerebrale a processi di feedback o feedforward od ottimizzazioni di controllo su gradi di libertà è improprio. Sebbene utilizzerò a volte tali termini il lettore si renderà conto che quando li riferirò all'attività cerebrale il loro significato sarà spesso stravolto. Così sarà improprio estendere le caratteristiche di controllo ed attività dei robot all'attività motoria umana. I risultati

stessi degli esperimenti condotti rappresentano una serie di osservazioni di proprietà del sistema che hanno un valore solo se analizzate all'interno dei limiti e dei vincoli imposti dal compito nel contesto in cui l'esperimento è stato svolto. Ogni altra considerazione sarà trattata come un'ipotesi che sarà considerata scientifica se supportata da un modello o sarà trattata come ipotesi filosofica se supportata da congetture razionali su basi osservazionali che possono essere rappresentate anche dai risultati dei singoli esperimenti. Trattandosi di un argomento complesso e molto ampio del quale i campi di incertezza sopravanzano quelli di certezza avremo necessità di utilizzare entrambi gli strumenti ovvero l'osservazione controllata tramite esperimento e la formulazione di ipotesi da invalidare.

## 1.2 L'equilibrio. Generalità

L'equilibrio in piedi e durante il cammino è una funzione complessa che va affrontata da diverse prospettive. Innanzi tutto dobbiamo considerare che dal punto di vista motorio è l'ultima conquista nello sviluppo delle competenze motorie del bambino. Si è a lungo sostenuto che ciò era dovuto alla maturazione delle vie nervose che procedeva in senso cranio-caudale. Una volta terminato tale sviluppo la presenza innata di reazioni riflesse antigravitarie avrebbe permesso la stazione eretta, mentre i generatori centrali di pattern (CPG) ovvero attività, anche qui innate, di movimenti reciproci di flessione estensione degli arti inferiori, avrebbero garantito lo sviluppo di una funzione semplice: la deambulazione. In verità le cose sono un po' più complesse. Per iniziare il codice genetico non contiene tutte le informazioni necessarie a organizzare il cablaggio delle reti neurali e quanto meno a garantire le connessioni funzionali che dovrebbero attivare circuiti funzionali come il CPG (Changeux). Secondo, se una lesione avviene in fase molto precoce ad esempio al terzo mese di gestazione la maturazione del cervello si riorganizza strutturando, in aree diverse da quelle lese, funzioni che nell'adulto si osservano solo e soltanto nell'area lesa (Petrarca). Ovvero l'istruzione genetica avvia un processo termodinamico di sviluppo del SNC che si compie nella relazione con l'ambiente, e tale processo si avvia già durante la gestazione quando i primi neuroni cominciano a pulsare di attività apparentemente caotica ma già inglobata in un processo di auto-organizzazione probabilmente di tipo stocastico (Prigogin). Terzo, nel preparato decerebrato del gatto è possibile dopo stimolazione meccanica osservare una marcia stereotipata, mentre nelle lesioni midollari alte dell'uomo e della scimmia tale comportamento non è evocabile. Nell'uomo questo comportamento è osservabile nei primi giorni di vita insieme ad altre attività come la suzione, alcune attività dell'arto superiore come ad esempio le attività di paracadute e di raggiungimento dell'oggetto con la mano. Le attività più complesse tendono a scomparire per riapparire di lì a pochi mesi come attività

volontarie complesse. La caratteristica principale delle attività volontarie complesse è che sono finalizzate ad uno scopo e che stato iniziale, stato finale e passaggi di stato sono definiti in modo soggettivo dall'individuo (Carello).

La temporanea scomparsa di queste attività non è dovuta a meccanismi automatici di sviluppo del SNC, bensì come ha dimostrato la Ester Thelen dall'aumento delle masse grasse di fronte ad un non corrispettivo sviluppo in forza dei muscoli. Muscoli deboli rispetto ad arti più pesanti oscurano attività che restano nascoste e si ripresentano man mano che i muscoli si rinforzano, ma nel frattempo è cresciuta anche la capacità di coordinazione dei movimenti. In altri termini le masse corporee sono un elemento importante nello sviluppo del sistema motorio, del quale il SNC deve tenere conto e con le quali deve misurarsi. Il corpo è costituito da una lunga catena di segmenti articolati e controllati da forze elastiche e non da attuatori rigidi, il corpo è dunque una "torre animata", con un numero elevato di gradi di libertà (gdl) che non si limitano al solo computo dei gradi di movimento articolari, perché caratteristiche dei muscoli dei tessuti molli e del sistema di controllo nell'analisi funzionale di ogni singola articolazione ne aumentano o riducono il numero. Proveremo più avanti ad analizzare le possibilità di controllo e le opportunità offerte da un sistema con un ridondante numero di gradi di libertà (Bernstein, Newell).

Nei primi mesi di sviluppo del bambino è comune osservare lunghi periodi di ipercinesie degli arti inferiori e superiori. Una palestra per sperimentare le forze che agiscono sui segmenti corporei articolati lanciati nel campo gravitazionale da impulsi di attività che diventeranno progressivamente più selettivi man mano che intenzione e capacità di controllo si affinano (Pierro). Si può prendere ad esempio il bambino che nella culla o nel seggiolino è alle prese con la 'giostrina' delle api sospese, è comune osservare brevi periodi di attività ipercinetica seguiti da periodi di immobilità nei quali il bambino osserva il risultato della sua attività, ovvero il movimento delle api colpite casualmente. Inizialmente non vi è alcuna

intenzionalità ma solo ritmi alternati di agitazione e pausa con le api che si muovono per colpi casuali, man mano che l'attività procede sarà possibile osservare lo sguardo sempre più concentrato sulle estremità degli arti mani e piedi e sulle api fino ad osservare tentativi sempre più coerenti di movimento dell'arto finalizzato dapprima a muovere le api e successivamente ad afferrarle e se possibile a portarle alla bocca. Movimento, percezione ed intenzione si sviluppano progressivamente e si avvalgono l'uno dell'altro, ma all'interno di questo processo il lettore avrà riconosciuto un altro elemento, l'emozione. Ogni attività è accompagnata da un'emozione che non è uno strano fardello, ma un motore fondamentale per lo sviluppo del sistema e per prendere decisioni sul da farsi (Damasio). Le persone più abili a prendere decisioni non sono semplicemente le più consapevoli e razionali, ma quelle che hanno migliori capacità di analisi della realtà unite ad un migliore "equilibrio emotivo" (Damasio, Berthoz).

Si conosce che l'attività elettro-encefalo-grafica (EEG) del cervello è caratterizzata da un'attività ritmica di fondo che si esprime con una frequenza di circa 10 Hz. Ovvero equivale a dire che i neuroni ed i circuiti che compongono le reti neurali tendono a comportarsi come degli oscillatori, a ciò dobbiamo aggiungere che la nostra 'torre animata' è di fatto costituita da una serie di oscillatori meccanici mediati dalle caratteristiche elastiche della cuffia di muscoli e tessuti molli che avvolgono ogni articolazione, il controllo del movimento si preannuncia come la costruzione di sintonia tra questi oscillatori e le proprietà inerziali dei segmenti corporei (Schaal, Turvey, Kelso, Berthoz).

Questo sistema è ovviamente vincolato e i vincoli possono essere divisi in due principali categorie, una esterna al corpo, l'ambiente, e l'altra relativa al corpo stesso. Si riconoscono così dinamiche intrinseche al corpo ed estrinseche (Shoner). Tra i vincoli interni dobbiamo ricordare che non esistono solo muscoli e articolazioni, ma anche un complesso sistema di tensori costituito dai

tessuti molli che con differenti viscosità ed elasticità condizionano le capacità di movimento (Turvey).

L'equilibrio durante il cammino e in piedi si configura quindi come l'attività motoria più complessa da controllare in un processo di sviluppo termodinamico ed autorganizzantesi che è contemporaneamente software (esperienza accumulata) e hardware (specificazione delle vie e circuiti neurali) e questo rende più plausibile il fatto che sia l'ultima competenza ad essere acquisita. Da notare che nel SNC la distinzione tra ciò che è software e ciò che è hardware non è possibile al contrario di ciò che si fa comunemente analizzando le macchine che costruiamo ed utilizziamo. Man mano che il SNC matura diviene qualcosa di altro sulla base della storia passata e proiettato in un futuro atteso e per molti versi auto-profetic o se preferite determinato in parte dalle attese auto-costruite.

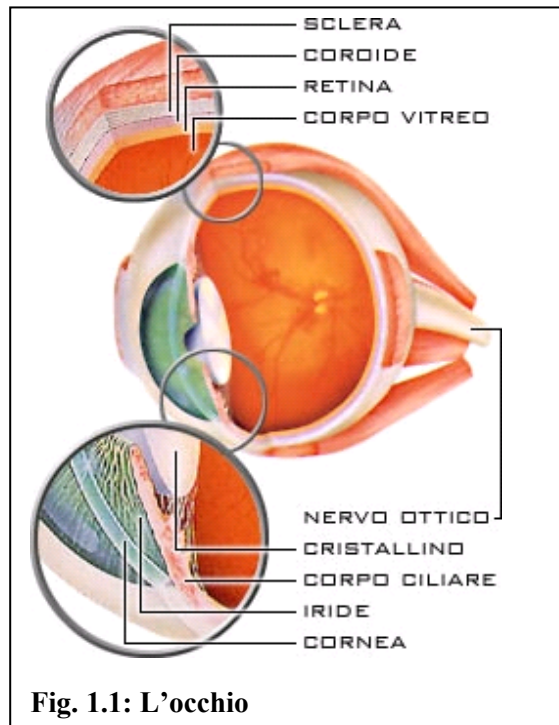
Equilibrio in piedi e durante il cammino, per la terza volta uso questa sequenza prima il cammino e poi la stazione eretta, ebbene ciò rimanda alla storia della maturazione dell'equilibrio. In passato si sosteneva che la maturazione ontogenetica (del soggetto) fosse legata allo sviluppo filogenetico (delle specie). Ovvero l'uomo come stadio finale di uno sviluppo che si è evoluto dagli esseri striscianti per passare agli anfibi ai quadrupedi ed infine alla stazione eretta. Così si è voluto che i bambini prima debbano strisciare, poi rotolare, quindi gattonare e infine camminare (Temple-Fay). Oggi sappiamo che questa è una lettura semplificata dei principi espressi da Darwin relativamente allo sviluppo delle specie, ovvero l'evoluzione è già contenuta nel patrimonio genetico dell'uomo che si esprime in una configurazione che si è già evoluta nel tempo (ricordate hardware e software in biologia evolvono in modo inscindibile). L'uomo se è stato avanzato di uno sviluppo ne è piena espressione senza necessità di ripercorrere strade che hanno richiesto migliaia di anni di evoluzione. Ed infatti è possibile osservare maturazioni che saltano alcune, o tutte, le tappe del percorso prima descritto e che magari passano per tappe poco descritte come lo spostamento a tre punti di appoggio sul bacino e una mano o il *cruising*, ovvero lo spostamento

in piedi con circumnavigazione muro-muro con le mani sempre appoggiate ad esso.

Che cosa rimane costante nello sviluppo dell'equilibrio? Rimane costante il fatto che la maturazione motoria parte dal controllo della testa, continua con il controllo degli arti superiori e del tronco, prosegue con il controllo del bacino e si completa con il bilanciamento sulle gambe. Questa sequenza evolutiva non è casuale, infatti, nella testa sono concentrati tre importanti centri di informazione, gli occhi organi della vista, il sistema vestibolare organo dell'equilibrio in senso lato, e i recettori del collo tutti organi imprescindibili per la definizione dell'orientamento della testa nello spazio. Nel resto del corpo abbiamo recettori muscolari, tendinei ed articolari che ci informano circa la lunghezza muscolare e la velocità di variazione della stessa i primi, circa la tensione esercitata sui tendini i secondi e gli ultimi sulle forze di sollecitazione articolare. La ricostruzione della posizione del corpo a partire da queste informazioni è molto complessa perché deve integrare con estrema precisione le informazioni provenienti da tutta la catena di articolazioni della nostra "torre animata" caratterizzata da molteplici posizioni di equilibrio equivalenti. Più interessante ed affidabile è invece l'informazione che proviene dagli organi di pressione, ad esempio sotto la pianta del piede, perché ci informa immediatamente dell'effetto della gravità o dell'accelerazione dei nostri segmenti corporei quando sono a contatto con una superficie, che ovviamente più è rigida e più accuratamente permette il rilevamento di un'informazione di pressione affidabile.

## 1.3 In principio fu la luce. La vista

### 1.3.1 L'occhio



**Fig. 1.1: L'occhio**

L'occhio, rappresentato in figura 1.1, è lo strumento attraverso il quale il nostro corpo percepisce la realtà ed acquisisce immagini. Il suo funzionamento è molto simile a quello di una macchina fotografica tranne per il fatto che la retina è una pellicola 'attiva', ossia costituita da campi recettoriali sensibili al movimento e non ad immagini statiche come la pellicola fotografica. Quando il nostro occhio fissa un oggetto, la luce che proviene dal medesimo entra nei nostri occhi, attraversa una serie di lenti naturali (cornea, umor acqueo, cristallino, corpo vitreo in sequenza) e va a colpire la retina. La retina, eccitata dai contrasti luminosi, trasmette lo stato di eccitazione dei coni e bastoncelli al nostro cervello attraverso il nervo ottico. La superficie esterna anteriore dell'occhio è ricoperta da una membrana trasparente, detta cornea, che, insieme al cristallino, una vera e propria "lente", focalizza un'immagine reale e capovolta degli



oggetti sulla retina. La luce che incide sulla retina viene convertita in segnali elettro-chimici in quanto attiva neuroni fotosensibili. Attraverso il nervo ottico, questi vengono condotti al cervello che provvede ad elaborarli e a generare la percezione visiva. La retina è costituita da uno strato di 0,2 mm di due tipi di cellule diverse: i coni e i bastoncelli, in totale 125 milioni di elementi. I bastoncelli sono sensibili all'intensità luminosa, i coni al colore. In situazioni di bassa luminosità (luce crepuscolare) i coni non sono eccitati ed è per questo che in tali condizioni vediamo "in bianco e nero". Di coni ce ne sono di tre tipi sensibili a tre colori fondamentali: il rosso, il verde e il blu. Essi, inoltre, sono circa un quarto in numero rispetto ai bastoncelli; ciò significa che il nostro occhio ha maggiore potere risolutivo per punti luminosi piuttosto che per punti colorati. I coni sono più concentrati al centro della retina (macchia lutea), i bastoncelli predominano all'esterno. L'occhio comprende anche un diaframma opaco, detto iride, che regola le dimensioni dell'apertura (la pupilla) attraverso la quale la luce entra: un'azione muscolare riflessa provvede a restringerla se l'intensità luminosa è troppo elevata e ad allargarla se è bassa. Il diametro della pupilla può variare tra un minimo di poco più di 1 mm (luce forte) e un massimo di circa 6 mm (al buio). Anche la curvatura del cristallino può essere regolata tramite un'azione muscolare. In questo modo, l'occhio è in grado di mettere a fuoco oggetti posti a varie distanze da esso: una persona dotata di vista normale può focalizzare oggetti tra l'infinito e la distanza minima di visione distinta, il cui valore è di circa 20÷25 cm. Il processo di messa a fuoco è detto accomodamento. La sensazione visiva è il risultato dell'elaborazione da parte dell'occhio stesso e del cervello delle due immagini focalizzate sulle retine dei due occhi. Si è scoperto, infatti, che i segnali elettrici provenienti dai 125 milioni di cellule sensibili della retina vengono raggruppati in un numero molto minore di terminazioni nervose (campi recettoriali) che costituiscono il nervo ottico; quest'ultimo porterà al cervello il risultato di questa prima elaborazione, il quale provvederà a darci la sensazione visiva.

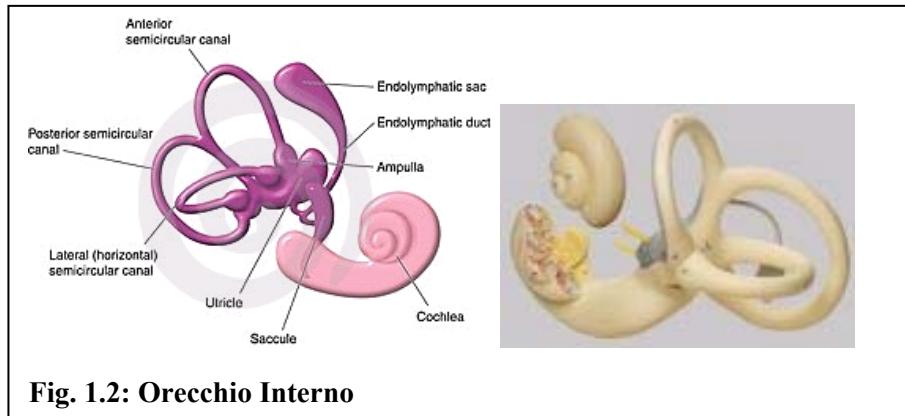
### 1.3.2 La visione

È noto che la vista rappresenta il canale di informazione più potente nel nostro cervello. I due nervi ottici che originano dalla retina rappresentano da soli il 60% circa dei segnali in ingresso nel nostro cervello ed il sistema visivo il cui studio fu avviato dai premi nobel Hubel e Wiessel è sicuramente tra i circuiti più complessi ed articolati del nostro cervello. L'informazione visiva dapprima divisa in quadranti destri e sinistri e poi rappresentata in strisce alternate per l'occhio destro e sinistro nella corteccia occipitale è successivamente multi rappresentata in molteplici aree nelle quali l'informazione è codificata e scomposta. Il risultato di questa complessa attività è che la vista si configura come un tele recettore che rende immediatamente disponibile l'informazione dell'orientamento spaziale del nostro corpo, che è sempre presente nel campo visivo periferico rispetto al mondo circostante (Gibson). Contemporaneamente il flusso di variazione del campo ottico ci informa del movimento relativo del nostro corpo o degli oggetti rispetto a noi. Infatti, se ci muoviamo l'intero flusso visivo si muoverà, in espansione se avanziamo, in contrazione se arretriamo, scivolerà dal alto opposto se ci voltiamo, mentre quando un oggetto si avvicina si espande il cono di ingombro nel campo visivo, viceversa se un oggetto si allontana il cono decrescerà (Lee). Differenti combinazioni di variazioni del flusso e dei coni di crescita o decrescita dei vari oggetti ci informano immediatamente della collocazione spaziale nostra e del mondo circostante. Inoltre i due occhi con un asse tendenzialmente parallelo offrono al cervello due prospettive leggermente differenti del mondo circostante ma sempre coerenti in quanto si muovono in modo coniugato. Queste due caratteristiche consentono al cervello di stimare la profondità relativa degli oggetti e quindi della distanza alla quale si trovano. La vista per queste sue caratteristiche contiene l'informazione più pregnante ed insieme a tutti gli altri organi di senso contribuisce a realizzare quella struttura funzionale anticipatoria che Berthoz ha definito il 'senso del movimento'.



## 1.4 Poi venne la gravità. I vestiboli.

### 1.4.1 Gli organi vestibolari



Gli organi vestibolari, in figura 1.2 sono parte dell'orecchio interno che è costituito da una impalcatura ossea che prende il nome di labirinto osseo e dalle strutture nervose contenute al suo interno ovvero il labirinto membranoso. Il labirinto osseo è formato nella sua porzione anteriore dalla coclea o chiocciola sede dei recettori uditivi. L'informazione raccolta dai recettori viene veicolata dal nervo acustico alle aree uditive cerebrali. Nella sua porzione posteriore, labirinto posteriore, sono presenti i 3 canali semicircolari: laterale, posteriore e superiore, dove sono situate le strutture nervose vestibolari deputate alla registrazione delle accelerazioni di tipo rotatorio della testa. Fra la coclea ed i canali è posto il vestibolo con i due recettori nervosi denominati utricolo e sacculo sensibili alle accelerazioni lineari della testa. Le informazioni provenienti dal vestibolo e dai canali semicircolari, unite a quelle visive e muscolari ci consentono di mantenere la stazione eretta e l'equilibrio.

## 1.4.2 La verticale, l'accelerazione e la scossa

Gli organi vestibolari possono essere definiti come una stazione inerziale composta da rivelatori di accelerazione e scossa rotazionale (canali semicircolari) e di accelerazione e scossa lineare (otoliti). Situati nell'orecchio interno sono costituiti da macula, otricolo e canali semicircolari. Macula ed utricolo rilevano accelerazioni lineari sul piano trasverso e su quello verticale, mentre i canali semicircolari orientati ortogonalmente tra loro forniscono informazioni relativamente alle accelerazioni rotazionali. Le due stazioni inerziali una per lato della testa presentano limiti comuni a tutte le stazioni inerziali. Infatti, Einstein nel 1911 ha dimostrato che un sistema inerziale non può distinguere tra l'accelerazione gravitazionale e un'accelerazione lineare della stessa intensità. Vedremo più avanti che non sono solo questi i limiti alla navigazione degli organi vestibolari. Sono sensibili dunque alle accelerazioni ed in modo particolare ci informano costantemente su quella gravitazionale, perciò in condizioni statiche e quasi statiche forniscono una informazione immediata sulla disposizione della testa rispetto alla verticale, un vantaggio indubbio e di grande utilità all'equilibrio. Inoltre esse rispondono in modo ottimale a sollecitazioni di accelerazione e scossa che operino nell'intervallo tra i 0.1 e 1 Hz. Tale intervallo è quello nel quale ricadono le frequenze associate ai movimenti più comuni nell'attività quotidiana di tutti i mammiferi, ad esempio nello stare fermi in piedi la frequenza di oscillazione è nell'uomo intorno ai 0,1 Hz, girare la testa od alzarsi in piedi è vicino ai 0.5 Hz, mentre camminare comporta frequenze di oscillazione intorno a 1 Hz. Camminare è evidentemente un'attività ciclica nella quale ogni passo richiede circa 1s per essere eseguita, stare in piedi comporta un'attività di oscillazioni pseudo-casuali circoscritte in un limite di ampiezze molto ristretto e calcolato intorno ai 0,1 Hz, mentre voltare il capo od alzarsi sono attività singole che possono essere assimilate a frammenti di attività ciclica ed essere trattate con analisi di Fourier riconducendo così tali attività a frequenze intorno ai 0,5 Hz.

Discuteremo più avanti del motivo delle continue oscillazioni del corpo quando si è “fermi” in piedi.

È altresì noto che le stazioni inerziali forniscono informazioni di moto relative, in quanto mancano di un riferimento fondamentale per completare qualsiasi ricostruzione del movimento in relazione al mondo esterno e cioè la posizione assoluta. Questa è fornita immediatamente come abbiamo discusso in precedenza dalla vista. Ma anche quando il movimento è proseguito ad occhi chiusi nonostante sia nota al soggetto la posizione iniziale il sistema deriva sempre verso una direzione che sarà determinata: sia dal movimento imposto, ad es. rotazioni ripetute intorno all'asse Z (yaw) o all'asse Y (pitch) inducono in soggetti in piedi una progressiva, involontaria ed inconsapevole rotazione verso uno dei due lati o un'inclinazione in avanti del busto; sia da attitudini e competenze personali al movimento. Tutto ciò avviene nonostante il sistema sia dotato di sofisticati meccanismi per ridurre al minimo derive ed ambiguità.

Il sistema di rilevamento dell'accelerazione è di tipo inerziale: ciglia immerse in un liquido vengono inclinate dalla accelerazione gravitazionale quando incliniamo il capo o sollecitate dalle accelerazioni inerziali quando acceleriamo il capo in rotazione, traslazione orizzontale e di quota. Tali ciglia sono disposte su piani diversi in modo da distinguere con ridotta ambiguità queste condizioni tra loro. Inoltre le ciglia scaricano continuamente aumentando o diminuendo la loro frequenza di scarica in relazione alla direzione nella quale sono sollecitate. Ognuna risponde ad una unica direzione di sollecitazione e non è eccitabile per movimenti che avvengono lungo gli altri due assi a lei ortogonali. Gli organi vestibolari sono due simmetrici e rispondono con segnali speculari sui due lati della testa. Tutte queste accortezze non gli impediscono di incorrere in alcuni errori o ambiguità. Gli organi vestibolari, come già ricordato, non sono in grado di distinguere tra inclinazione del capo ed accelerazione lineare. Questa caratteristica li rende poco efficaci come organi per la navigazione aeronautica quando ad esempio il pilota non dispone di informazioni visive o strumentali sull'assetto dell'aereo. Sono noti gli

incidenti durante il decollo dovuti a questa difficoltà che finisce per provocare, ad esempio nella nebbia, una illusione di eccessiva inclinazione verso l'alto del muso dell'aereo. Il pilota somma accelerazione ed inclinazione, ed è indotto ad abbassare il muso ed a impattare sulla pista. Gli organi vestibolari non sono nati per volare, la dimensione stessa del lume dei canali e la densità dell'endolinfa sono ottimizzati, durante l'evoluzione della specie, per lavorare come già descritto nei limiti delle attività quotidiane. Infatti se sottoponiamo la loro attività a altre forme di stress possiamo indurre altre illusioni di movimento, come ad esempio quelle di rotazione pur stando fermi. Un'esperienza comune è quella di girare a occhi chiusi su una giostrina o di ruotare velocemente e ripetutamente su se stessi. Ebbene se ci fermiamo improvvisamente avvertiremo anche se riapriamo gli occhi una sensazione di rotazione in senso inverso rispetto a quello nel quale abbiamo ruotato realmente. Occorreranno fino a 30 s, dipende delle esperienze, perché il sistema torni in equilibrio. Sperimenteremo una difficoltà a mantenere l'equilibrio perché cercheremo di mettere in atto incongrui movimenti per compensare l'inesistente rotazione percepita e se apriamo gli occhi potremmo anche percepire una sensazione di nausea che proveremo a spiegare più avanti quando affronteremo il problema dell'integrazione dei canali sensoriali. Quindi, nonostante la vista sia l'informazione più rappresentata nel cervello, esistono situazioni nelle quali gli organi vestibolari prevalgono su di essa, segno dell'importanza dell'informazione vestibolare e segno di un altro aspetto delicato che affronteremo più avanti, ovvero del peso delle singole fonti di informazioni in relazione al compito ed al contesto, ma anche a segmentazioni del compito stesso.

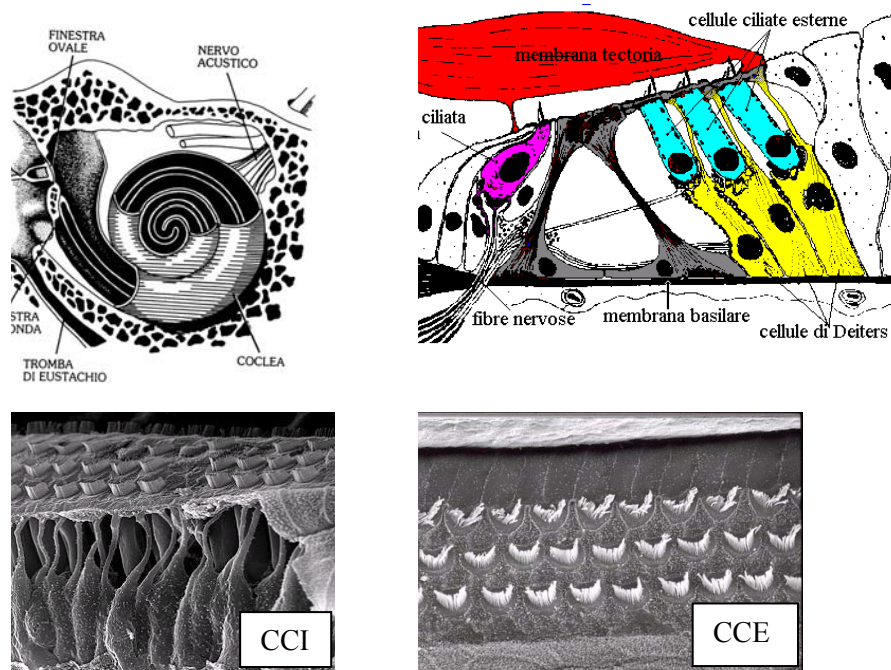
La selezione naturale ha ottimizzato la realizzazione di un organo perché lavorasse con efficienza nell'intervallo delle attività terrestri e più in particolare nella nicchia ecologica nella quale la specie si è sviluppata, diversamente, l'ambiente spaziale e aeronautico in generale è un ambiente artificiale da poco sperimentato nel quale l'uomo avrebbe bisogno di ulteriori adattamenti che in

biologia solitamente necessitano di migliaia di anni per comparire e stabilizzarsi, ovvero potremmo dire parafrasando Tiezzi che l'uomo sta vivendo in questi ultimi due secoli un divario notevole tra tempi storico-tecnologici e tempi biologici.



## 1.5 L'aria e il suono. Ascoltare

### 1.5.1 L'orecchio



**Fig. 1.3:** Coclea, Cellule Ciliate interne (CCI) e Cellule Ciliate esterne (CCE)

L'orecchio interno, in figura 1.3 è una delle parti più importanti del nostro sistema uditivo, il suo compito è quello di convertire le vibrazioni meccaniche della catena degli ossicini in segnali neurosensoriali da inviare al sistema centrale. La parte principale consiste nella coclea la quale ha la struttura a chiocciola e contiene del liquido linfatico. All'interno troviamo la membrana basilare e l'organo del Corti. La membrana basilare è una lunga membrana che percorre tutta la coclea e vibra in relazione al movimento della finestra ovale e quindi allo spostamento del liquido linfatico. Le alte frequenze producono una ampia fluttuazione della parte iniziale, mentre le basse frequenze di quella finale della membrana basilare.

Questo è il primo passo verso la selezione delle frequenze. L'organo del Corti è posizionato sopra la membrana basilare e

contiene i recettori neurosensoriali (cellule ciliate) che si dividono in : Cellule Ciliate Interne (CCI) e Cellule Ciliate Esterne (CCE).

Le CCI sono collegate al nervo acustico con il quale hanno il compito di fornire informazioni al cervello. Le CCE ricevono invece informazioni dal cervello, dal quale vengono utilizzate per attivare un particolare meccanismo di protezione che vedremo successivamente.

Questo accresce la sensibilità uditiva alle basse intensità, creando un secondo livello di controllo sull'analisi delle frequenze. Le CCE hanno quindi una grande importanza per il campo dinamico del nostro udito. La dinamica delle sole CCI è di circa 45 dB, aumentata di ulteriori 55 dB dal controllo effettuato dal cervello sulle CCI e CCE, le quali controllano a loro volta la mobilità della membrana basilare. Di fatto il sistema delle cellule ciliate funziona come un sistema di compressione naturale. Il campo dinamico è di circa 100 dB, compresso a circa 45 dB dalle CCI. Un danno alle CCE provocherà il malfunzionamento di questo naturale compressore WDRC. La maggior parte di casi di sordità cocleari mostrano una perdita con un ridotto campo dinamico ed una minore selettività frequenziale a discapito della discriminazione, dovuto alla perdita di questo naturale sistema di compressione. Fornendo amplificazione in questi casi raggiungeremo la soglia uditiva ma non potremo compensare la perdita di campo dinamico ed il peggioramento dell'analisi frequenziale. Le nuove conoscenze audiologiche e le miniaturizzate tecnologie digitali oggi consentono di riprodurre questa funzione avvicinandosi al sistema di ascolto naturale.

## **1.5.2 L'udito**

Come per i precedenti organi di senso, udire od ascoltare è un processo mentale che converte le frequenze raccolte dalle due orecchie in segnali con un significato biologico. La più sofisticata elaborazione è quella linguistica dove i suoni sono percepiti e riprodotti dall'apparato fonatorio a costituire un complesso costruito di fonemi che si organizzano in parole, in frasi strutturalmente costruite secondo regole grammaticali e in significati che si pongono concretamente

come azioni volte a modificare il mondo esterno, spingendosi fino ad istruirci circa i pensieri e le intenzioni ad agire dell'interlocutore. L'aspetto che maggiormente ci interessa qui sottolineare è che l'orecchio ed il cervello elaborano e forniscono significato anche dei rumori provenienti dal mondo circostante, sono motivo di sopravvivenza quando ci informano dell'arrivo di una possibile minaccia o della presenza della preda per il cacciatore. Ma l'udito svolge anche esso come la vista l'importante funzione di orientamento spaziale, fornisce cioè come la vista informazioni sulla configurazione spaziale dell'ambiente a distanza utilizzando come riferimenti le sorgenti di rumore anche in movimento od organizzando le informazioni relativamente a come risuonano i rumori all'interno dell'ambiente nel quale ci troviamo.

Gli orecchi sono due collocati sui due lati della testa. I padiglioni auricolari che raccolgono e amplificano i suoni convogliandoli verso il canale uditivo esterno e verso il timpano sono quindi orientati in modo diametralmente opposto rispetto al cranio. Questo fa sì che le due orecchie non "sentano" le stesse cose. La direzione di due distinte fonti sonore si troveranno a differenti distanze dalle due orecchie e con angolazioni leggermente differenti di propagazione del suono. Il suono delle due fonti arriverà alle due orecchie con un leggero ritardo e l'intensità stessa delle due fonti sarà differenzialmente percepita dai due lati. Queste discrepanze sono utilizzate dal cervello come per la visione per costruire un sistema di riferimento della posizione della testa nello spazio e per collocare le fonti di rumore in relazione alla posizione del corpo sia in direzione che in distanza. Sono note le abilità di alcuni uccelli rapaci, predatori notturni di individuare e catturare in picchiata le loro prede basandosi unicamente sul rumore generato dalla preda. La particolare capacità di rilevamento fa sì che l'udito sia il candidato più idoneo a "sostituire" la vista ogni qualvolta la visione è negata e lo rende il canale di feedback sostitutivo più efficiente. Per tale motivo se si vuole costruire un protocollo che testi le capacità di orientamento spaziale degli organi vestibolari, sarà necessario usare dei tappi alle orecchie o

delle cuffie che diffondano un suono cosiddetto “bianco”, ovvero una nota monotona capace di coprire ogni rumore di fondo.

## 1.6 Il corpo. La proprioccezione

### 1.6.1 I fusi neuromuscolari

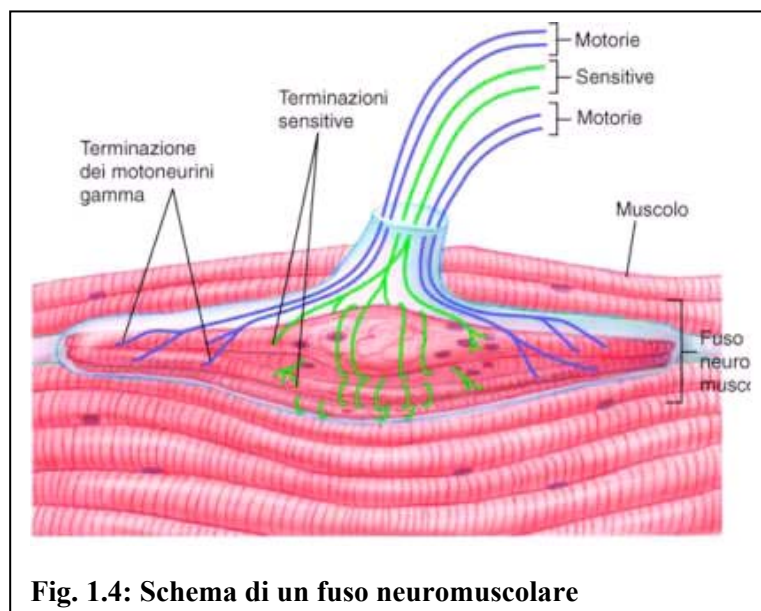


Fig. 1.4: Schema di un fuso neuromuscolare

### 1.6.2 Il movimento articolare

I fusi neuromuscolari, figura 1.4, informano, attraverso un meccanismo di preadattamento della loro parte contrattile, circa la lunghezza del muscolo e circa la velocità di variazione della lunghezza muscolare. Queste due informazioni svolgono diverse funzioni, come per gli altri organi di senso, dopo essere state processate dal cervello. In questo caso è immediatamente evidente un meccanismo attivo che vale per tutti gli organi di senso di pre-selezione dell'informazione che sarà discusso in seguito. La soglia dei fusi neuromuscolari è variabile ed è selezionata attivamente in relazione al compito che l'organismo si appresta ad eseguire. In altri termini, l'organismo si prepara a ricevere una particolare gamma di informazioni: quelle previste. Apparentemente sembra insensato, sembrerebbe più utile approntarsi a ricevere la più vasta gamma di informazioni, ma vedremo che in comparazione al numero di gdl e alla difficoltà del compito, nel nostro caso specifico il mantenimento

dell'equilibrio, questa strategia è unica e insostituibile. Altra funzione svolta dai fusi neuromuscolari, e sicuramente tra le principali, è quella di “omogeneizzare” la contrazione muscolare. I muscoli di cui accenneremo qualcosa più avanti sono i nostri attuatori, ma ogni articolazione è controllata da più muscoli, è avvolta da una sorta di “cuffia” di elementi elastici che la sollecitano, ognuno lungo una specifica direzione. Il movimento è la risultante di queste forze. Il muscolo stesso a sua volta non contiene un unico attuatore ma è costituito da unità motorie ognuna innervata da differenti fibre nervose che potenzialmente scaricano con una differente frequenza, la presenza dei fusi, la cui soglia è pre-adattata dal circuito gamma permette attraverso un circuito riflesso spinale a breve latenza di regolare la scarica dei motoneuroni midollari favorendo l'attività delle unità motorie inattive e consentendo così una contrazione omogenea all'interno del muscolo.

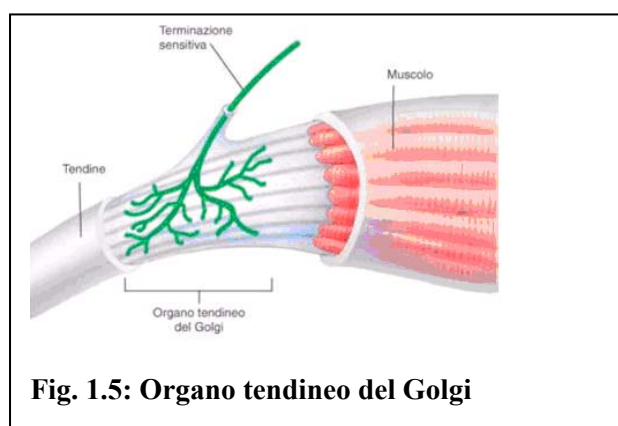
Il fuso neuromuscolare inoltre offre l'opportunità di un vantaggio sul controllo motorio facendo parte di un servo meccanismo facilitatore. La possibilità di regolare la soglia di scarica del fuso per mezzo della contrazione delle fibre gamma consente di facilitare per via riflessa midollare l'attività contrattile del muscolo stesso. È come se la molla muscolo fosse pre-tesa ad una data rigidità e questo facilita il compenso di un carico applicato al segmento corporeo sfruttando la pretensione e le caratteristiche elastiche del muscolo. Questo meccanismo che consente di definire la soglia a partire dalla quale il muscolo inizia a sviluppare tensione apre l'opportunità di avanzare uno dei principali meccanismi di controllo del movimento in quanto permette di ridurre un numero complesso di gradi di libertà e di variabili di controllo ad un'unica ed efficiente variabile di sintesi. Discuteremo tutto ciò più avanti.

Il fuso neuromuscolare è anche alla base di un noto meccanismo di illusione di movimento. Se il muscolo è sottoposto a stimolazione vibratoria meccanica tra i 50 e i 100 Hz il soggetto riferisce la sensazione di una contrazione muscolare e del corrispettivo movimento articolare coerente alla sensazione provata, anche in

completa assenza di movimento. Sembra quindi che la vibrazione stimoli le fibre fusali che scaricando inducono il cervello ad avvertire un loro tensione crescente che in condizioni normali è unicamente compatibile con un processo di carico sul muscolo tipico delle contrazioni durante il movimento. Nuovamente possiamo sostenere che il SNC è ottimizzato per lavorare entro i limiti delle esperienze quotidiane, le situazioni che divergono da queste esperienze vengono ad esse ricondotte. La lettura inversa di questo fenomeno conduce a considerare che la maturazione del sistema è fortemente vincolata alle esperienze ripetute quotidiane e su di esse si è plasmata, ovvero l'intelligenza motoria è costituita anche da pregiudizi incarnati.

## 1.7 Le tensioni. I recettori tendinei

### 1.7.1 Gli organi del Golgi



### 1.7.2 La tensione muscolare

La contrazione muscolare e i carichi esterni applicati al segmento articolare contribuiscono ad aumentare o diminuire la tensione all'interno del muscolo. Tale tensione è rilevata al livello del tendine dagli organi tendinei, figura 1.4. Essi hanno la funzione di riparare il muscolo da eccessive tensioni agendo attraverso un riflesso midollare sulla contrazione muscolare riducendola quando le tensioni risultano eccessive. Non svolge un particolare ruolo nella definizione della posizione del corpo in quanto le sensazioni di tensione non sono riconducibili in maniera univoca ad alcuna posizione.



## 1.8 La materia. Impenetrabilità, evitamento e contatto

### 1.8.1 Gli organi di contatto



**Fig. 1.6: Corpuscoli del Pacini**

I Corpuscoli di Pacini, figura 1.6, sono recettori cutanei localizzati nel derma profondo. Sono sensibili alla pressione o al tatto, alla vibrazione e alla tensione con particolare sensibilità per stimoli tra gli 80 e i 100 Hz.

### 1.8.2 Pressione e tatto

Il mondo fisico è costituito di materia impenetrabile almeno così è da noi avvertita nell'intorno della realtà percepibile, anche se alcuni fisici sostengono che è unicamente uno stato di onde di energia in vibrazione stazionaria e quindi sempre in teoria tutti i corpi sono compenetrabili, basta pigiarli l'uno contro l'altro e nel tempo non può non verificarsi un istante nel quale le risonanze reciproche si troveranno in una condizione di perfetta risonanza e penetrabilità. Essendo un ipotesi probabilistica comunque nulla toglie che l'evento possa verificarsi anche ora, quindi avviate pure i vostri esperimenti di compenetrazione. Nell'avvicinare l'oggetto o la persona, come preferite, si attiveranno già alcuni neuroni, gli stessi che scaricano anche quando lo tocchiamo, ovvero il cervello non solo rappresenta ed

elabora attività provenienti da differenti canali in rappresentazioni multiple come già accennato ma utilizza uno stesso circuito per rappresentazioni multimodali (Rizzolatti). Un piccolo esempio di integrazione sensoriale incarnata. Ebbene arriviamo ora a toccare l'oggetto. Il controllo fino a ora è stato mediato dalla vista, dai vincoli anatomici e dalle proprietà inerziali del braccio, ma dal momento che lo tocchiamo siamo ancorati all'oggetto dal tatto. È come se avessimo compiuto un trasferimento di sistema di riferimento da coordinate retiniche a coordinate corporee. È la sensazione tattile e di pressione che consente di mantenere il contatto con l'oggetto anche se si muove, o di esplorarne la superficie seguendone i contorni. Il tatto ci permette infatti anche di esplorarne le caratteristiche ad es. rugosità, consistenza o cedevolezza.

L'altra informazione che ci preme di sottolineare in questa sede è quella relativa all'orientamento del nostro corpo nello spazio. Ebbene, essendo anche noi un corpo in attesa di compenetrarci con la terra, per il momento, non sappiamo liberarci dalla relativa attrazione gravitazionale con essa. Questo comporta che possiamo misurare una forza di interazione con il terreno mentre essendo accelerati dalla gravità terrestre siamo sottoposti ad una forza costante che ci spinge a terra. Tale forza è relativa alla nostra stessa massa, è la forza peso. Ebbene il peso fa sì che i nostri tessuti molli siano compressi quando ci appoggiamo ad una superficie, mentre quali regioni siano compresse dipende dalla posizione del nostro corpo. Piccole variazioni rispetto ad una direzione normale alla superficie terrestre comporta una diversa sollecitazione dei recettori tattili e pressori perché varia la zona di contatto e la pressione locale.

In modo particolare quando siamo in piedi o camminiamo la superficie di appoggio sotto la pianta del piede è in continua evoluzione perché in nessuna delle due situazioni il nostro equilibrio è statico, o meglio non siamo per niente in equilibrio, ma siamo in una condizione di stabilità fuori dall'equilibrio (Prigogin). Queste modificazioni della pressione rappresentano una misura immediatamente disponibile di come stiano variando centro di

pressione, centro di massa e base di appoggio e ci informano se le forze di reazione con il terreno sono ben all'interno della base di appoggio o se siamo pericolosamente sul bordo o fuori di esso. Tali informazioni ci inducono a spostare immediatamente un piede per allargare la base di appoggio nella direzione del possibile sbilanciamento, e contemporaneamente a inclinare il tronco e allargare l'arto superiore nella direzione opposta nel tentativo di generare un impulso di coppia che favorisca la rotazione del sistema corporeo per riportarlo entro la base di appoggio. Risposte analoghe possono essere osservate anche su stimolazione degli organi vestibolari in seguito ad improvvisa accelerazione della testa o stimolazione calorica dell'orecchio.

Quindi, un informazione, anche in questo caso, potente ed immediatamente disponibile che nell'adulto compensa anche illusioni ottiche di sbilanciamento come dimostrato dagli esperimenti eseguiti sull'Equitest. Da adulti abbiamo imparato a diffidare della vista e ci affidiamo maggiormente alle informazioni provenienti dalle piante dei piedi quando i due canali sono in conflitto. Nel bambino fino ai 5 anni un illusione di movimento crea sbilanciamenti fino alla caduta, mentre nell'adulto tali sbilanciamenti si realizzano solo se oltre all'illusione ottica di movimento sono private le informazioni sotto la pianta del piede come quando appoggiamo su una tavoletta instabile. In questa condizione il nostro sistema inerziale non ci ripara dalla caduta.

## 1.9 Bibliografia

- Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM, Principi Di Neuroscienze, CEA Ed., 2003.
- Johnson-Laird Philip N, La mente e il computer, Bologna, Il Mulino, 1990.
- Rizzolatti Giacomo, Sinigaglia Corrado, So quel che fai, Milano, Raffaello Cortina Ed., 2006.
- Watzlawick Paul, Beavin Janet Helmick, Jackson Don D, Pragmatica della comunicazione umana, Roma, Astrolabio, Ubaldini Ed., 1971.
- Bonini Patrizia, Sabbadini Giorgio, Movimenti oculari, percezione visiva, apprendimento, Roma, Bulzoni Ed., 1982.
- Gibson James J, Un approccio ecologico alla percezione visiva, Bologna, Il Mulino Ed., 1999.
- Prigogine Ilya, Le leggi del caos, Roma-Bari, Laterza Ed., 1993.
- Bruner Jerome S, Prime fasi dello sviluppo cognitivo, Roma, Armando Ed., 1971.
- Lennenberg Eric H, Fondamenti biologici del linguaggio, Torino, Boringhieri Ed., 1982.
- Berthoz Alain, Il senso del movimento, Milano, McGraw-Hill Ed., 1998.
- Berthoz Alain, La scienza della decisione, Torino, Codice Ed., 2003.
- Sabbadini G, Bonini P, Pezzarossa B, Pierro MM, Paralisi cerebrale e condizioni affini, Roma, Il Pensiero Scientifico Ed., 1978.
- Sabbadini G, Pierro MM, Ferrari A, La riabilitazione in età evolutiva, Roma, Bulzoni Ed., 1982.
- Damasio A, L'errore di Cartesio, Milano, Adelphi Ed., 1994.
- Damasio A, Alla ricerca di Spinoza, Milano, Adelphi Ed., 2003.

- Neisser U, *Conoscenza e realtà* Bologna, Il Mulino Ed., 1976.
- Neisser U, a cura di, *La percezione del sé*, Torino, Bollati-Boringhieri Ed., 1999.
- Hebb DO, *Mente e pensiero*, Bologna, Il Mulino Ed., 1990.
- Changeux JP, *L'uomo di verità*, Milano, Feltrinelli Ed., 2003.
- Changeux JP, *L'uomo neuronale*, Milano, Feltrinelli Ed., 1983.
- Bateson G, *Verso un'ecologia della mente*, Milano, Adelphi Ed., 1972.
- Granit R, *Le finalità del cervello*, Torino, Universale Scientifica Boringhieri Ed., 1979.
- Edelman, G M, *Topobiologia. Introduzione all'embriologia molecolare*, Torino, Bollati Boringhieri Ed., 1993.
- Jeannerod M, *The Neural and Behavioural Organization of Goal-Directed Movements*. Oxford, University Press Ed., 1990.
- Churchland PM, *Microstruttura dei processi cognitivi*, Bologna, Il Mulino Ed., 1991.
- Petrarca M. "La rieducazione della deambulazione nelle lesioni del SNC tramite ortesi dinamiche temporanee. Verso un'ecologia della riabilitazione." *Piccoli Quaderni di Riabilitazione*, Salvatore Giaquinto Editore, Roma 1996.
- Petrarca M, Di Rosa G, Cappa P, Patanè F. Stepping over obstacles of different heights: kinematic and kinetic strategies of leading limb in hemiplegic children. *Gait & Posture*. 2006 Nov; 24(3): 331-41.
- Ileana Amicuzi, Massimo Stortini, Maurizio Petrarca, Paola Di Giulio, Giuseppe Di Rosa, Giuseppe Fariello, Daniela Longo, Vittoria Cannata, Elisabetta Genovese, Enrico Castelli. Visual recognition and visually guided action after early bilateral lesion of occipital cortex: a behavioural study of a 4.6-year-old girl. *Neurocase*. 2006 Oct;12(5):263-79.

- Shumway-Cook A, Woollacott M, Motor Control: Theory and Practical Applications, Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins Ed., 2007.
- Franco Saibene ,Alberto E Minetti, Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans, *Eur J Appl Physiol* (2003) 88: 297–316.
- Masayoshi Kubo, Kenneth G Holt, Elliot Saltzman, Robert C. Wagenaar, Changes in axial stiffness of the trunk as a function of walking speed, *Journal of Biomechanics* 39 (2006) 750–757.
- Steven W Saunders, Anthony Schache, David Rath, Paul W Hodges, Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion, *Clinical Biomechanics* 20 (2005) 784–793.
- Mark L. Latash, John P. Scholz, and Gregor Schöner, Toward a New Theory of Motor Synergies, *Motor Control*, 2007, 11, 276-308.
- M.T. Turvey, Action and perception at the level of synergies, *Human Movement Science* 26 (2007) 657–697.
- Iring Koch, Anticipatory response control in motor sequence learning: Evidence from stimulus–response compatibility, *Human Movement Science* 26 (2007) 257–274.
- Felix E. Zajac, Richard R. Neptune, Steven A. Kautz, Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture* 17 (2003) 1 – 17.
- Andre´ Meichtry, Jacqueline Romkes , Charles Gobelet, Reinald Brunner , Roland Mu¨ller, Criterion validity of 3D trunk accelerations to assess external work and power in able-bodied gait, *Gait & Posture* 25 (2007) 25–32.
- Apostolos P Georgopoulos, Cognitive motor control: spatial and temporal aspects, *Current Opinion in Neurobiology* 2002, 12:678–683.

- Noémi Cantin, Helene J. Polatajko, W. Thomas Thach, Susan Jaglal, Developmental coordination disorder: Exploration of a cerebellar hypothesis, *Human Movement Science* 26 (2007) 491–509.
- Bagrat Amirikian, Apostolos P. Georgopoulos, Modular organization of directionally tuned cells in the motor cortex: Is there a short-range order? *PNAS* 2003, 100 (21); 12474–12479.
- Sérgio T Fonseca, Kenneth G Holt, Linda Fethers, Elliot Saltzman, Dynamic Resources Used in Ambulation by Children With Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy: Relationship to Kinematics, Energetics, and Asymmetries, *Physical Therapy* . 2004, 84, (4), 344-354.
- Ya-Weng Tseng · John P. Scholz · Gregor Schoner · Lawrence Hotchkiss, Effect of accuracy constraint on joint coordination during pointing movements. *Exp Brain Res* (2003) 149:276–288.
- Marjorie Woollacott, Anne Shumway-Cook, Susan Hutchinson, Marcia Ciol, Robert Price, Deborah Kartin, Effect of balance training on muscle activity used in recovery of stability in children with cerebral palsy: a pilot study, *Developmental Medicine & Child Neurology* 2005, 47: 455–461.
- H. Merchant, A. Battaglia-Mayer and A. P. Georgopoulos, Effects of Optic Flow in Motor Cortex and Area 7°, *J Neurophysiol* 86:1937-1954, 2001.
- Christine Alvarez, Mary De Vera, Richard Beauchamp, Valerie Ward, Alec Black, Classification of idiopathic toe walking based on gait analysis: Development and application of the ITW severity classification, *Gait & Posture* 26 (2007) 428–435.
- Shelby G. Thompson, Daniel S. McConnell, Jeremy S. Slocum, Michael Bohan, Kinematic analysis of multiple constraints on a pointing task, *Human Movement Science* 26 (2007) 11–26.
- M. Kreulen, MJC Smeulders, HEJ Veeger, JJ Hage, Movement patterns of the upper extremity and trunk associated with impaired forearm rotation in patients with hemiplegic cerebral

- palsy compared to healthy controls, *Gait & Posture* 25 (2007) 485–492.
- Auke Jan Ijspeert, Jun Nakanishi, and Stefan Schaal, *Learning Attractor Landscapes for Learning Motor Primitives*.
- RV Baratta, M Solomonow, G Nguyen, R D'Ambrosia, Characterization of load-length-velocity relationships of nine different skeletal muscles, *Journal of Biomechanics* 33 (2000) 381-385.
- Sheila BA Purkiss, D Gordon, E Robertson, Methods for calculating internal mechanical work: comparison using elite runners, *Gait and Posture* 18 (2003) 143-149.
- Gin McCollum, Charlotte L Shupert, Lewis M Nashner, Organizing Sensory Information for Postural Control in Altered Sensory Environments *J. theor. Biol.* (1996) 180, 257-270.
- Bruno B. Averbeck, Matthew V. Chafee, David A. Crowe, and Apostolos P. Georgopoulos, Parallel processing of serial movements in prefrontal cortex, *PNAS* (2002) 99 (20) 13172–13177.
- Victorine B. de Graaf-Peters, Hanneke Bakker, Leo A. van Eykern, Bert Otten, Mijna Hadders-Algra, Postural adjustments and reaching in 4- and 6-month-old infants: an EMG and kinematical study, *Exp Brain Res* (2007) 181:647–656.
- Romuald Lepers, André X Bigard, Jean-Pierre Diard, Jean-Francois Gouteyron, Charles Y. Guezennec, Posture control after prolonged exercise, *Eur J Appl Physiol* (1997) 76: 55 ± 61.
- S. Schaal, J. Peters, J. Nakanishi, and A. Ijspeert, "Learning Movement Primitives," in *International Symposium on Robotics Research (ISRR2003)*, Springer Tracts in Advanced Robotics. Siena, Italy: Springer, 2004.
- Stefan Schaal, *Dynamic Movement Primitives –A Framework for Motor Control in Humans and Humanoid Robotics*.



- John P. Scholz, Gregor Schöner, Mark L. Latash, Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting, *Exp Brain Res* (2000) 135:382–404.
- Gregor Schoner, Cristina Santos, Control of movement time and sequential action through attractor dynamics: A simulation study demonstrating object interception and coordination.
- Gregor Schoner, Esther Thelen, Using Dynamic Field Theory to Rethink Infant Habituation *Psychological Review* (2006) 113, 2, 273–299.
- Daniel P. Ferris, Keith E. Gordon, Gregory S. Sawicki, Ammanath Peethambaran, An improved powered ankle–foot orthosis using proportional myoelectric control, *Gait & Posture* 23 (2006) 425–428.
- Christian Redl, Margit Gfoehler, Marcus G. Pandy, Sensitivity of muscle force estimates to variations in muscle–tendon properties, *Human Movement Science* 26 (2007) 306–319.
- David H. Sutherland, The evolution of clinical gait analysis, *Gait and Posture* 14 (2001) 61–70.
- Axel Cleeremans, Jean-Christophe Sarrazin, Time, action, and consciousness, *Human Movement Science* 26 (2007) 180–202.
- Mary T. Thigpen, James Cauraugh b, Gwen Creel, Kristin Day, Sheryl Flynn, Stacy Fritz, Shirley Frost, Robert Respass, Portia Gardner-Smith, Mia Brack, Andrea Behrman, Adaptation of postural responses during different standing perturbation conditions in individuals with incomplete spinal cord injury, *Gait & Posture* 29 (2009) 113–118.
- J. H. J. Allum, M. G. Carpenter, F. Honegger, A. L. Adkin, B. R. Bloem, Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man, *Journal of Physiology* (2002), 542.2, pp. 643–663.

- Vassilia Hatzitakia, Ioannis G Amiridis, Fotini Arabatzi, Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations, *Gait & Posture* 22 (2005) 250–257.
- Simon Brumagne, Lotte Janssens, Evelien Janssens, Lieselotte Goddyn, Altered postural control in anticipation of postural instability, in persons with recurrent low back pain, *Gait & Posture* 28 (2008) 657–662.
- Mohammed Ferdjallah, Gerald F. Harris, Peter Smith, Jacqueline J. Wertsch, Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy, *Clinical Biomechanics* 17 (2002) 203–210.
- Uffe Laessoe, Michael Voigt, Anticipatory postural control strategies related to predictive perturbations, *Gait & Posture* 28 (2008) 62–68.
- Sakineh B. Akram, James S. Frank, Aftab E. Patla, John H.J. Allum, Balance control during continuous rotational perturbations of the support surface, *Gait & Posture* 27 (2008) 395–398.
- Antonio Nardone, Margherita Grasso, Marco Schieppati, Balance control in peripheral neuropathy: Are patients equally unstable under static and dynamic conditions?, *Gait & Posture* 23 (2006) 364–373.
- E.A. Keshner, Y. Dhaher, Characterizing head motion in three planes during combined visual and base of support disturbances in healthy and visually sensitive subjects, *Gait & Posture* 28 (2008) 127–134.
- Melissa L. Peterson, Evangelos Christou, Karl S. Rosengren, Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old, *Gait & Posture* 23 (2006) 455–463.
- Ursula Margareta Küng, CGC Horlings, F Honegger, JEJ Duysens, JHJ Allum, Control of roll and pitch motion during multi-directional balance perturbations, *Exp Brain Res* (2009) 194:631–645.

- Pascale Pigeon, Simone B Bortolami, Paul Dizio, And James R. Lackner, Coordinated Turn-and-Reach Movements. I. Anticipatory Compensation for Self-Generated Coriolis and Interaction Torques, *J Neurophysiol* 89: 276–289, 2003.
- Pascale Pigeon, Simone B Bortolami, Paul Dizio, And James R. Lackner, Coordinated Turn-and-Reach Movements. II. Planning in an External Frame of Reference, *J Neurophysiol* 89: 290–303, 2003.
- William H. Paloski, Scott J. Wood, Alan H. Feiveson, F. Owen Black, Emma Y. Hwang d, Millard F. Reschke, Destabilization of human balance control by static and dynamic head tilts, *Gait & Posture* 23 (2006) 315–323.
- JHJ Allum, F Zamani, AL Adkin, A Ernst, Differences between trunk sway characteristics on a foam support surface and on the Equitest† ankle-sway-referenced support surface, *Gait and Posture* 16 (2002) 264-270.
- Mark G Carpenter, John HJ Allum, Flurin Honegger, Directional sensitivity of stretch reflexes and balance corrections for normal subjects in the roll and pitch planes, *Exp Brain Res* (1999) 129:93–113.
- JL Huffman, BC Horslen, MG Carpenter, AL Adkin, Does increased postural threat lead to more conscious control of posture?, *Gait & Posture* 30 (2009) 528–532.
- Simone B Bortolami, Pascale Pigeon, Paul DiZio, James R Lackner, Dynamics model for analyzing reaching movements during active and passive torso rotation, *Exp Brain Res* (2008) 187:525–534.
- Lonneke L Verhoeff, Corinne GC Horlings, Lindy JF Janssen, Stephanie A Bridenbaugh, John HJ Allum, Effects of biofeedback on trunk sway during dual tasking in the healthy young and elderly, *Gait & Posture* 30 (2009) 76–81.

- Nicolas Vuillerme, Patrice Rougier, Effects of head extension on undisturbed upright stance control in humans, *Gait and Posture* 21 (2005) 318–325.
- MA Hollands KL Sorensen, AE Patla, Effects of head immobilization on the coordination and control of head and body reorientation and translation during steering, *Exp Brain Res* (2001) 140:223–233.
- John J Buchanan, Fay B Horak, Emergence of Postural Patterns as a Function of Vision and Translation Frequency, *J Neurophysiol* (1999); 81: 2325-2339.
- Simone B Bortolami, Alberto Pierobon, Paul DiZio, James R. Lackner, Localization of the subjective vertical during roll, pitch, and recumbent yaw body tilt, *Exp Brain Res* (2006) 173: 364–373.
- Sylvie Nadeau, Bernard Amblard, Serge Mesure, Daniel Bourbonnais, Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults, *Gait and Posture* 18 (2003) 134-142.
- Alessandro M De Nunzio, Antonio Nardone, Marco Schieppati, Head stabilization on a continuously oscillating platform: the effect of a proprioceptive disturbance on the balancing strategy, *Exp Brain Res* (2005) 165: 261–272.
- Emily A Keshner, Head-Trunk Coordination During Linear Anterior-Posterior Translations, *J Neurophysiol* 89:1891-1901, 2003.
- JHJ Allum, M Huwiler, F Honegger, Identifying cases of non-organic vertigo using dynamic posturography, *Gait & Posture* 4 (1996) 52-61.
- MG Carpenter, JS Frank, AL Adkin, A Paton, JHJ Allum, Influence of Postural Anxiety on Postural Reactions to Multi-Directional Surface Rotations, *J Neurophysiol* 92:3255-3265, 2004.
- AS Bryan, SB Bortolami, J Ventura, P DiZio, JR Lackner, Influence of gravito-inertial force level on the subjective vertical during

recumbent yaw axis body tilt, *Exp Brain Res* (2007) 183:389–397.

Simone B Bortolami, Pascale Pigeon, Paul DiZio, James R. Lackner, Kinetic analysis of arm reaching movements during voluntary and passive rotation of the torso, *Exp Brain Res* (2008) 187:509–523.

Leif Johannsen, Doris Broetz, Hans-Otto Karnath, Leg orientation as a clinical sign for pusher syndrome, *BMC Neurology* 2006, 6:30.

SB Bortolami , S Rocca, S Daros, P DiZio, JR Lackner, Mechanisms of human static spatial orientation, *Exp Brain Res* (2006) 173: 374–388.

William H Gage, James S Frank, Stephen D Prentice, Peter Stevenson, Organization of postural responses following a rotational support surface perturbation, after TKA: Sagittal plane rotations, *Gait & Posture* 25 (2007) 112–120.

Fred E Guedry, Perception of Motion and Position Relative to the Earth: An Overview.

MG Carpenter, JHJ Allum, F Honegger, AL Adkin, BR Bloem, Postural abnormalities to multidirectional stance perturbations in Parkinson's disease, *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2004 75: 1245-1254.

Antonio Nardone, Margherita Grasso, Jessica Tarantola, Stefano Corna, Marco Schieppati, Postural Coordination in Elderly Subjects Standing on a Periodically Moving Platform, *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:1217-23.

William H. Gage, James S Frank, Stephen D Prentice, Peter Stevenson, Postural responses following a rotational support surface perturbation, following knee joint replacement: Frontal plane rotations, *Gait & Posture* 27 (2008) 286–293

Millard F Reschke, Jacob J Bloomberg, Deborah L Harm, William H Paloski, Charles Layne, Vernon McDonald, Posture, locomotion, spatial orientation, and motion sickness as a function of space flight, *Brain Research Reviews* 28 1998 102–117.

- M. Vaugoyeau, S. Viel, B Amblard, JP Azulay, C Assaiante, Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans, *Gait & Posture* 27 (2008) 294–302.
- Nicolas Vuillerme, Rémy Cuisinier, Sensory Supplementation through Tongue Electrotactile Stimulation to Preserve Head Stabilization in Space in the Absence of Vision, *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2009;50:476 – 481.
- Andrea M Green, Aasef G Shaikh, Dora E Angelaki, Sensory vestibular contributions to constructing internal models of self-motion, *J. Neural Eng.* 2 (2005) S164–S179.
- Atsuo Takanishi, Yu Ogura, Kazuko Itoh, Some Issues in Humanoid Robot Design.
- Stefano Corna, Jessica Tarantola, Antonio Nardone, Andrea Giordano, Marco Schieppati, Standing on a continuously moving platform: is body inertia counteracted or exploited?, *Exp Brain Res* (1999) 124:331–341.
- C Paquette, J Fung, Temporal facilitation of gaze in the presence of postural reactions triggered by sudden surface perturbations, *Neuroscience* 145 (2007) 505–519.
- Maurizio Schmid, Silvia Conforto, Luisa Lopez, Paolo Renzi, Tommaso D'Alessio, The development of postural strategies in children: a factorial design study, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2005, 2:29.
- JCE van der Burg, M Pijnappels, JH van Dieën, The influence of artificially increased trunk stiffness on the balance recovery after a trip, *Gait & Posture* 26 (2007) 272–278.
- Yoshinori Mamoto, Koichi Yamamoto, Takao Imai, Manabu Tamura, Takeshi Kubo, Three-dimensional Analysis of Human Locomotion in Normal Subjects and Patients with Vestibular Deficiency, *Acta Oto-Laryngologica*, 122: 5, 495-500.

- Michael Günther, Daniel Otto, Otto Müller, Reinhard Blickhan,  
Transverse pelvic rotation during quiet human stance, *Gait & Posture* 27 (2008) 361–367.
- Lanzetta D, Cattaneo D, Pellegatta D, Cardini R, Trunk control in  
unstable sitting posture during functional activities.
- JHJ Allum, AL Adkin, MG Carpenter, M. Held-Ziolkowska, F.  
Honegger, K. Pierchala, Trunk sway measures of postural  
stability during clinical balance tests: effects of a unilateral  
vestibular deficit, *Gait and Posture* 14 (2001) 227–237.
- Marco Schieppati, Andrea Giordano, Antonio Nardone, Variability in  
a dynamic postural task attests ample flexibility in balance control  
mechanisms, *Exp Brain Res* (2002) 144:200–210.
- MG Carpenter, JHJ Allum, F Honegger, Vestibular influences on  
human postural control in combinations of pitch and roll planes  
reveal differences in spatiotemporal processing, *Exp Brain Res*  
(2001) 140:95–111.
- Vassilia Hatzitaki, Stylianos Konstadakos, Visuo-postural adaptation  
during the acquisition of a visually guided weight-shifting task:  
age-related differences in global and local dynamics, *Exp Brain  
Res* (2007) 182:525–535.

## **CAPITOLO 2    Controllo motorio**

### **2.1 Introduzione**

Nel presente capitolo si intende fornire alcuni accenni sullo stato dell'arte delle conoscenze sulle capacità di movimento nell'uomo. L'argomento è di estrema vastità e interesse, in quanto, lungi dall'essere descritto in modo esaustivo offre numerosi spunti di ricerca in varie discipline come la riabilitazione, la medicina, la chirurgia, la matematica, la fisica, la meccanica, la robotica e ancora. Cercare di comprendere il movimento umano è una sfida alla risoluzione degli enigmi che pone lo studio dei sistemi complessi capaci di auto-organizzazione. Potremmo, infatti, immaginare di racchiudere tale complessità in due grandi capitoli fortemente connessi l'uno all'altro: l'auto-organizzazione e il controllo dei gradi di libertà del sistema. Auto-organizzazione, perché lo sviluppo del sistema nervoso centrale (deputato a mediare la relazione tra corpo e ambiente) e della struttura corporea non è determinato. L'informazione genetica non è sufficiente. Anche i gemelli omozigoti cresciuti nello stesso ambiente presentano delle differenze seppure minori rispetto ad altri gradi di parentela. L'informazione genetica innesca un processo di sviluppo che differisce condizionato dai vincoli determinati dalla particolare nicchia biologica nella quale il soggetto vive. Questo processo di sviluppo, definito epigenetico, rappresenta la potenza biologica dei sistemi viventi in termini di capacità di sopravvivenza in differenti ambienti, poiché facilita l'adattamento della specie all'ambiente. Meccanismi di auto-organizzazione sono invocati per governare l'alto numero di gradi di libertà del sistema. Le teorie sul controllo motorio partono dalla riflessione su come sia possibile ridurre i gradi di libertà del sistema ad alcune variabili chiave che possano governare per mezzo di attrattori 'strani' la dinamica del corpo umano[1,2]. La questione può essere affrontata da un punto di vista 'molecolare', si vedano gli studi di Alan Turing, matematico, sulle capacità delle reazioni a breve e lunga distanza delle molecole nell'ambiente in cui sono immerse. I suoi modelli hanno



portato a numerose scoperte in campo epigenetico. La questione può essere affrontata da un punto di vista sistemico generale, e qui un altro matematico, Norbert Wiener, ha coniato a metà degli anni 40 il termine Cibernetica dal greco Kybernetiké techne (arte del timonare) per definire la scienza che studia la comunicazione e controllo del movimento in animali e macchine complesse come i robot. Il termine è poi stato sostituito di fatto nel tempo da Intelligenza Artificiale e da Vita Artificiale, nel frattempo l'irrisolto enigma della complessità ha gettato anche questi termini in ombra. Neurofisiologia e Cibernetica è il titolo di un piccolo volume tradotto in italiano a metà degli anni 70 e contenente una trilogia i cui autori sono Anokhin, Bernstein e Sokolov[3]. Ognuno di essi illustrava un diverso paradigma circa il controllo dell'organismo, tutti ancora attuali. Anokhin presentava un modello volto a spiegare la relazione esistente tra la presa di decisione, la selezione di un programma motorio e il suo confronto con i risultati attesi, Bernstein un modello di riduzione e progressiva liberazione dei gradi di libertà utili per la ottima riuscita del compito specifico e Sokolov un modello della capacità del cervello di selezionare l'informazione significativa: Accettore d'azione, Problema dei gradi di libertà e Selezione dell'informazione significativa. Non ci occuperemo in questo testo del primo paradigma se non per brevi accenni, mentre ci occuperemo degli ultimi due.

## **2.2 Dal congelamento alla liberazione dei gradi di libertà**

Il problema del controllo dei gradi di libertà è una questione centrale che investe la pianificazione di qualsiasi gesto. Le teorie più dibattute cercano tutte di risolvere tale questione proponendo differenti approcci che talvolta sono estrapolati da principi neurofisiologici, talvolta da modelli sistemici. Nei paragrafi seguenti il lettore troverà alcuni accenni a tali teorie.

### **2.2.1 Le Primitive Motorie**

Tale teoria nasce da alcuni esperimenti di neurofisiologia eseguiti sugli animali e in modo particolare su ‘preparati spinali’ dell’animale. Si intende per preparato spinale una porzione del midollo spinale che è stata separata chirurgicamente dai controlli superiori del sistema nervoso centrale in vivo, ossia mantenendo in vita o il preparato biologico o l’animale stesso. Si può in tal modo studiare la funzione di un circuito locale separandolo dalle influenze del resto del sistema. Si ammette che le influenze del resto del sistema non contribuiscano all’emergenza di altre proprietà funzionali. Sulla rana e sul topo si è potuto in tal modo evidenziare un numero discreto di moduli, i quali ogni volta che vengono attivati producono un ben definito campo di forze generato da specifiche attività muscolari, figura 2.1. Se la posizione degli arti inferiori dell’animale è spostata dallo stato di equilibrio creato dal campo di forza appena rilasciato l’arto esso tornerà alla sua posizione iniziale, cosa possibile perché i nostri muscoli non sono attuatori rigidi, ma si comportano come molle[4]. Questi moduli discreti possono essere messi insieme dai centri superiori per gestire la complessa meccanica del corpo. Il sistema nervoso centrale opera una rappresentazione delle leggi dinamiche che vincolano i segmenti corporei e utilizza questi moduli per governarle imprimendo in tal modo all’arto la traiettoria desiderata con il fine di raggiungere lo scopo dell’azione.

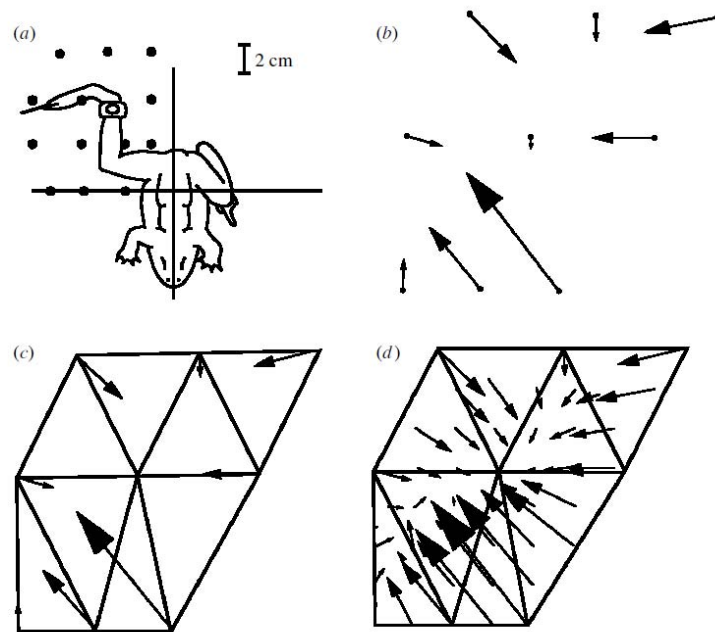


Figure 1. Force fields induced by microstimulation of the spinal cord in spinalized frogs. (From Bizzi *et al.* 1991.) (a) The hindlimb was placed at a number of locations on the horizontal plane (indicated by the dots). At each location a stimulus was derived at a fixed site in the lumbar spinal cord. The ensuing force was measured by a six-axes force transducer. (b) Peak force vectors recorded at the nine locations shown in (a). (c) The work-space of the hindlimb was partitioned into a set of non-overlapping triangles. Each vertex is a tested point. The force vectors recorded on the three vertices are used to estimate, by linear interpolation, the forces in the interior of the triangle. (d) Interpolated force field.

Tale teoria sembra supportata da alcuni recenti esperimenti sull'uomo che dimostrano la capacità di adattamento a campi di forze che tendono a deviare la traiettoria dell'arto verso il bersaglio, utilizzando manipolatori robotici controllati in impedenza, figura 2.2 e 2.3[4].

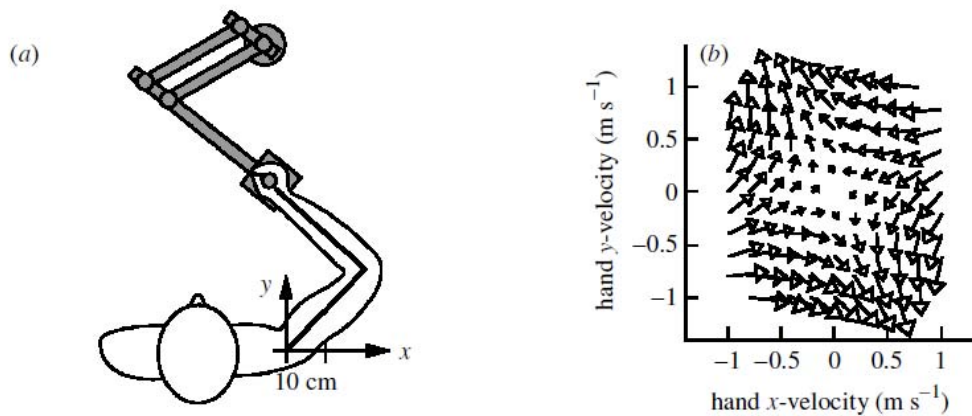
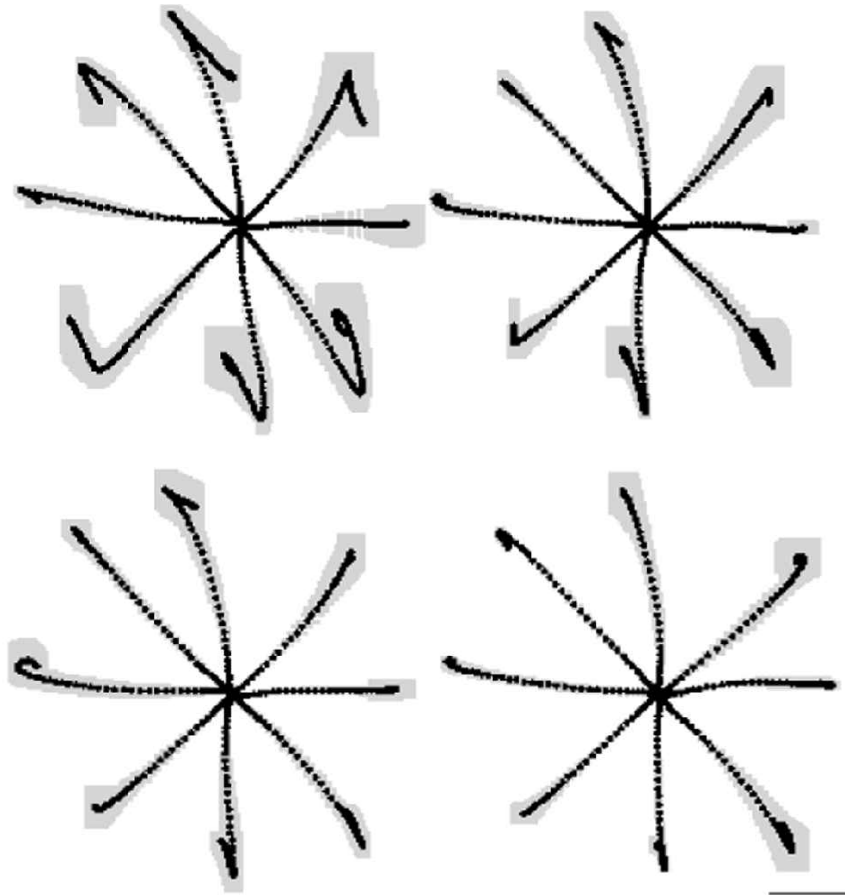


Fig. 2.2 Adaptation to external force fields. (a) Sketch of the experimental apparatus. Subjects executed planar arm movements while holding the handle of an instrumented manipulandum. A monitor (not shown) placed in front of the subjects and above the manipulandum displayed the location of the handle as well as targets of reaching movements. The manipulandum was equipped with two computer-controlled torque motors, two joint-angle encoders and a six-axes force transducer mounted on the handle. (b) Velocity-dependent force field corresponding to the expression

$$\mathbf{F} = \mathbf{B} \cdot \mathbf{v} \text{ with } \mathbf{B} = \begin{bmatrix} -10.1 & -11.2 \\ -11.2 & 11.1 \end{bmatrix} \text{ N x s m}^{-1}.$$

The manipulandum was programmed to generate a force  $\mathbf{F}$  that was linearly related to the velocity of the hand,  $\mathbf{v} = [v_x, v_y]$ . Note that the matrix  $\mathbf{B}$  has a negative and a positive eigenvalue. The negative eigenvalue induces a viscous damping at  $23^\circ$  whereas the positive eigenvalue induces an assistive destabilizing force at  $113^\circ$ . From FA Mussa-Ivaldi and E Bizzi. *Phil.Trans. R. Soc. Lond. B* (2000) 355, 1755-1769.

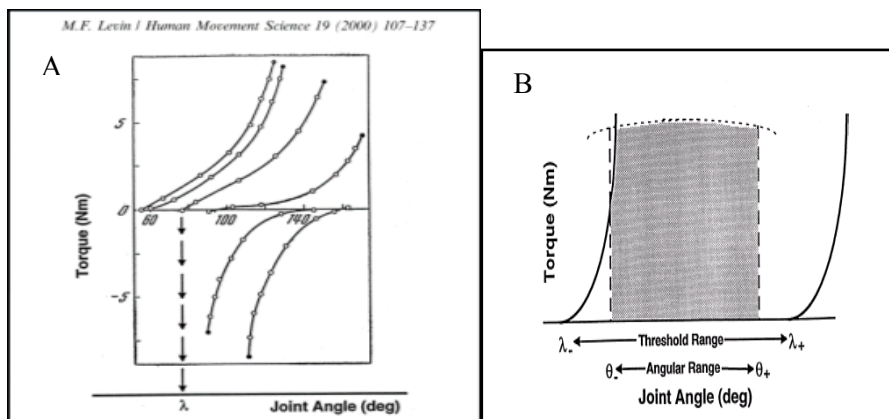


**Fig. 2.3 Time-course of adaptation. Average and standard deviation of hand trajectories executed during the training period. Performance is plotted during the (a) first, (b) second, (c) third and (d) final set of 250 movements. All trajectories shown here were under no-visual feedback condition. (From Shadmehr & Mussa-Ivaldi 1994.)**

### **2.2.2 Il Punto di Equilibrio**

La teoria del punto di equilibrio nasce dallo studio sulle caratteristiche elastiche o di rigidità del muscolo. Infatti, è possibile disegnare per ogni muscolo una ‘famiglia’ di curve tensione-lunghezza caratteristiche per ognuno di essi. Si chiede a un soggetto di mantenere costante una attività di contrazione muscolare (controllata dal livello di attività elettrica registrata sul muscolo) e si applicano sul muscolo pesi crescenti badando a che la persona non vari il livello di

attività. Si misura in tal modo l'allungamento cui è sottoposto un muscolo in seguito a un carico crescente. Si disegna una curva che tende verso infinito, perchè il muscolo non può essere allungato oltre i limiti della sua elasticità strutturale e oltre i limiti articolari, pertanto vi è un carico oltre il quale non si osservano più allungamenti fino alla rottura strutturale. Chiedendo al soggetto di variare il livello di contrazione si disegna una curva per ogni livello e si ottengono così famiglie di curve caratteristiche di ogni muscolo. Date due tensioni per due gruppi muscolari, per esempio i flessori e gli estensori di gomito, avremo un punto (angolo) di equilibrio dell'articolazione, dove le tensioni e il peso del braccio si bilanciano, un punto con forza risultante nulla, come per l'esperimento della Rana del paragrafo precedente. Se la tensione di una o entrambe le molle è variata l'articolazione si sposterà su un altro punto di equilibrio e avremo un movimento[5]. In questa prospettiva si può arrivare a ipotizzare come dimostrato da Feldman e dalla Levin che il sistema nervoso centrale opera il controllo su un'unica variabile denominata  $\lambda$  e definita come la lunghezza a partire dalla quale il muscolo comincia ad esercitare tensione. Tale valore individua per ogni muscolo una curva tensione-lunghezza, figura 2.4. Questa ipotesi risponde al problema della riduzione dei gradi di libertà poiché il controllo è possibile agendo su un'unica variabile. Il modello così formulato non spiega come sia possibile generare percorsi complessi ed è stato affinato cercando di considerare non semplicemente la variazione della  $\lambda$  ma la velocità della sua variazione. Questo modello regge da oltre quaranta anni ad ogni tentativo di falsificazione. Un aspetto interessante è inoltre costituito dal fatto che la  $\lambda$  non è una variabile motoria né una variabile sensoriale. Considerando che il movimento nell'animale non è dissociabile in due componenti una motoria e una sensitiva, se non unicamente dal punto di vista didattico, la natura di questa variabile ci ricorda che l'agire emerge dalla interazione tra movimento e percezione, e non ha senso domandarsi se ci si muove per percepire o si percepisce per muoversi, perché entrambe le affermazioni sono vere.

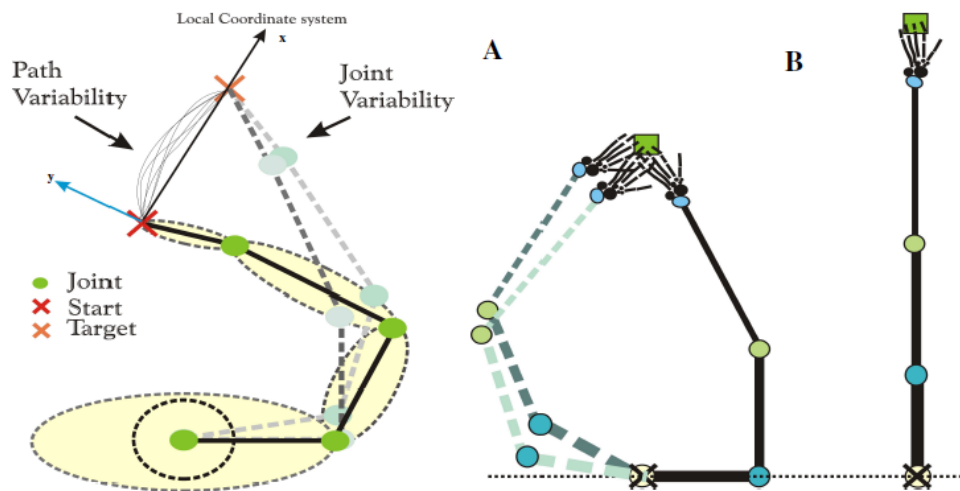


$$\lambda^* = \lambda - \mu \, d\theta/dt + \rho.$$

**Fig. 2.4** Il modello del punto di equilibrio basato sulla regolazione della soglia di tensione del muscolo  $\lambda$ . A) rappresentazione delle curve di rigidità per diverse  $\lambda$  nella coppia agonisti antagonisti dei flessori di gomito. B) relazione della variazione della soglia della  $\lambda$  rispetto alla possibile escursione articolare. Da Feldman and Orlovsky 1972.

### 2.2.3 Multi-configurazioni incontrollate

La configurazione delle articolazioni di un arto durante il movimento così come quella finale non può essere definita in modo univoco. Ad esempio, una varietà di configurazioni di spalla gomito e polso garantiscono una medesima traiettoria e posizione finale della mano[1]. Inoltre differenti traiettorie possono portare allo stesso risultato, figura 2.5.



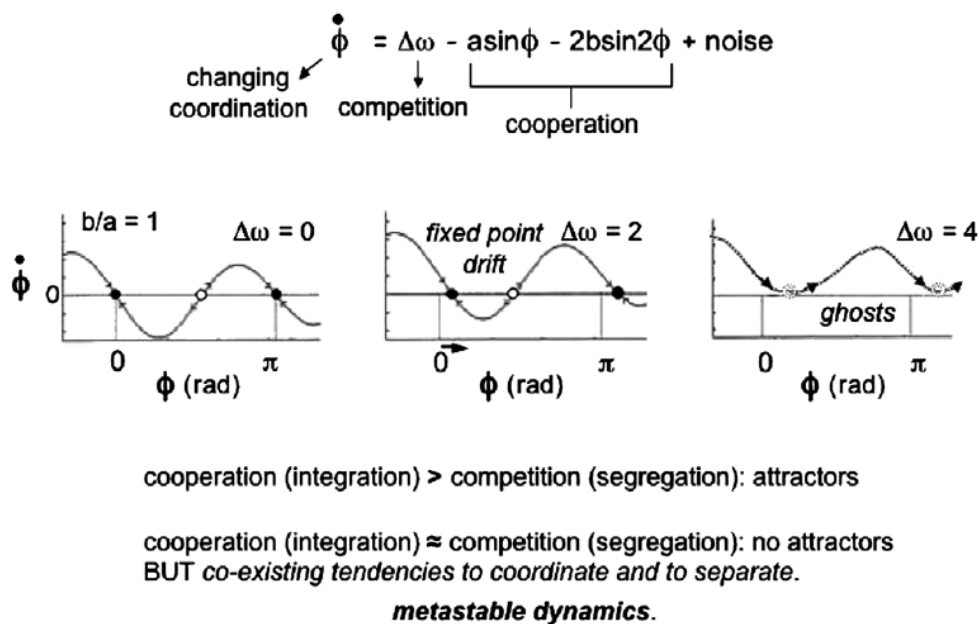
**Fig. 2.5** rappresentazione schematica dei multipli pattern di percorsi e di configurazioni finali possibili dell'arto tutte utili a raggiungere lo stesso scopo. Martin V. Doctoral thesis, Ruhr Universitat Bochum, DE.

Questa osservazione richiama ancora il problema della riduzione dei gradi di libertà e l'individuazione delle variabili di controllo per il sistema nervoso centrale. L'ipotesi basata sulle configurazioni multiple e sulle equivalenze motorie risolve il problema proponendo due differenti momenti per l'azione: quello esecutivo delle multi-configurazioni articolari e quello della selezione della configurazione finale. In questa ipotesi non è necessario tenere conto di una riduzione dei gradi di libertà. Ad esempio, nei movimenti di alzarsi da seduto si può osservare che il centro di massa è mantenuto stabile e rappresenta la variabile selezionata per il controllo del movimento, mentre la configurazione delle relazioni articolari può variare di molto da un atto e l'altro, in altre parole le multi-configurazioni articolari non sono controllate.



## 2.2.4 Modello Haken–Kelso–Bunz

Il modello Haken-Kelso-Bunz propone la soluzione del problema dei gradi di libertà proponendo un'ipotesi di controllo basata sull'accoppiamento di oscillatori. I movimenti degli arti sono interpretati come segmenti oscillanti che rispondono a regole di accoppiamento tra oscillatori, figura 2.6.



**Fig. 2.6** Il modello è stato sviluppato per spiegare i possibili passaggi di stato di un sistema di oscillatori metastabile, al quale l'equilibrio dinamico dei segmenti corporei può essere ricondotto.

Il concetto di accoppiamento tra oscillatori conduce ad un'ipotesi di una dinamica del movimento metastabile[6]. L'equazione permette di individuare gli stati nei quali è possibile un equilibrio stabile da quelli di transizione tra due diversi attrattori di coordinazione a quello di instabilità dinamica. La coordinazione del movimento emerge come una intrinseca proprietà del sistema quando si assesta su valori di stabilità dinamica. Questa ipotesi richiama anche il concetto di ciclo limite, inteso come descrittore del campo di stabilità dell'oscillatore o degli oscillatori multipli. Tale equazione è stata utilizzata sia per descrivere movimenti di afferramento condotti dall'arto superiore sia il cammino umano.

## 2.2.5 Approccio Ecologico

L'approccio ecologico vede il sistema nervoso centrale come il *'medium'* della relazione tra uomo ed ambiente[7]. Nel sistema nervoso centrale risiedono le regole di interazione tra soggetto e mondo circostante. Un modello di organizzazione che è premiato dalla selezione naturale poiché consente il più alto grado di adattamento alla particolare nicchia biologica ed è in grado di garantire il più alto grado di soddisfazione dei bisogni del singolo e quindi una alta probabilità di sopravvivenza. Tali regole non sono rappresentate nella forma di equazioni di movimento o di analisi di stato di sistemi complessi, anche se possono essere formalizzate matematicamente in tal modo. La rappresentazione delle regole del mondo non deve neanche essere intesa come una costruzione razionale di cause ed effetto o di istruzioni sequenziali o diagrammi di flusso. Il cervello opera come una macchina parallela sia all'interno dei singoli circuiti locali che nella comunicazione tra di essi. Si esprime con azioni seriali ricorrendo a circuiti che sostengono stati di attività decrescenti rispetto alla relazione temporale delle azioni. Pertanto il movimento è rappresentato ed eseguito con un organizzazione che è al tempo stesso gerarchica e distribuita e sempre come proprietà emergente dall'attività di più oscillatori cerebrali che possono accoppiarsi e disaccoppiarsi rispondendo alle esigenze interne dell'organismo ed alle disponibilità o vincoli imposti dall'ambiente e dalle circostanze. Servono meccanismi periferici, come le attività definite riflessi, dei quali è sempre possibile osservare una capacità di adattamento al compito e contesto, o in altri termini dei quali è sempre possibile regolare il guadagno, scambiano informazione e si influenzano nello stato di attività con centri sottocorticali deputati all'apprendimento dell'azione, a centri corticali deputati all'esecuzione di attività apprese, al cervelletto deputato a risolvere il controllo delle dinamiche complesse, solo per citare alcuni esempi. La ragione di una organizzazione così complessa è correlata alla estrema difficoltà di controllo motorio del corpo umano e alla necessità di strutturare una forma di controllo adattivo alle necessità imposte non solo

dall'ambiente, ma anche dalle esigenze stesse del soggetto. Le strutture corporee e il sistema nervoso centrale sono aperti alla relazione con il mondo esterno. Tale relazione completa l'informazione mancante nelle istruzioni genetiche e utile al completamento della struttura funzionale del corpo. In tal direzione ci si può ricondurre a principi di auto-organizzazione menzionati nel paragrafo precedente. Le abilità motorie così maturate si prestano a essere analizzate come unità a se stanti e dobbiamo ipotizzare che ciascuna di esse è espressione di un attrattore di coordinazione dinamica. Le configurazioni meccaniche nelle quali si trova il corpo nei vari compiti non sono riconducibili a un'unica regola generale. L'apprendimento di una funzione motoria è legato alla capacità di estrarre le regole di invarianza in un mondo continuamente variabile. L'apprendimento motorio è di conseguenza assemblato in modo fluido e dinamico, è compito specifico con limitate generalizzazioni.

## 2.3 Bibliografia

1. Scholz JP, Schöner G, "The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task", *Exp Brain Res* 126:289–306,1999.
2. Ranganathan R., Newell K.M. "Online feedback and the regulation of degrees of freedom in motor control", *Human Movement Science* 27:577–589,2008.
3. Anokhin PK, Bernstein N, Sokolov EN (1964) *Neurofisiologia e cibernetica*. Ubaldini editore, Roma,1973.
4. Mussa-Ivaldi FA, and Bizzi E, "Motor learning through the combination of primitives", *Phil.Trans. R. Soc. Lond. B*, 2000.
5. Feldman AG, "New insights into action–perception coupling", *Exp Brain Res* 194:39–58, 2009.
6. Beek PJ, Peper CE, Daffertshofer A, "Modeling Rhythmic Interlimb Coordination: Beyond the Haken–Kelso–Bunz Model" *Brain and Cognition* 48, 149–165, 2002.
7. Gibson James J, *Un approccio ecologico alla percezione visiva*, Bologna, Il Mulino Ed., 1999.

## CAPITOLO 3 L'equilibrio

### 3.1 Introduzione: Meccanismi di controllo dell'equilibrio

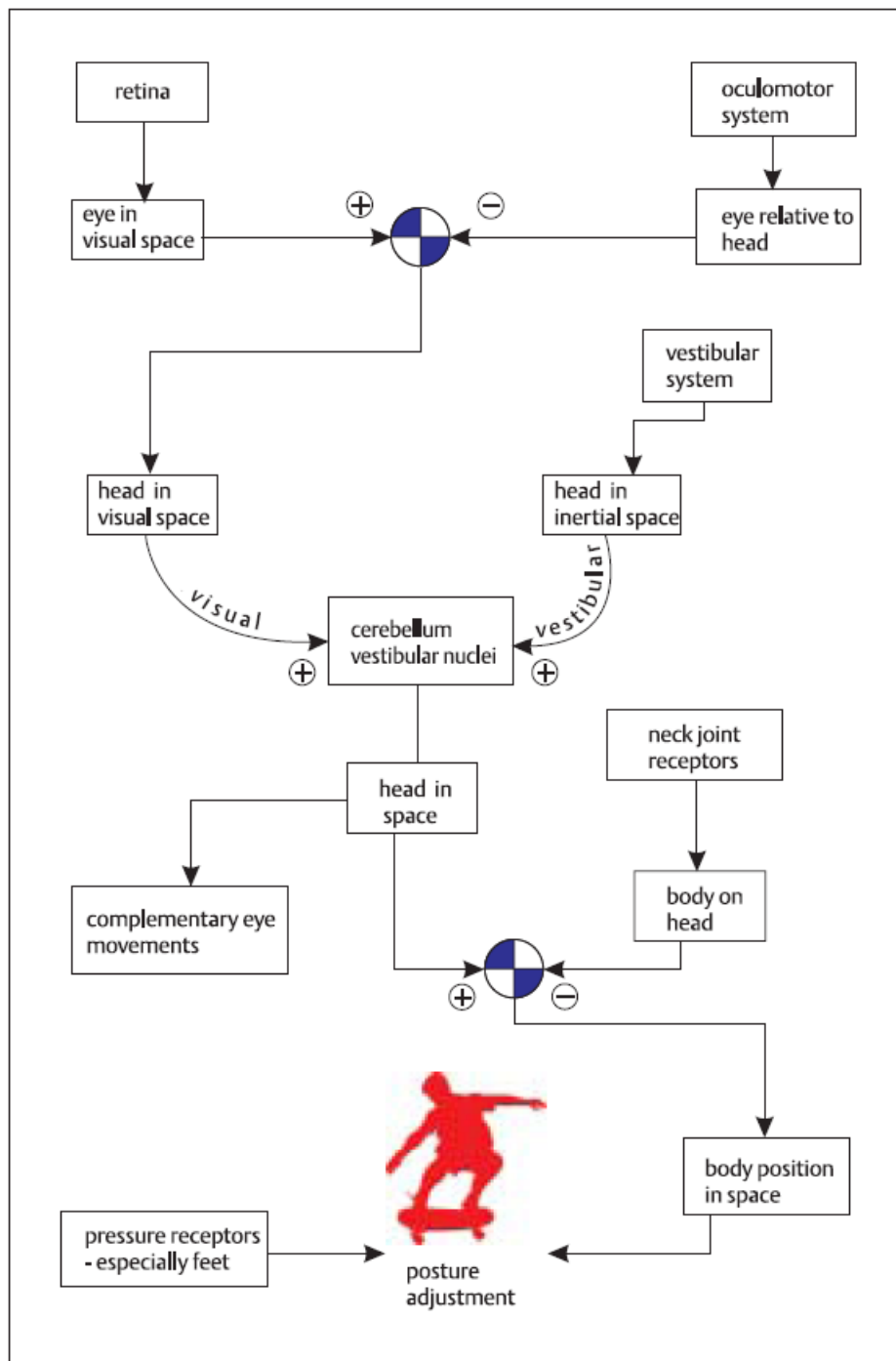


Fig. 3.1 diagramma a blocchi dei principali meccanismi di controllo motorio. Greenstein, Color Atlas of Neuroscience © 2000 Thieme

In figura 3.1 è riportato uno schema che semplifica le strutture e le funzioni coinvolte nel controllo dell'equilibrio[1]. Il diagramma inizia con l'esaminare il ruolo svolto dalla vista e, in particolare, dal suo recettore la retina. Il cervello è, infatti, in grado di esaminare la posizione della retina nello spazio e in relazione con il capo. Ciò permette al cervello di definire la posizione della testa nello spazio (visivo). La testa è inoltre collocata nello spazio gravitazionale e inerziale attraverso le informazioni raccolte dagli organi vestibolari. L'integrazione di queste informazioni permette di collocare la testa nello spazio. I recettori del collo poi permettono la definizione della testa rispetto al corpo e quindi del corpo stesso nello spazio. A completare l'informazione necessaria per bilanciare il corpo è la pressione sotto la base di appoggio. Infatti, la condizione necessaria per mantenere l'equilibrio è circoscrivere i movimenti del CoP all'interno della base di appoggio. Questo spiega l'interesse per lo studio del CoP e rende le matrici di pressione di interesse per lo studio del movimento e la riabilitazione.

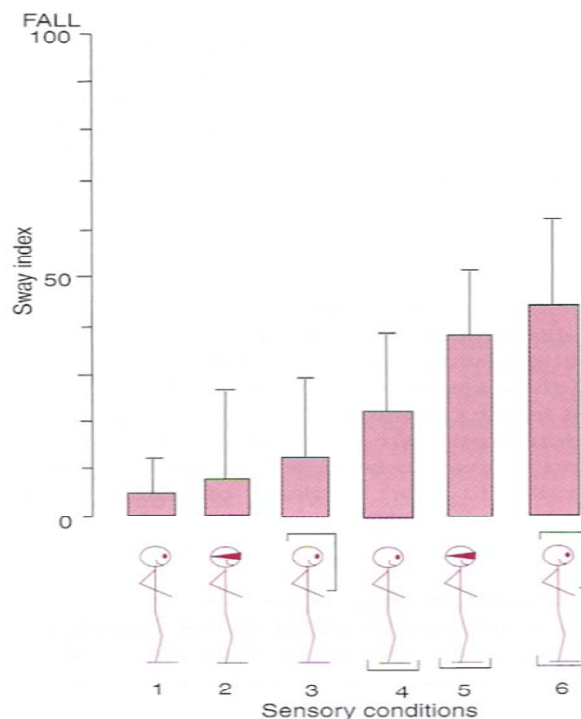
## **3.2 Test statici**

I test statici sono fondamentalmente mirati allo studio del CoP su pedane di forza o su matrici di pressione. Le principali caratteristiche del percorso effettuato dal CoP in tali prove sono descritte nel capitolo 6. Lo studio è volto principalmente al tentativo di individuare nelle caratteristiche delle sequenze temporali dei movimenti del CoP una variabile di sintesi che possa fornire informazioni utili allo studio delle strategie di movimento, alla diagnosi del disturbo di equilibrio, al processo di presa di decisione terapeutica o alla efficacia del trattamento. Questo genere di studi ha evidenziato alcune caratteristiche del comportamento del CoP riguardo alle capacità di bilanciamento. È noto che con l'avanzare dell'età aumenti la lunghezza del percorso del CoP, la sua velocità e frequenza di oscillazione. Questi cambiamenti sono genericamente correlati con una riduzione della velocità di cammino e con la frequenza delle

cadute nell'anziano. I soli test statici non consentono una valutazione adeguata ai fini sopra elencati, né sono capaci di essere predittivi rispetto ai rischi di caduta né nei soggetti con disturbi di equilibrio né nei soggetti anziani[3].

### 3.3 Test dinamici

I risultati conseguiti nei test statici hanno condotto all'esecuzione di test dinamici al fine di creare contesti di sollecitazione del bilanciamento. È iniziata la costruzione di pedane instabili, reattive e robotiche. Le pedane in questione al fine di semplificare lo studio sono state realizzate in modo tale da muoversi lungo un solo asse o capaci di traslare su due assi. Lo studio di tali perturbazioni ha dato frutti maggiori, poiché ha permesso di individuare una scala di difficoltà di bilanciamento legata al tipo di perturbazione e all'informazione disponibile per il soggetto, figura 3.2 [2].



**Fig. 3.2 Scema riassuntivo dell'ampiezza delle oscillazioni corporee in rapporto alle condizioni di deprivazione sensoriale (da Anne Shumway-Cook, 2011).**

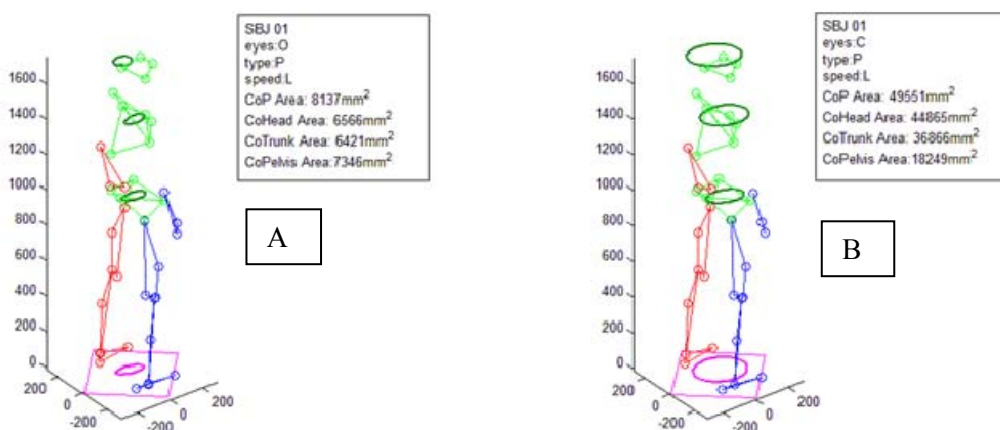
È stato inoltre possibile individuare strategie di bilanciamento legate alle perturbazioni antero-posteriori e medio-laterali simili sia se

la perturbazione è di inclinazione lungo l'asse di pitch o slittamento antero-posteriore o di roll o di slittamento medio-laterale. Per le perturbazioni in antero-posteriore si è evidenziata una tendenza a bilanciare il corpo utilizzando prevalentemente strategie di caviglia o anca, mentre per le oscillazioni medio-laterali si tende ad utilizzare una strategia di anca e tronco. Per perturbazioni a bassa frequenza ed ampiezza la tendenza è quella di seguire il movimento della pedana, mentre per perturbazioni ad alta frequenza, sopra 0.5 Hz, la tendenza è quella di oscillare come un pendolo inverso in anti-fase con la perturbazione. Tale comportamento è più evidente quando tutte le informazioni, vestibolare, pressoria e visiva sono fornite. La soppressione del segnale visivo, anche nel caso di oscillazioni prevedibili non consente lo stesso controllo attraverso meccanismi anticipatori, probabilmente a causa dei noti motivi di deriva cui è soggetto il sistema vestibolare. Altresì il bilanciamento è sempre migliore alla presenza di bilanciamenti prevedibili e quindi soggetti a controllo in anticipazione.

Poco studiate sono invece le perturbazioni rotazionali sul piano orizzontale, lungo l'asse *yaw*, e le perturbazioni continue in 3D. A tale scopo sono state realizzate due pedane, la prima rotante e la seconda a 3 gdl e descritta nel capitolo 5. La pedana rotante è stata utilizzata per testare sia le capacità di bilanciamento sia il ruolo della vista e dei canali semicircolari nel controllo del movimento. Per le prove di bilanciamento sono state utilizzate perturbazioni rotazionali sinusoidali di frequenza crescente. I soggetti sottoposti a oscillazioni a bassa frequenza tendono a rimanere fermi e ruotare con tutta la piattaforma, anche quando gli è chiesto di conservare una mira visiva di un oggetto posto avanti a loro sulla linea mediana del corpo. In questo caso l'oggetto è seguito con movimenti oculari e parziali rotazioni del capo. Quando le oscillazioni superano la frequenza di 0.5 Hz tutti i soggetti cambiano strategia di bilanciamento sia se effettuano le prove a occhi chiusi od aperti. Le braccia cominciano ad oscillare in opposizione di fase permettendo una parziale stabilizzazione delle spalle che verranno a trovarsi anche loro in

parziale opposizione di fase con la pedana. Questo comportamento porterà ad una stabilizzazione nello spazio della testa. Tale stabilizzazione sarà progressivamente decrescente rispettivamente se è richiesta una mira visiva, se la mira visiva non è richiesta, se il soggetto è bendato ma gli è richiesto di immaginare una mira visiva, se è semplicemente bendato. Questi risultati evidenziano non solo l'importanza dell'uso del canale visivo, ma anche il ruolo della rappresentazione interna della realtà esterna[4].

Le piattaforme possono anche essere utilizzate per testare le capacità di rappresentazione dello spazio. È possibile tramite piattaforme robotizzate mobilizzare soggetti bendati nello spazio per poi chiedergli di riprodurre il movimento imposto. Se la mobilizzazione è eseguita in senso rotazionale e si chiede ai soggetti di riconoscere l'angolo di rotazione e di riprodurlo scopriremo che per rotazioni fino a  $200^\circ$  non saranno commessi errori, mentre oltre i  $200^\circ$  osserveremo errori nel senso di una sottostima degli angoli. Quando abbiamo ripetuto l'esperimento su soggetti con paralisi cerebrale, abbiamo scoperto che presentavano un errore sistematico verso il lato più colpito. Per precisione tendevano a sovrastimare e over-riprodurre gli angoli di rotazione verso il lato colpito. La malattia ha alterato le capacità motorie e di rappresentazione dello spazio[5,6,7].



**Fig. 3.3** rappresentazione schematica delle oscillazioni della proiezione del centro di massa a terra e dei segmenti corporei in seguito a perturbazioni continue in 3D. A) occhi aperti. B) occhi chiusi.



Nelle prove condotte con sollecitazioni continue in 3D, figura 3.3, lo sbilanciamento indotto è complesso e così le risposte motorie. In questo caso su soggetti sani abbiamo potuto osservare: una maggiore stabilità della testa per le prove ad alta frequenza e prevedibili; una rottura della coordinazione a livello delle pelvi; una maggiore stabilizzazione delle pelvi nelle prove a occhi chiusi. La stabilità dinamica in compiti di bilanciamento complesso richiede l'utilizzo di strategie differenti basate sia sull'informazione disponibile sia sull'esperienza precedente e si configura come una strategia compito dipendente[8].

I test dinamici si sono rivelati utili nello studio delle strategie di bilanciamento utilizzate nel fornire indicazioni terapeutiche e nella valutazione dei risultati ottenuti tramite terapia, sia farmacologica sia riabilitativa.

### **3.4 Riabilitazione**

Le pedane dinamiche hanno offerto nuove opportunità riabilitative consentendo interventi terapeutici in condizioni controllate. La pedana è, inoltre, in grado di fornire informazioni circa i modi di apprendimento dei pazienti. Le prove condotte su soggetti in età pediatrica e su adulti hanno evidenziato che l'allenamento su pedane dinamiche è in grado di migliorare le capacità di bilanciamento e la stabilità durante il cammino in seguito ad allenamenti condotti con perturbazioni ripetute o continuate in condizioni di prevedibilità. È stato inoltre dimostrato che in condizioni di attenzione divisa, l'allenamento è più efficace. La frequenza delle oscillazioni è un elemento capace di realizzare condizioni allenanti poiché induce alterazioni delle forze che vincolano e agiscono sui segmenti corporei e sull'intera catena cinematica. L'informazione visiva, vestibolare e relativa alla pressione sotto i piedi, influenza la capacità di controllo in ordine decrescente e pertanto la sua manipolazione può essere utilizzata per adattare l'esercitazione al grado di abilità propria del singolo paziente. Ciò che emerge da tutti i lavori su gruppi di pazienti è l'ampia dispersione dei dati, ciò implica

differenti abilità e la necessità di piani di trattamento personalizzati che dovrebbero essere confezionati adattando le regole generali sopra descritte al singolo caso.

### 3.5 Bibliografia

1. Greenstein B, Greenstein A, Color Atlas of Neuroscience, Thieme, Stuttgart, New York, 2000.
2. Anne Shumway-Cook, Marjorie H. Woollacott. Motor Control, Fourth Edition, North American Edition, US, 2011.
3. Prieto TE, , Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, and Myklebust BM, “Measures of Postural Steadiness: Differences Between Healthy Young and Elderly Adults”, IEEE Transactions On Biomedical Engineering, 1996, 43; 9: 956-966.
4. Cappa P, Patané F, Rossi S, Petrarca M, Castelli E, Berthoz A. Effect of changing visual condition and frequency of horizontal oscillations on postural balance of standing healthy subjects. Gait Posture. 2008 Nov;28(4):615-26.
5. Zanelli G, Petrarca M, Cappa P, Castelli E, Berthoz A. Reorientation ability of adults and healthy children submitted to whole body horizontal rotations. Cogn Process. 2009 Sep;10 Suppl 2:S346-50.
6. Zanelli G, Cappa P, Petrarca M, Berthoz A. Vestibular and proprioceptive estimation of imposed rotation and spatial updating in standing subjects. Gait Posture. 2011 Apr;33(4):582-7.
7. Petrarca M, Cappa P, Zanelli G, Armando M, Castelli E, Berthoz A, “Spatial reorientation ability in children with cerebral palsy” Submitted.
8. Amori V, Petrarca M, Patané F, Castelli E, Cappa P, “Upper body balance control during continuous 3d spherical perturbations of the support base in healthy adults” Submitted.

# **CAPITOLO 4 Piattaforma a tre gradi di libertà RotoBiT<sup>3D</sup>**

## **4.1 Introduzione**

In questo capitolo verrà descritta la piattaforma RotoBiT<sup>3D</sup> realizzata in collaborazione tra l'Ospedale Bambino Gesù e il Dipartimento di Meccanica ed Aeronautica dell'Università "Sapienza" di Roma. Il progetto della piattaforma nasce dall'esperienza riabilitativa maturata in seguito all'introduzione ed uso di pedane dinamiche od instabili nella programmazione delle esercitazioni riabilitative. L'uso delle pedane o di superfici instabili in riabilitazione è comune a quasi tutti gli approcci riabilitativi con proposte di uso a volte differenziate. Ma l'argomento che ha avviato un approccio scientifico al problema viene da alcuni esperimenti condotti da Nashner [1]. A questo autore non va unicamente il merito di aver studiato le condizioni di equilibrio ed aver realizzato un apparecchiatura idonea alla loro valutazione (Equitest)[2], ma va anche il merito meno conosciuto di aver posto l'accento sulla modificabilità delle condizioni di equilibrio in seguito a perturbazioni ripetute in contesti differenti. Egli dimostrò infatti che anche i riflessi da stiramento del tricipite surale si adattano al contesto nel quale vengono sollecitati[3]. Nello specifico se un soggetto è posto su una pedana che è improvvisamente accelerata all'indietro (effetto frenata sull'autobus) il tricipite surale, muscolo posteriore della gamba a ponte dell'articolazione di caviglia, viene allungato bruscamente per effetto della rotazione della caviglia dovuto all'effetto inerziale del corpo che tende a restare fermo nonostante la pedana si muova verso dietro. In questa condizione per evitare la caduta è necessaria l'applicazione di una forza che si opponga alla rotazione della caviglia che può essere fornita giustappunto da una energica contrazione del tricipite stesso. Al mantenimento dell'equilibrio è quindi congeniale un aumento del guadagno sul riflesso spinale che evoca la contrazione

del tricipite come conseguenza di un suo stiramento. Sottoponendo uno stesso soggetto a stimolazioni ripetute Nashner ha effettivamente osservato un progressivo aumento dell'intensità di attivazione muscolare e un'anticipazione temporale della contrazione, ovvero un aumento del guadagno in intensità e rapidità del riflesso da stiramento, che si stabilizzava dopo la terza somministrazione dello stimolo. Diversamente se la pedana è sollevata solo dal lato anteriore, quello che si ottiene è un sollevamento delle punte dei piedi che provoca ancora una rotazione dell'articolazione della caviglia esattamente nella stessa direzione. In questo caso la liberazione del guadagno sul riflesso da stiramento del tricipite provocherebbe sempre una spinta sulla punta dei piedi che favorirebbe la rotazione di tutto il corpo all'indietro. Ciò equivale a dire che in questo contesto per non perdere l'equilibrio è necessario inibire il riflesso da stiramento per favorire un rilasciamento del muscolo in modo che l'articolazione sia libera di ruotare in assenza di coppie articolari. In effetti ciò che in questo caso è osservabile è una riduzione della contrazione muscolare e un aumento del tempo di risposta del riflesso, che ancora si stabilizza nel tempo di tre sollecitazioni ripetute, ossia viene posto come nullo il guadagno sul riflesso da stiramento. Da queste osservazioni nasce l'interesse riabilitativo perché esse aprono la possibilità di poter allenare l'equilibrio in piedi modificando i meccanismi di controllo dell'attività motoria dell'arto inferiore variando il solo contesto. Queste osservazioni hanno aperto la strada allo sviluppo di numerose pedane instabili la cui introduzione in ambito riabilitativo è stata associata con lo svolgimento di differenti compiti in numerosi contesti allo scopo di valutare e trattare le abilità sensori-motorie [4,5,6,7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19]. Sebbene sia emersa una evidenza clinica relativamente al miglioramento delle abilità di controllo motorio durante l'equilibrio e la marcia tale evidenza è difficilmente comunicabile ed esportabile perché legata a condizioni molto differenti le une con le altre. La raccolta di evidenze scientifiche è resa ancora più complessa dalla forte varianza dei comportamenti e delle abilità in condizioni patologiche. Al fine di correlare i risultati

delle esercitazioni con il tipo di esercizio effettuato si è reso necessario produrre protocolli idonei alla separazione delle variabili introdotte durante l'esercitazione al fine di individuare le variabili essenziali e le relative correlazioni tra di esse al fine di ottimizzare la scelta terapeutica. Ammesso di avere informazioni sufficienti relativamente a tutti i contesti di esercitazione e di avere un campione piuttosto ampio della popolazione nelle varie condizioni patologiche si potrebbe pensare di sottoporre il database raccolto ad analisi statistica indirizzata alla riduzione ed alla correlazione tra le sole variabili essenziali a descriverli. Sfortunatamente tale database non è disponibile ed è praticamente impossibile raccoglierlo. È possibile altresì raccogliere informazioni controllate su piccoli gruppi di pazienti. Il procedimento a questo punto necessita di isolare un numero ristretto di variabili e di ipotizzarne una loro correlazione da sottoporre a test di validazione. Ovvero dobbiamo operare una riduzione delle variabili osservate e dosare la terapia, ovvero ridurre le variabili dell'esercitazione stessa. Se poi l'ipotesi di cambiamento, di comportamento motorio si basa su presupposti di interazione dinamica tra il soggetto e il compito allora dobbiamo essere sicuri di avere effettivamente posto sotto controllo tale interazione. Ed ecco che qui l'opportunità di utilizzo dello strumento robotico diviene una scelta elettiva in quanto il robot diviene strumento per dosare alcune caratteristiche dell'interazione tra soggetto e compito ed al tempo stesso ci permette di misurare tramite sensori opportunamente progettati le variabili selezionate durante la formulazione dell'ipotesi scientifica. Bisogna in questo contesto non dimenticare che si opera all'interno di un processo di forte riduzione dell'osservazione e pertanto i risultati sono difficilmente generalizzabili, ma contemporaneamente è necessario mantenere almeno da un punto di vista teorico la coerenza dell'insieme intorno ad un ipotesi più generale. La perdita di attenzione relativamente alla prima avvertenza conduce inesorabilmente a generalizzazioni inappropriate fonte unicamente di nuovi pregiudizi palesi; la perdita di attenzione sulla seconda avvertenza conduce ad una frammentazione delle nuove

conoscenze che conduce a nuovi pregiudizi inconsci. Da qui l'esigenza di un ipotesi d'insieme nella quale i singoli esperimenti fungono da test di un contesto più generale. Riassumendo ci avviamo verso un processo di riduzione dell'osservazione finalizzata alla falsificazione di un ipotesi generale attraverso un insieme di test controllati.

## **4.2 Dal disegno riabilitativo a quello robotico**

In modo più specifico la nostra ipotesi prevede che il controllo dell'equilibrio emerga dall'interazione del soggetto con il compito. Tale interazione comporta l'accoppiamento di variabili geometriche (forma del corpo e del robot), variabili meccaniche (vincoli meccanici delle articolazioni corporee, dei muscoli e dei tessuti molli e vincoli meccanici del robot e degli attuatori), e variabili informative (flusso di informazioni tra soggetto e robot mediate dallo stato di attivazione o sensibilità dei recettori corporei o dei sensori robotici). Il SNC svolge la funzione di mediatore di questa relazione assemblando, durante l'esposizione esperienziale a differenti contesti di bilanciamento in condizioni ripetute, strutture coordinative dinamiche assimilabili ad attrattori strani, ovvero a strutture complesse che consentono una stabilità locale del sistema in condizioni di disequilibrio caratterizzato da funzioni di ciclo limite. Le variabili essenziali di controllo della stabilità posturale variano tra loro entro alcuni limiti che caratterizzano la condizione di stabilità locale. Differenti condizioni dinamiche avranno bisogno di strutturare differenti attrattori, ovvero di strutture coordinative dinamiche con una loro stabilità locale. Tutto ciò perché, se è possibile seguire l'evoluzione dinamica del corpo umano, utilizzando modelli dei segmenti corporei e articolazioni applicando a queste ultime coppie di forze, non è invece possibile l'inverso ovvero scrivere una funzione che preveda tutte le possibili evoluzioni dinamiche stabili del sistema stesso. Il SNC che ha necessità di anticipare gli eventi per poterli controllare, come già discusso, deve quindi utilizzare meccanismi di controllo appresi sulla base di una anticipazione simulata degli eventi

che non può quindi essere modellizzata nella generalità di tutte le configurazioni stabili del sistema, ma che avrà una valenza solo locale. In altri termini il SNC è in grado di costruire all'interno della rete neurale modelli e regole di invarianza delle variabili dinamiche specifiche del compito in differenti contesti, quelli oggetto di esercitazione, con una capacità di generalizzazione unicamente locale.

L'interfaccia di eccellenza tra corpo ed ambiente in stazione eretta è la superficie di appoggio ed è su questa interfaccia che avviene lo scambio legato alle caratteristiche di geometria, meccanica e informazione. La progettazione della pedana doveva pertanto rispondere al più grande numero possibile dei requisiti necessari a realizzare il più ampio intervallo di modulazione degli elementi di scambio tra corpo ed ambiente, ovvero consentire il massimo di accoppiamento tra configurazioni geometriche, meccaniche ed informazionali tra corpo e ambiente in stazione eretta. Come precedentemente descritto la stazione eretta è mantenuta da strategie di caviglia, anca, tronco ed arti superiori con una tendenza a minimizzare le oscillazioni del capo. Tali strategie sono in condizioni normali prevalentemente di caviglia ed anca per rotazioni sul piano sagittale, di anca ed arti superiori per rotazioni sul piano medio-laterale, di anca, lombi e arto superiore per rotazioni sul piano trasverso. Nel caso di perturbazioni così ampie da compromettere il mantenimento dell'equilibrio la strategia è di tutto il corpo con un pivot su un unico arto inferiore e slancio di tutti i segmenti corporei nel tentativo di creare una coppia che spinga il centro di massa verso una nuova possibile base di appoggio. Una prima esigenza al fine di sollecitare ed addestrare queste condizioni è dunque quella di progettare una superficie in grado di ruotare intorno ai tre assi pitch, roll, and yaw.

Durante la stazione eretta e durante il cammino le perturbazioni a cui siamo sottoposti o sottoponiamo più o meno volontariamente il nostro corpo avvengono dunque lungo tutti e tre gli assi prima menzionati quindi su piani compositi. Questo presuppone che gli atteggiamenti corporei sono asimmetrici, ma per quanto riguarda gli

arti inferiori l'asimmetria risponde a principi di reciprocità. Ad esempio durante il cammino mentre un arto è di supporto l'altro è in oscillazione e viceversa. Una pedana che ruoti intorno all'asse di pitch e roll è in grado di indurre, se i due piedi sono equi distanziati dal centro di rotazione yaw, movimenti reciproci degli arti inferiori simili a quelli prodotti durante la marcia.

È noto che i muscoli non agiscono in asse con le articolazioni e tendono a indurre sulle articolazioni a 3 gdl movimenti composti o 'spirali'. Nel particolare della deambulazione o di un movimento di flesso-estensione dell'arto inferiore si può osservare, anche per effetto dell'azione di questi muscoli, un movimento di rotazione interna dell'anca durante l'estensione e di rotazione esterna durante la flessione dell'arto inferiore. Per maggiore precisione durante la marcia si osserva: un movimento di relativa intra ed extra rotazione dell'anca dovuta anche alla rotazione del bacino che in appoggio ruota portando in avanti l'arto contro laterale e realizzando una relativa intra rotazione; mentre in oscillazione, dato che l'articolazione dell'anca è un giunto sferico, l'arto inferiore tende a mantenere il suo piano di oscillazione mentre il bacino avanza ruotando sull'arto in appoggio e realizzando una relativa extrarotazione. Ebbene una pedana capace di ruotare in fase od in opposizione di fase lungo l'asse yaw, mentre sono in corso rotazioni di roll e pitch come prima indicato può permettere la simulazione di questi pattern o la loro modulazione fino ad evocare comportamenti completamente in opposizione di fase rispetto a quelli fisiologici.

Gli sbilanciamenti della vita quotidiana sono inoltre fondamentalmente di due tipi: autoindotti o indotti dall'esterno. Qualsiasi movimento compiuto dal soggetto crea sbilanciamenti autoindotti che vanno compensati in modo anticipato per le caratteristiche del controllo motorio che è necessariamente anticipatorio o predittivo. Lo steso movimento o cammino su un terreno naturale e su diverse pavimentazioni produce cedevolezze della base di appoggio o possibili slittamenti sulla superficie, anche queste possibili perturbazioni vanno anticipate. Ricostruire tutte



queste condizioni su un'unica pedana è particolarmente costoso in termini di gdl e di meccanismi di controllo, ma è possibile pensare ad una pedana che consenta cedevolezza o movimenti controllati nelle varie direzioni in modo da poter combinare tra loro quante più condizioni di sbilanciamento autoindotto od indotto dall'esterno in quanti più compiti e contesti possibili. In tal modo è possibile selezionare configurazioni cinematiche atte ad addestrare sia in modo globale l'equilibrio di tutto l'organismo, ma anche in modo selettivo singoli giunti articolari. Componendo movimenti della piattaforma con specifiche richieste di esecuzione di un compito sarà possibile evocare maggiormente il controllo del capo in compiti di inseguimento di mire visive, o della spalla in compiti di indicazione, o del gomito in compiti di raggiungimento dell'oggetto, per citare alcuni esempi che non necessariamente coinvolgono unicamente la rieducazione dell'arto inferiore.

L'esecuzione di compiti complessi come il mantenimento dell'equilibrio nelle attività di vita quotidiana comporta come precedentemente illustrato la selezione anche questa anticipata delle informazioni critiche relativamente al compito da svolgere. L'organismo vincola il successo dell'azione ad alcuni controlli di stato del sistema eseguiti in modo continuativo e non continuo su alcune variabili considerate critiche proprio per il mantenimento dell'equilibrio. Si prenda ad esempio la ballerina che compie piroette su se stessa, osserverete che essa accelera la rotazione della testa rispetto al corpo ed esegue un brevissimo arresto ad ogni giro per poi ri-accelerare mentre il corpo continua a girare a velocità pressoché costante. La ritmica accelerazione produce un pattern ritmico di attività nei canali semicircolari che diviene grilletto di attivazione temporale per il sistema, inoltre l'arresto ritmico ad ogni giro permette un istante di arresto del flusso di traslazione laterale del flusso ottico, ovvero un istantanea di un particolare punto di vista che permette attraverso l'analisi di eventuali piccole traslazioni laterali di individuare accelerazioni o ritardi che consentono la calibrazione delle eventuali derive inerziali degli organi vestibolari. Il controllo della

pedana dovrà perciò essere tale da favorire l'associazione delle perturbazioni alla selezione delle informazioni critiche, scegliendo di volta in volta il canale sensoriale più idoneo soprattutto in relazione alle condizioni patologiche che nei bambini sempre si associano a espressioni di di-percezione.

La piattaforma dovrà inoltre essere controllata in modo da esprimersi in una modalità consona al 'linguaggio motorio' di interazione tra SNC e ambiente esterno. Il SNC nell'esecuzione di un compito motorio tende all'ottimizzazione, ma non dell'energia generale necessaria al compito, anche di questa, ma soprattutto all'ottimizzazione del risultato dell'azione in termini di vantaggio biologico. L'espressione più alta del concetto di sopravvivenza della specie e dell'individuo è legata alla capacità di massimizzare ed ottimizzare i risultati biologici. Tra i primi annoveriamo l'appagamento dei bisogni primari, ad esempio procurarsi il cibo. Per tradurre questo concetto in termini motori è utile ricordare che i bambini con paralisi cerebrale che camminano sulle punte consumano meno energia dei loro coetanei normalmente sviluppati che camminano con un meccanismo di rotolamento di tutta la pianta del piede al suolo dal tallone alla punta. Allora se il consumo energetico è ridotto come mai non camminiamo tutti sulle punte? La risposta è che il cammino sulle punte è meno idoneo in termini adattivi alle differenti configurazioni del terreno rispetto al rotolamento del piede che offre maggiori possibilità di adattamento alla superficie del terreno ed alle sue asperità. Il vantaggio è quindi biologico e di tipo adattivo. La pedana dovrà quindi comprendere modalità di esercitazione che 'facilitino' l'evocazione di comportamenti motori correlati ad espressioni di accresciuta adattività all'ambiente ed evitare categoricamente di fornire modalità interattive che favoriscano al soggetto la soluzione del problema perché tali modalità non solo non produrranno modificazioni nel senso sperato ma favoriranno comportamenti che congelano il processo di ricerca di soluzioni alternative.

Un altro aspetto legato alla massimizzazione del risultato biologico dell'azione è legato alla motivazione, ovvero all'emozione correlata con ogni gesto. Il nostro movimento è dunque legato alla soddisfazione dei bisogni, ciò ci procura emozione che quando arriva alla consapevolezza diviene sentimento. Il nostro agire è dunque un continuo tentativo di manipolazione della realtà finalizzato al raggiungimento di obiettivi legati alla nostra sfera emotiva. L'emozione e i sentimenti divengono uno dei nodi fondamentali nel processo di presa di decisione che ovviamente coinvolge anche altre sfere, tra cui quella del linguaggio che utilizziamo per ordinare e controllare i processi razionali consapevoli. Nel bambino la sfera dei bisogni e delle emozioni controlla quella delle motivazioni all'azione ed è pertanto uno degli 'organizzatori' del sistema in maturazione. Il controllo della pedana dovrà permettere di associare emozioni e motivazioni ai compiti motori che dovrebbero favorire l'accrescimento della sfera di interazione con l'ambiente.

Il 'linguaggio motorio' più familiare al SNC è quello espresso dai muscoli, i motori del nostro organismo. I muscoli abbiamo già discusso tendono a comportarsi come delle molle, ovvero ogni posizione del nostro corpo ogni movimento è dato dalla risultante elastica somma delle forze elastiche esercitate dalla cuffia dei muscoli che attraversano ricoprendola l'articolazione. Questa modalità non permette un controllo accurato sulla posizione, ma offre indubbi vantaggi alla correzione delle perturbazioni all'azione. L'interazione con forze esterne elastiche offre numerosi vantaggi. Innanzitutto ci troviamo di fronte ad una condizione di linguaggio comune, ovvero è possibile che i due sistemi oscillino elasticamente tra condizioni diverse di fase. Questa condizione crea un contesto nel quale è richiesta una continua attenzione per aggiustare il controllo finalizzato al raggiungimento del fine dell'azione. Inoltre, se l'azione è stabilita in condizioni di disequilibrio, l'azione elastica esterna può divenire se ben dosata catalizzatore per la ricerca di nuove stabilità ovvero riorganizzatore delle strutture coordinative dinamiche proprie dei singoli compiti. La pedana dovrà essere quindi dotata di un controllo

in forza elastica, flessibile al compito ed alle abilità del soggetto. In tal modo può svolgere la funzione di facilitatore all'estrazione delle regole di invarianza dinamica utili alla organizzazione dell'attrattore strano, ovvero della struttura coordinativa dinamica locale legata al compito.

### 4.3 Il disegno meccanico

Questi concetti schematizzati per necessità di brevità, non costituendo il tema centrale di questa tesi, hanno portato al disegno della pedana meccanica, Figura 4.1, che è divenuta modello per la realizzazione di RotoBiT<sup>3D</sup>.



La pedana meccanica in questione è stata realizzata in modo da oscillare nei tre piani menzionati ruotando alla sommità di un asse verticale mediante un giunto sferico. La pedana è mantenuta in posizione orizzontale da quattro molle ancorate da un'estremità all'asse centrale e all'altra estremità alla metà inferiore del piatto della pedana. Quindi la pedana è sospesa in equilibrio dalla tensione delle molle collocate sotto di essa, è quindi controllata in punto di equilibrio, ovvero se sollecitata in una direzione torna alla sua posizione orizzontale, è un sistema assimilabile ad un attrattore. Per modificarne le caratteristiche di risposta dinamica è necessario cambiare il pacchetto delle molle. Tali molle consentono la realizzazione di quell'interfaccia dinamica che dovrebbe favorire l'apprendimento definito come processo di costruzione di attrattori tramite estrazione delle regole locali di invarianza. È possibile in tal modo favorire anche il processo di sintonia tra strutture dinamiche oscillanti, corpo umano e pedana. Il piatto della pedana è sferico per

favorire le rotazioni senza che angoli vivi possano costituire impedimento o motivo di urto e danno sia al paziente che all'operatore. La questione più delicata è il sistema di controllo che dovrebbe tenere conto delle interazioni dinamiche tra tutte le variabili elencate, ovvero considerare tutte le possibili relazioni in funzione del risultato che si vuole ottenere ed anche delle nuove condizioni inattese all'inizio dell'esercitazione stessa. In altri termini un sistema di controllo particolarmente esperto, ovvero che ha a disposizione un vasto repertorio di interazioni dinamiche, e aperto, ovvero capace di adattamenti e strategie innovative in risposta a situazioni nuove ed inattese. Il sistema in questione è un fisioterapista e si interfaccia con la pedana, nella condizione più comune, in posizione seduta su una sedia a bordo pedana con i piedi sulla pedana stessa. I piedi diventano sensori che rilevano inclinazioni e momenti di forza applicati dal soggetto sulla pedana stessa e possono essere utilizzati come motori che interferiscono ancora elasticamente con il sistema ma che possono ottimizzare le risposte dinamiche della pedana al compito ed alle finalità dell'esercitazione tenendo sotto controllo le variabili precedentemente elencate e sperimentando soluzioni e proposte alternative alle situazioni inattese.

## **4.4 La piattaforma RotoBiT<sup>3D</sup>**

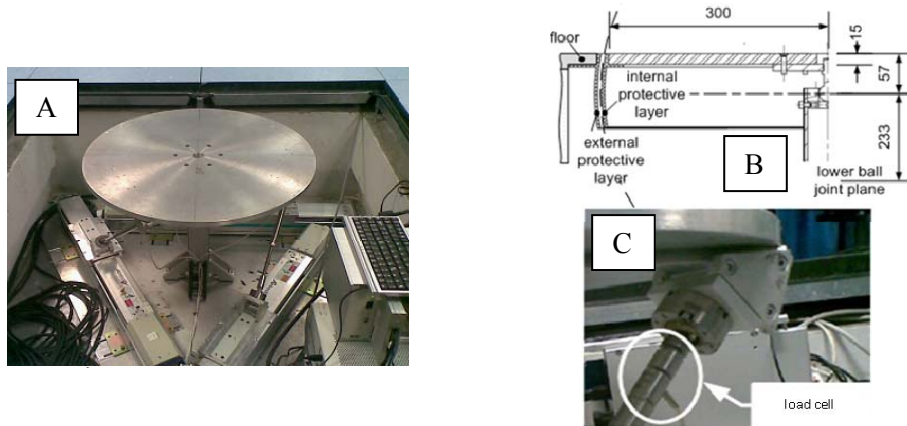
### **4.4.1 Introduzione**

La piattaforma robotizzata dunque in termini di controllo e di compiti e contesti riabilitativi presenta delle limitazioni rispetto al modello meccanico da cui deriva, in quanto non permette la ricchezza di risposte ed adattamenti interattivi dinamici che la terapia richiede. I vantaggi che ho già menzionato sono relativi alla possibilità di avere sotto controllo l'insieme ridotto di variabili selezionate. L'altro aspetto sul quale volevo soffermare l'attenzione è che quando con Fabrizio Patanè, ingegnere, ricercatore associato della Sapienza, abbiamo valutato le possibilità alternative di configurazione della

pedana siamo giunti alla conclusione che essa rappresentava già uno stato ottimo di configurazione, di conseguenza la pedana robotizzata, realizzata e descritta di seguito, presenta unicamente degli adattamenti alle caratteristiche degli attuatori e qualche ottimizzazione come la riduzione dalle 4 molle a tre attuatori, essendo il 4° motore ridondante e, in un robot parallelo, motivo unicamente di possibile ulteriore limitazione del campo di azione cinematico[20,21,22,23,24]. La piattaforma è rimasta quindi di forma circolare del diametro di 60 cm. La forma circolare è stata conservata in quanto oltre al vantaggio di offrire maggiori garanzie di sicurezza, essendo priva di spigoli vivi, essa si prestava ad essere posizionata a livello del pavimento permettendo di essere utilizzata sia in test di stabilometria che di perturbazioni del cammino. La piattaforma è, infatti, posizionata all'interno di un incasso a misura realizzato nel solaio del Laboratorio di Analisi del Movimento e Robotica di Palidoro in linea con un percorso di cammino che si continua con due piattaforme di forza. Questa collocazione la rende ottima anche per realizzare contesti dinamici di interazione durante il cammino. Patanè ha quindi provveduto a disegnare e realizzare il prototipo attivo nel laboratorio ed a realizzare il meccanismo di controllo in posizione ed in forza utile a replicare le condizioni di apprendimento motorio illustrate.

Le quattro molle sono state sostituite da tre motori lineari. La piattaforma circolare è appoggiata al centro su un asse verticale con il quale si articola per mezzo di un giunto sferico che permette quindi le rotazioni sui piani di pitch, roll e yaw. I movimenti della piattaforma e il meccanismo di controllo sono realizzati mediante tre motori lineari e tre sensori di forza. I tre motori lineari sono connessi alla piattaforma da tre assi che si articolano con giunti sferici sia alla piattaforma che all'attuatore. I sensori di forza sono coassiali agli assi e montati sotto i giunti sferici superiori, quindi subito sotto il piatto della piattaforma. Essi consentono il rilevamento delle forze e dei momenti applicati al piatto della piattaforma e permettono il controllo in forza della piattaforma realizzato simulando il comportamento di

una molla smorzata della quale è possibile regolare la costante elastica e lo smorzamento.



**Fig. 4.2: Piattaforma dinamica RotoBiT<sup>3D</sup>, (A) foto del dispositivo, (B) sezione verticale quotata e (C) particolare di una delle tre celle di carico uni assiali.**

Il dispositivo descritto, figura 4.2, è dunque un robot parallelo a moto sferico con 3 gradi di libertà [7]. La macchina consente di effettuare movimenti puramente rotazionali

secondo tutti i tre gli assi di roll pitch e yaw (area di lavoro pari a circa  $\pm 10^\circ$  per ogni asse). Il robot può essere controllato in posizione, in velocità, e, mediante *feedback* delle celle di carico, anche in impedenza. Le celle di carico uni-assiali sono montate sui tre bracci mobili del cinematismo e permettono di calcolare il momento applicato dal soggetto in equilibrio sulla base superiore mobile del robot stesso.

#### 4.4.1 Controllo della posizione

La cinematica inversa è di rapida soluzione, osservando il loop vettoriale di Figura 4.3, deve risultare:

$$\mathbf{d}_i = \mathbf{P}_{bi} - \mathbf{P}_{mi0} = \mathbf{a}_i + \mathbf{u}_{mi} l_i$$

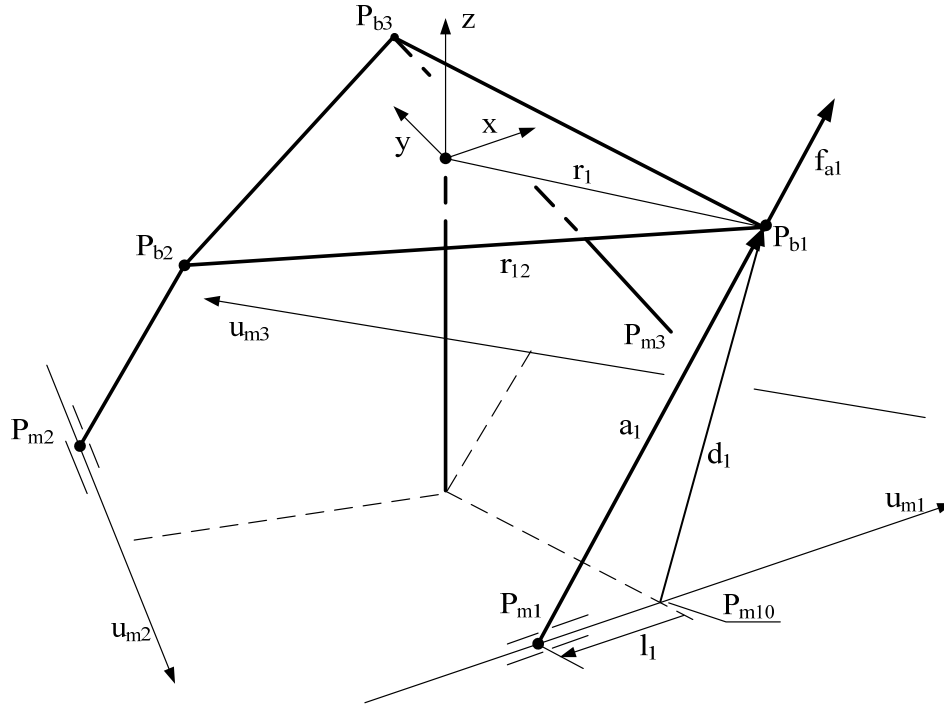
*Eq. 1*

con:

$l_i$ : spostamento dell'*i*-esimo motore lineare

$\mathbf{P}_b$ : posizione del centro del giunto sferico superiore;

$\mathbf{P}_m$  : posizione iniziale del centro del giunto sferico inferiore;  
 $a$ : lunghezza del braccio;  
 $\mathbf{u}_m$  : versore rappresentante la direzione di moto dell'i-esimo motore lineare.



**Fig. 4.3: schema cinematico.**

La precedente equazione può essere riscritta tenendo conto dei moduli:

$$a_i^2 = \left| \mathbf{P}_{bi} - (\mathbf{u}_{mi} l_i + \mathbf{P}_{mi0}) \right|^2 \quad \text{Eq. 2}$$

Da cui si deduce:

$$l_i = -|\mathbf{u}_{mi} \cdot \mathbf{d}_i| \pm \sqrt{a_i^2 - |\mathbf{d}_i|^2 + (\mathbf{u}_{mi} \cdot \mathbf{d}_i)^2} \quad \text{Eq. 3}$$

La cinematica diretta non ha invece una soluzione in forma chiusa, pertanto il problema è affrontato numericamente con approccio Newton Raphson. Maggiori dettagli sia sulla cinematica diretta che inversa del dispositivo RotoBiT<sup>3D</sup> sono stati descritti da Patané e Cappa [25].



#### 4.4.2 Momenti e CoP

Poiché i trasduttori di forza sono montati sui bracci mobili è necessario calcolare il loro Jacobiano  $\mathbf{J}_a$ . Si osserva che la quota parte di coppia  $\mathbf{m}_{ai}$  sulla piattaforma trasmessa da ogni braccio è data dalla forza applicata  $f_{ai}$  lungo i bracci stessi:

$$\mathbf{m}_{ai} = \mathbf{P}_{bi} \times \mathbf{u}_{ai} f_{ai} = \left( \mathbf{J}_a^{-T} \right)_i f_{ai} \quad \text{Eq. 4}$$

dove:

$$\left( \mathbf{J}_a^{-T} \right)_i = \mathbf{S}(\mathbf{P}_{bi}) \mathbf{u}_{ai} \quad \text{Eq. 5}$$

è l'i-esima colonna dello Jacobiano inverso trasposto dei bracci.

Il momento totale  $\mathbf{M}$  può essere calcolato allora come somma dei tre momenti generati dai tre rispettivi bracci mobili:

$$\begin{aligned} \mathbf{M} &= \begin{bmatrix} m_x \\ m_y \\ m_z \end{bmatrix} = [\mathbf{m}_{a1} + \mathbf{m}_{a2} + \mathbf{m}_{a3}] = \\ &= \left[ \left( \mathbf{J}_a^{-T} \right)_1 \quad \left( \mathbf{J}_a^{-T} \right)_2 \quad \left( \mathbf{J}_a^{-T} \right)_3 \right] \mathbf{F}_a = \\ &= \mathbf{J}_a^{-T} \begin{bmatrix} f_{a1} \\ f_{a2} \\ f_{a3} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad \text{Eq. 6}$$

Per calcolare il centro di pressione sul piano  $xy$  di un sistema di riferimento  $SR_{rb}$ , occorre disporre della misura di momento  ${}^{rb}\mathbf{M}$  e di forza  ${}^{rb}\mathbf{F}$  applicate sul tale sistema di riferimento ed espresse in quest'ultimo.

Il centro di pressione  ${}^{rb}\mathbf{CoP}$  è un punto avente coordinate:

$${}^{rb}\mathbf{CoP} = \begin{bmatrix} {}^{rb}M_y / {}^{rb}F_z \\ - {}^{rb}M_x / {}^{rb}F_z \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 7}$$

Nel nostro caso il robot non misura la forza agente sulla superficie della propria base mobile, pertanto non si può calcolare direttamente il CoP; sarebbe necessario a tal fine utilizzare un

trasduttore esterno, una piattaforma di forza o una matrice di pressione per ottenere tale grandezza. Come procedura alternativa è però possibile ipotizzare per  ${}^{rb}\mathbf{F}$  la seguente condizione:

$${}^{rb}\mathbf{F} = {}^{rb}\mathbf{R} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -mg \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 8}$$

con  $m$  massa del soggetto, ammettendo pertanto un errore nella stima del CoP dovuto al fatto che (1) si stanno trascurando le componenti orizzontali di forza sviluppate dal soggetto e (2) si sta ipotizzando costante la componente verticale. Considerando che nel nostro caso abbiamo a che fare con posizioni di equilibrio statico che hanno oscillazioni del CoP di escursione massima di 50 mm e con frequenze intorno ai 0.1 hz, l'approssimazione può essere considerata accettabile.

Si vuole pertanto stimare l'errore nella valutazione del centro di pressione qualora nel calcolo si utilizzino come informazioni: (1) per il momento applicato quello desunto dalle tre celle di carico uni-assiali, e (2) per la forza applicata quella calcolata dall' Eq. 8, ovvero un valore costante pari al peso del soggetto in equilibrio sulla base mobile del robot[26].

#### 4.4.3 Controllo della forza

I motori utilizzati non possono essere direttamente guidati quindi non sono in grado di trasferire adeguatamente il momento della piattaforma e non è quindi possibile realizzare direttamente un controllo in forza. È comunque possibile controllare l'impedenza attraverso il controllo della velocità angolare della piattaforma usando come feedback il segnale delle celle di carico. In tali condizioni è possibile ottenere risultati soddisfacenti per bassi valori dinamici della piattaforma, quali sono quelli relativi alle oscillazioni di bilanciamento di soggetti sani o in condizioni patologiche. L'intenzione è quella di simulare una molla 3D con rigidità  $\mathbf{K}$  e posizione di equilibrio  $\gamma_0$ , in parallelo con uno smorzamento 3D con

coefficiente  $\mathbf{C}$ . Il sistema dinamico è soggetto a una coppia  $\mathbf{T}^T \mathbf{M}$ , ovvero la coppia nello spazio Cartesiano progettata in relazione alle componenti Cardaniche.

$$\mathbf{C}\dot{\boldsymbol{\gamma}} + \mathbf{K}(\boldsymbol{\gamma}_0 - \boldsymbol{\gamma}) = \mathbf{T}^T \mathbf{M} \quad \text{Eq. 9}$$

Considerando che il controllo della velocità può essere eseguito a basso livello per mezzo del controller FPGA, si può procedere a realizzare un controllo esterno della velocità addizionale:

$$\dot{\boldsymbol{\gamma}} = \mathbf{C}^{-1}(\mathbf{T}^T \mathbf{M} - \mathbf{M}_0) \quad \text{Eq. 10}$$

Dove  $\mathbf{M}_0$  è il momento target:

$$\mathbf{M}_0 = \mathbf{K}(\boldsymbol{\gamma}_0 - \boldsymbol{\gamma}) \quad \text{Eq. 11}$$

Quindi la velocità è scelta in modo proporzionale alle differenze tra il momento misurato  $\mathbf{T}^T \mathbf{M}$  e la coppia desiderata  $\mathbf{M}_0$ , che è proporzionale alla deviazione angolare, mentre la matrice di smorzamento definisce la proporzionalità tra velocità e coppia. Questo tipo di controllo comprende comunque due limiti di efficacia, ovvero quello introdotto dalle prestazioni della scheda FPGA e quindi relative all'errore tra il bersaglio e la velocità attuale controllato dal ciclo interno, ma principalmente dal ritardo introdotto dal ciclo di controllo esterno.

## 4.5 Bibliografia

1. L. M. Nashner, A. Shumway-Cook, and O. Marin, "Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination," *Experimental Brain Research*, vol. 49, no. 3, pp. 393-409, 1983.

2. B. Schwab, P. Lattmann, R. Heermann et al., "The value of dynamic posturography (Equites((R))) in preparing an expert's report," *Laryngo-Rhino-Otologie*, vol. 83, no. 10, pp. 669-679, 2004.
3. L.M. Nashner, "Adapting reflexes controlling the human posture," *Experimental Brain Research*, 26(1), 59-72, 1976.
4. C. J. Robinson, M. C. Purucker, and L. W. Faulkner, "Design, control, and characterization of a Sliding Linear Investigative Platform for Analyzing Lower Limb Stability (SLIP-FALLS)," *IEEE Trans Rehabil Eng*, vol. 6, no. 3, pp. 334-50, 1998.
5. A. Artuso, A. Garozzo, A. M. Contucci et al., "Role of dynamic posturography (Equitest) in the identification of feigned balance disturbances," *Acta Otorhinolaryngol Ital*, vol. 24, no. 1, pp. 8-12, 2004.
6. J. E. Visser, M. G. Carpenter, H. van der Kooij et al., "The clinical utility of posturography," *Clinical Neurophysiology*, vol. 119, no. 11, pp. 2424-2436, 2008.
7. P. Cappa, and F. Patane, Motorized platform for the therapeutic treatment of patients, Europe, O. P. B. GESU and S. U. d. ROMA, 10-20-2006.
8. Anne Shumway-Cook, Marjorie H. Woollacott. *Motor Control*, Fourth Edition, North American Edition, US, 2011.
9. J. M. Furman, "Role of posturography in the management of vestibular patients," *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, vol. 112, no. 1, pp. 8-15, 1995.
10. S. J. Richerson, S. M. Morstatt, K. K. O'Neal et al., "Effect of lateral perturbations on psychophysical acceleration detection thresholds," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 3, 2006.
11. B. E. Maki, W. E. McIlroy, and S. D. Perry, "Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses," *Journal of Biomechanics*, vol. 29, no. 3, pp. 343-353, Mar, 1996.

12. J. van Doornik, and T. Sinlejaer, "Robotic platform for human gait analysis," *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 9, pp. 1696-1702, Sep, 2007.
13. P. Cappa, F. Patane, S. Rossi et al., "Effect of changing visual condition and frequency of horizontal oscillations on postural balance of standing healthy subjects," *Gait & Posture*, vol. 28, no. 4, pp. 615-626, 2008.
14. R. Jurgens, T. Boss, and W. Becker, "Estimation of self-turning in the dark: comparison between active and passive rotation," *Experimental Brain Research*, vol. 128, no. 4, pp. 491-504, 1999.
15. R. Jurgens, G. Nasios, and W. Becker, "Vestibular, optokinetic, and cognitive contribution to the guidance of passive self-rotation toward instructed targets," *Experimental Brain Research*, vol. 151, no. 1, pp. 90-107, Jul, 2003.
16. G. M. Earhart, E. S. Stevens, J. S. Perlmutter et al., "Perception of active and passive turning in Parkinson disease," *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 21, no. 2, pp. 116-122, Mar-Apr, 2007.
17. C. Ferber-Viart, E. Ionescu, T. Morlet et al., "Balance in healthy individuals assessed with Equitest: Maturation and normative data for children and young adults," *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, vol. 71, no. 7, pp. 1041-1046, 2007.
18. S. P. Broglio, J. J. Sosnoff, K. S. Rosengren et al., "A Comparison of Balance Performance: Computerized Dynamic Posturography and a Random Motion Platform," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 90, no. 1, pp. 145-150, Jan, 2009.
19. E. Ionescu, T. Morlet, P. Froehlich et al., "Vestibular assessment with Balance Quest normative data for children and young adults," *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, vol. 70, no. 8, pp. 1457-1465, 2006.

20. B. Dasgupta, and T. S. Mruthyunjaya, "The Stewart platform manipulator: a review," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 35, no. 1, pp. 15-40, Jan, 2000.
21. G. J. Barton, J. Vanrenterghem, A. Lees et al., "A method for manipulating a movable platform's axes of rotation: A novel use of the CAREN system," *Gait & Posture*, vol. 24, no. 4, pp. 510-514, 2006.
22. A. Lees, J. Vanrenterghem, G. Barton et al., "Kinematic response characteristics of the CAREN moving platform system for use in posture and balance research," *Medical Engineering & Physics*, vol. 29, no. 5, pp. 629-635, 2007.
23. A. Wiegand, M. Hebsacker, and M. Honegger, "Parallele Kinematik und Linearmotoren: Hexaglide - ein neues, hochdynamisches Werkzeugmaschinenkonzept," *Technische Rundschau*, no. 25, 1996.
24. K. S. Arun, T. S. Huang, and S. D. Blostein, "Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. PAMI-9, no. 5, pp. 698-700, 1987.
25. Patanè, F. Cappa, P. A 3-DOF "Parallel Robot With Spherical Motion for the Rehabilitation and Evaluation of Balance Performance", vol. 19: 2, 157-166, 2011.
26. P. Cappa, J. L. Jackson, and F. Patane, "Moment Measurement Accuracy of a Parallel Spherical Robot for Dynamic Posturography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(5), 1198-1208, 2010.

# CAPITOLO 5 Matrice di pressione

## 5.1 Descrizione

Nel presente lavoro abbiamo utilizzato una matrice di pressione commerciale MatScan® (Tekscan, Inc., Boston, MA, USA) il cui disegno schematico è riprodotto in Figura 5.1. La matrice è composta di sensori a tecnologia resistiva disposti su un'area di 435,9 x 368,8 mm<sup>2</sup> lungo 52 colonne per 44 righe per un totale di 2.288 sensori. La risoluzione spaziale è di 1.4 sensori per cm<sup>2</sup>. La frequenza massima di acquisizione dei dati è pari a 440 Hz. Una frequenza più che sufficiente per documentare oscillazioni al massimo di 1 Hz quali quelle massime di un soggetto in posizione eretta.

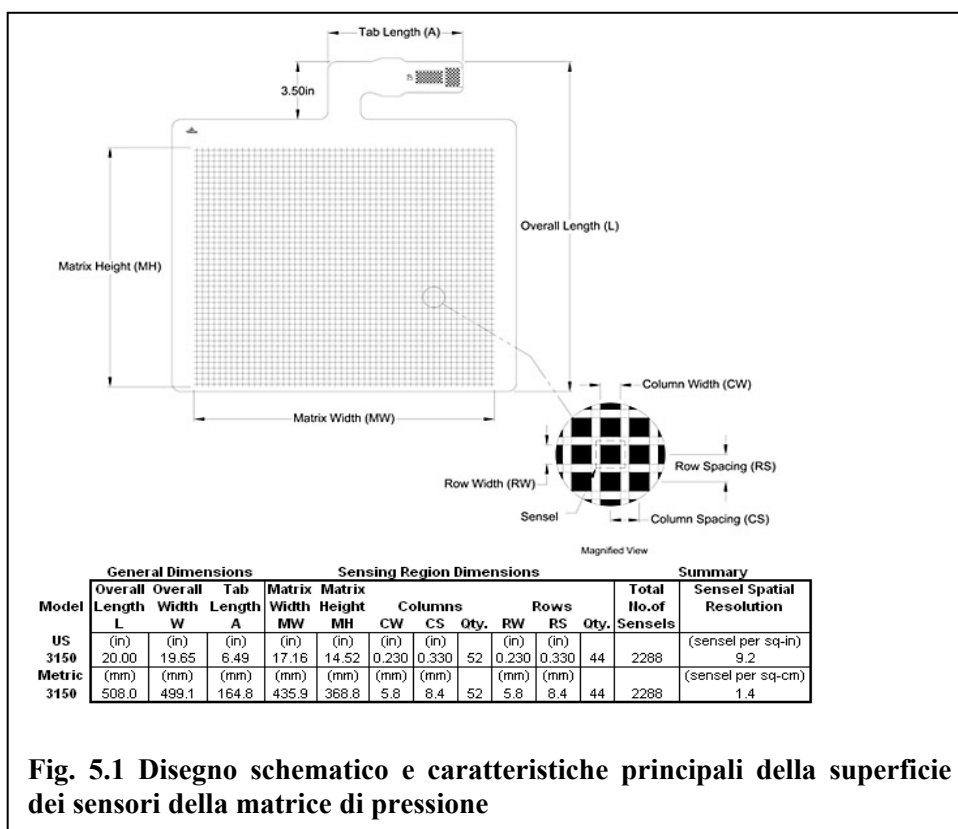


Fig. 5.1 Disegno schematico e caratteristiche principali della superficie dei sensori della matrice di pressione

I dati sono acquisiti tramite lo stesso sistema di controllo della piattaforma RotoBiT<sup>3D</sup> a 100 Hz. Il sistema di controllo ed acquisizione in oggetto è basato sul NI PXI-8108 equipaggiato con

una scheda di acquisizione di 32 canali a 16-bit NI PXI-6295 (National Instruments, Austin, TX USA). Il software LabVIEW™ 8.2.1 (National Instruments, Inc. Austin, TX, USA) installato sul NI PXI-8108 consente il controllo della piattaforma e l'acquisizione sincrona delle forze rilevate dalle tre celle di forza montate sui bracci dei motori e delle pressioni sulla matrice di pressione montata sulla pedana.

In commercio si trovano differenti dispositivi per la posturografia dinamica classificabili in funzione del movimento che impongono al soggetto ovvero al numero di gradi di libertà (gdl). Si possono citare ad esempio l'Equitest (2 gdl) [1], il Pro-Kin (3 gdl) [2], il Rotopod (6 gdl) [3], e il Caren (6 gdl) [4]. Quest'ultimo è il sistema più completo e flessibile, ma sicuramente più costoso e ingombrante. Gli autori della presente memoria hanno realizzato una piattaforma per la posturografia dinamica denominata RotoBit3D (figura 1) la quale permette rotazioni della base di appoggio intorno a tutti e tre gli assi di Cardano (3gdl) [5]. Tale dispositivo è in grado di determinare, durante l'esercizio posturografico, il momento applicato dal soggetto sulla base mobile di supporto e lo spostamento del suo centro di pressione, utilizzando le misure di forza ottenute da tre celle di carico uni-assiali posizionate sui bracci mobili della piattaforma. Obiettivo del presente lavoro è quindi la valutazione in condizioni dinamiche dell'errore nella misura del centro di pressione (CoP) del soggetto, mediante confronto diretto con una matrice di pressione.

In Figura 5.2 un dettaglio del posizionamento della matrice di pressione rispetto alla pedana ripresa durante la fase di installazione.





## 5.2 Misura del CoP

La misura del CoP con matrice di pressione è immediata in quanto tale posizione è individuata dalla media delle posizioni delle celle di carico sollecitate, ponderata con l'intensità della forza peso ad esse applicata. Nel caso di un soggetto in piedi sulla matrice di pressione il CoP si situerà al centro tra i due piedi, ovvero all'interno del poligono di appoggio determinato dalla posizione dei piedi che ne disegnano gli estremi laterali, ma in un'area nella quale non insiste alcuna forza sulla base di appoggio. Nel caso di appoggio monopodico avremo invece il CoP sempre posizionato all'interno della base di appoggio ma sarà impossibile stabilire la relazione con la base del piede a meno di poter misurare e tracciare il perimetro del piede all'interno del sistema di riferimento della pedana. In letteratura sono stati proposti numerosi metodi per associare il CoP alle strutture anatomiche del piede.

La misura del CoP può essere calcolata anche attraverso la misura della forza e del momento applicate dal corpo sulla superficie di appoggio, quindi nel caso della pedana RotoBiT<sup>3D</sup> si può ipotizzare anche un metodo alternativo. Utilizzeremo apici e pedici 'rb' per riferirci ai calcoli riguardanti la pedana robotizzata. Quindi in un'inquadratura generale per calcolare il centro di pressione sul piano xy di un sistema di riferimento SR<sup>rb</sup>, occorre disporre della misura di

momento  ${}^{rb}M$  e di forza  ${}^{rb}F$  applicate su tale sistema di riferimento ed espresse in quest'ultimo.

Il centro di pressione  ${}^{rb}CoP$  è un punto avente coordinate:

$${}^{rb}CoP = \begin{bmatrix} {}^{rb}M_y / {}^{rb}F_z \\ - {}^{rb}M_x / {}^{rb}F_z \\ 0 \end{bmatrix} \quad Eq. 1$$

Nel nostro caso il robot non misura la forza agente sulla superficie della propria base mobile, pertanto non si può calcolare direttamente il CoP; sarebbe necessario a tal fine utilizzare un trasduttore esterno, una piattaforma di forza o una matrice di pressione per ottenere tale grandezza. Come procedura alternativa è però possibile ipotizzare per  ${}^{rb}F$  la seguente condizione:

$${}^{rb}F = {}^{rb}R \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -mg \end{bmatrix} \quad Eq. 2$$

Dove si è indicata con  $m$  la massa del soggetto, ammettendo pertanto un errore nella stima del CoP dovuto al fatto che (1) si stanno trascurando le componenti orizzontali di forza sviluppate dal soggetto e (2) si sta ipotizzando costante la componente verticale.

Si vuole pertanto stimare l'errore nella valutazione del centro di pressione qualora nel calcolo si utilizzino come informazioni: (1) per il momento applicato quello desunto dalle tre celle di carico uni-assiali, e (2) per la forza applicata quella calcolata dall' Eq. 2, ovvero un valore costante pari al peso del soggetto in equilibrio sulla base mobile del robot [6].

Diversamente utilizzando una piattaforma di forza a sei componenti (AMTI-OR6), con un area sensibile di  $508 \times 464 \text{ mm}^2$  e fondo scala di 4450 N per  $F_z$ , 2225 N per  $F_x$ ,  $F_y$ , 600 Nm per  $M_x$ ,  $M_y$ , 1100 Nm per  $M_z$ , è possibile misurare direttamente il momento  $M$  e la forza  $F$  e quindi calcolare il CoP tramite l'Eq. 1.

Si è quindi deciso di procedere a prove di misura e stima comparate del CoP utilizzando tutti e tre i metodi in condizioni statiche e dinamiche come descritto nei paragrafi successivi finalizzate soprattutto al confronto tra le misure del centro di pressione condotte con la piattaforma RotoBiT<sup>3D</sup> e la matrice di pressione.

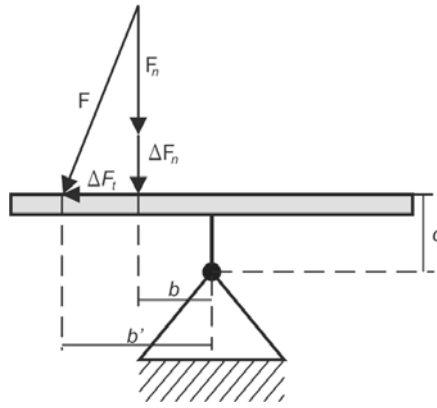
## **5.3 Misure comparate**

### **5.3.1 Comparazione in condizioni statiche**

Si è deciso di valutare l'incertezza nella misura del CoP in condizioni statiche, ossia con la piattaforma RotoBiT<sup>3D</sup> orizzontale ed immobile. La prova statica è consistita nel posizionare delle masse note ad una distanza pari a 200 mm dal centro della piattaforma. Sono state utilizzate masse di valore pari a: 5, 10, 15, 20, 25 e 30 kg. Si è quindi, calcolato il CoP misurato tramite le celle di carico poste sul robot confrontandolo con il CoP noto a priori (200 mm). Ogni condizione di prova è stata ripetuta 5 volte. Per ogni livello di carico è stato calcolato l'errore medio  $e_i = \overline{\Delta CoP_i}$  sulle cinque prove svolte.

### **5.3.2 Comparazione in condizioni dinamiche**

L'analisi preliminare dinamica è stata condotta per valutare a priori l'errore massimo che si commette nel calcolo del centro di pressione trascurando (1) la differenza  $\Delta F_n$  tra la forza peso  $F_n$  del soggetto e la componente verticale effettiva della forza totale, e (2) la componente di forza orizzontale ( $\Delta F_t$ ) applicata dal soggetto alla piattaforma durante prove di posturografia dinamica.



**Fig. 5.3 Schema semplificato con robot orizzontale usato per la stima dell'errore a priori.**

In Figura 5.3 è riportato lo schema delle forze agenti sulla piattaforma in condizione semplificata, di orientamento orizzontale della stessa. Il momento  $M$  applicato dal soggetto sulla superficie della piattaforma e calcolato rispetto al centro del giunto sferico centrale, ha modulo  $M$  pari a:

$$M = b' \cdot (F_n + \Delta F_n) + c \cdot \Delta F_t$$

*Eq. 3*

dove  $c$  è la distanza verticale tra il centro del giunto sferico e la superficie della piattaforma e  $b'$  è il centro di pressione reale. Trascurando  $\Delta F_n$  e  $\Delta F_t$ , si ottiene:

$$M = b \cdot F_n \tag{Eq. 4}$$

dove  $b$  è il centro di pressione stimato mediante la procedura semplificata.

L'errore sul centro di pressione può essere allora valutato riscrivendo uguagliando l'Eq. 3 all'Eq. 4:

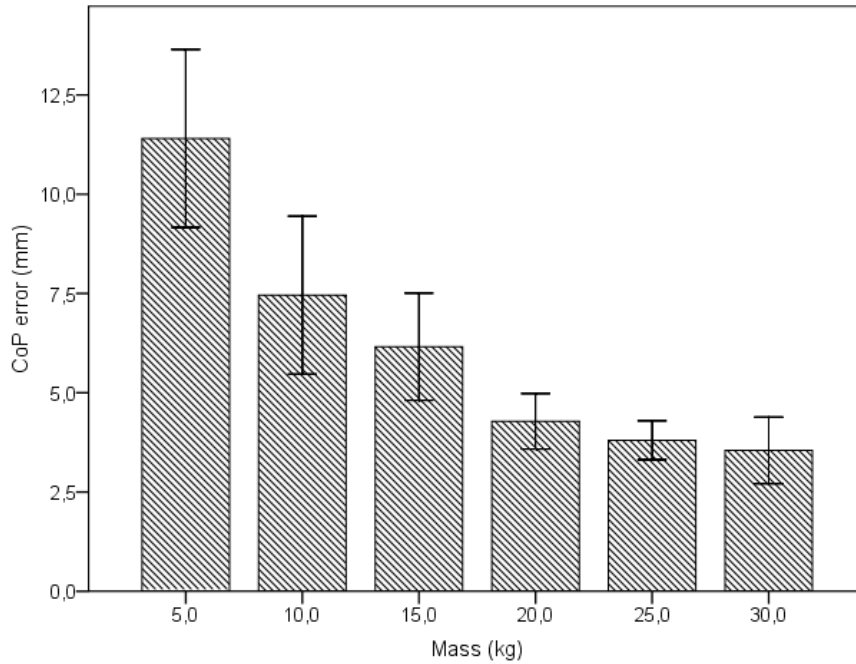
$$b - b' = \frac{\Delta F_n}{F_n} \cdot b' + \frac{\Delta F_t}{F_n} \cdot c \tag{Eq. 5}$$

L'errore sul centro di pressione è quindi funzione di due termini, il primo linearmente proporzionale al centro di pressione reale e dipendente dall'errore commesso nella stima della forza normale alla piattaforma, il secondo costante e funzione delle forze tangenti trascurate e della distanza tra il centro del giunto sferico e la superficie del robot.

Per determinare il contributo al centro di pressione delle forze orizzontali e di quella normale, sono state condotte delle prove di posturografia dinamica ponendo sopra la base di RotoBiT<sup>3D</sup> una piattaforma di forza a sei componenti (AMTI-OR6) descritta nel paragrafo 5.2. Le prove di posturografia dinamica sono state effettuate con un soggetto sano di 28 anni e massa 60 kg. Il movimento imposto dal robot è stato un moto sinusoidale di ampiezza (6°, 6°, 10°), fase (0°, 90°, 45°), e frequenza 0.5 Hz. La prova è stata ripetuta 5 volte in modo da stimare le forze tangenti e la forza normale che il soggetto applica alla base della pedana durante la prova.

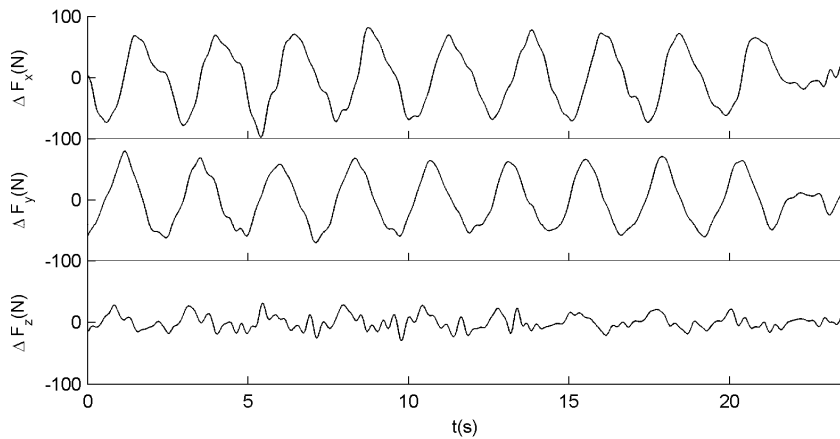
## **5.4 Risultati preliminari**

In figura 5.4 sono riportate le medie e deviazioni standard dell'errore rilevato nelle prove statiche e misurato per ogni condizione di massa applicata. Tale parametro è risultato maggiore quando è stata applicata una massa da 5 kg sulla piattaforma. Inoltre dalla figura si nota che tale differenza diminuisce aumentando il valore della massa applicata, passando da 11 mm per 5 kg a 4 mm per 30 kg. Il trend è ascrivibile all'indeterminazione nella misura del CoP quando la forza applicata tende a zero. Dato che la piattaforma è utilizzata con soggetti pediatrici di massa minima pari a 20 kg, si può assumere come indicazione per la stima di incertezza il valore medio di 5 mm.



**Fig. 5.4 errori sul CoP rilevati durante la sessione di prove statiche. Le bande di errore rappresentano la deviazione standard dell'errore.**

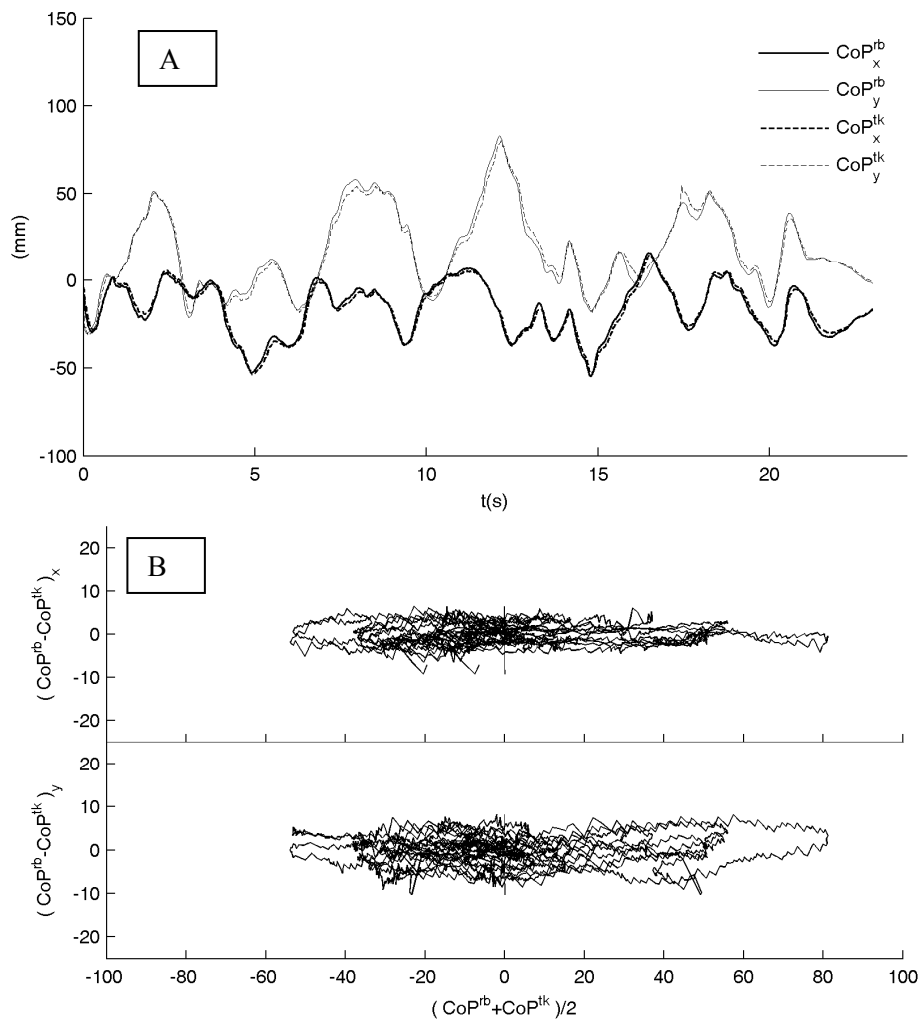
In Fig. 5.5 sono riportate le componenti  $\Delta F_x$ ,  $\Delta F_y$  e  $\Delta F_z$  misurate durante una prova di posturografia dinamica. Il campo di variazione delle componenti tangenziali risulta essere pari a  $\pm 80$  N, mentre per la componente normale è di  $\pm 30$  N. Tali valori risultano essere i massimi campi di variazione misurati nelle cinque prove effettuate. Essendo la forza verticale  $F_n$  pari a 588 N, si ottengono  $\Delta F_t/F_n = 5\%$  e  $\Delta F_n/F_n = 13\%$  come contributi percentuali delle variazioni delle forze tangenziali e normali. Tenendo conto che (1) durante una prova di posturografia dinamica  $b'$  può variare da 0 mm ad un massimo di 200 mm e (2) la distanza  $c$  tra il centro del giunto sferico e la superficie di RotoBiT<sup>3D</sup> è pari a 58 mm, si può calcolare tramite l' Eq. 5 il campo di variazione tra il centro di pressione reale e quello stimato:  $\Delta b = 8 \div 18$  mm. Data l'ampiezza del campo di variazione stimato, non si è in grado di stabilire se la misura del CoP ottenuta considerando unicamente la forza peso del soggetto (Eq. 2) sia accettabile o meno in prove di posturografia dinamica. Si conferma così l'utilità delle prove dinamiche di confronto tra le misure del



**Fig. 5.5 Prova preliminare con piattaforma di forza, differenza tra forza misurata e la forza data dal solo peso del soggetto.**

centro di pressione ottenute con la piattaforma RotoBiT<sup>3D</sup> e con la matrice di pressione.

Nella figura 5.6 sono riportati i risultati di una delle prove dinamiche come rappresentativa di tutto il set di prove analoghe svolto. La sostanziale coincidenza tra lo stabilogramma valutato con il robot e quello ottenuto con la matrice di pressione è evidente; la differenza, infatti, non supera mai i 6-7 mm durante tutta la prova. Il diagramma Bland-Altman mostra più nel dettaglio che non vi è presenza di rilevanti differenze in termini non solo di offset, ma anche di sensibilità. Quanto osservato dall'analisi qualitativa dei diagrammi trova conferma nel calcolo del RMSE, pari a 2.5 mm come valore massimo tra i tre assi[6].



**Fig. 5.6: prova dinamica mediante il robot (pedice rb) e la matrice di pressione (pedice tk): (A) stabilogramma e (B) Bland–Altman plot.**

Le prove HS sono caratterizzate da una maggiore instabilità del soggetto; il campo di variazione del CoP, infatti, dallo stabilogramma in Figura 5.6, è di circa  $\pm 100$  mm. Nonostante il maggiore livello perturbativo e la conseguente maggiore destabilizzazione del soggetto, le differenze tra le due stime del CoP non sono aumentate in modo significativo. In particolare anche se durante i picchi a 100 mm la differenza ha raggiunto i 18 mm, il RMSE è di 3.5 mm[6].

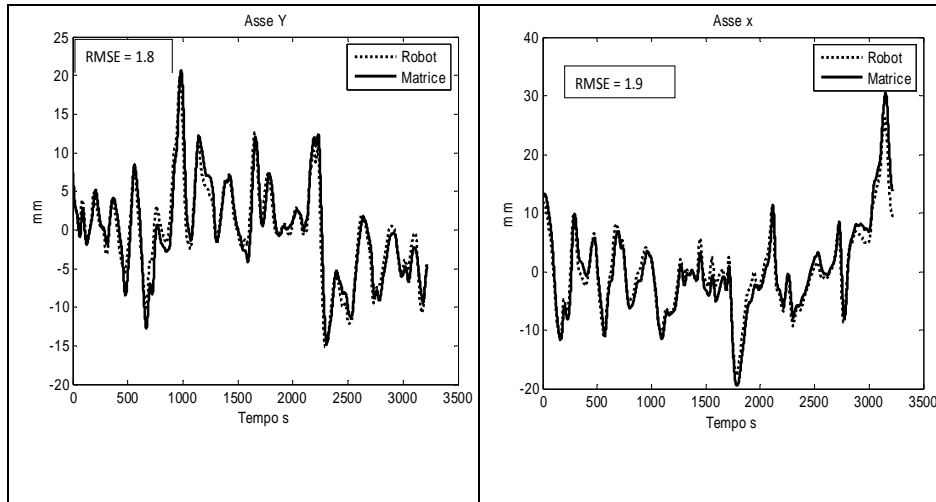
Il modello semplificativo scelto, secondo cui le componenti inerziali della forza applicata alla base mobile possono essere trascurate, limitatamente alle condizioni dinamiche tipiche per la posturografia dinamica ha dato risultati soddisfacenti.



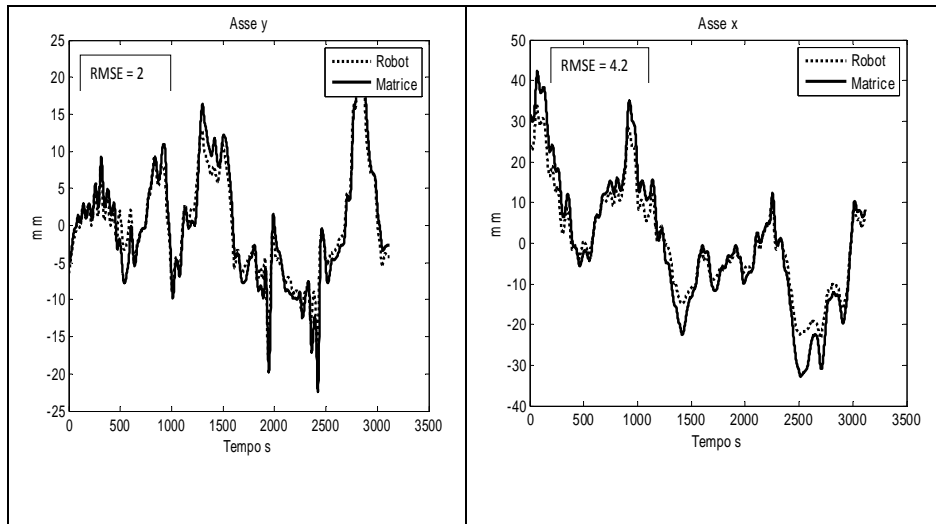
## **5.5 Misure comparate su soggetti con patologia.**

Al fine di verificare se le misure del CoP nelle due condizioni, statica e dinamica, sopra riportate siano applicabili anche in condizioni patologiche sono state condotte misure comparate del CoP, mentre bambini con disturbi dell'equilibrio erano sottoposti ad esame stabilometrico. Le prove descritte nel capitolo seguente consistono nel rimanere in equilibrio in stazione eretta sulla piattaforma per 30 s mentre la piattaforma è in posizione fissa orizzontale e mentre è controllata in impedenza, ovvero deve essere mantenuta in equilibrio orizzontale da un lavoro attivo svolto dal soggetto che è al di sopra. I risultati delle prove dal punto di vista di una rilevanza clinica sono discussi nel prossimo capitolo. Qui ci limiteremo a comparare le misure ottenute dalla stima effettuata a partire dai momenti applicati alla pedana con le misure rilevate tramite matrice di pressione, sempre nelle due condizioni: pedana statica e pedana dinamica.

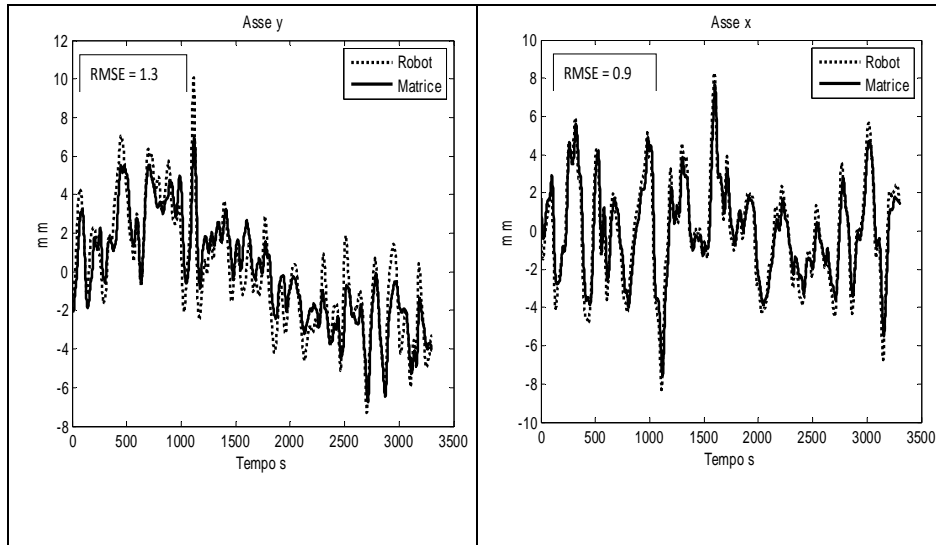
Nelle figure 5.7, 5.8, 5.9, e 5.10 sottostanti sono riportate le sequenze temporali delle misure lungo l'asse x, in altre parole riguardanti le oscillazioni medio-laterali, e lungo l'asse y, ovvero le oscillazioni antero-posteriori del CoP misurate dal Robot e dalla matrice. I grafici riguardano due pazienti che hanno mostrato di appartenere statisticamente a gruppi con differente modo di bilanciamento (vedi capitolo seguente), cioè un paziente con atassia e un paziente con lesione midollare.



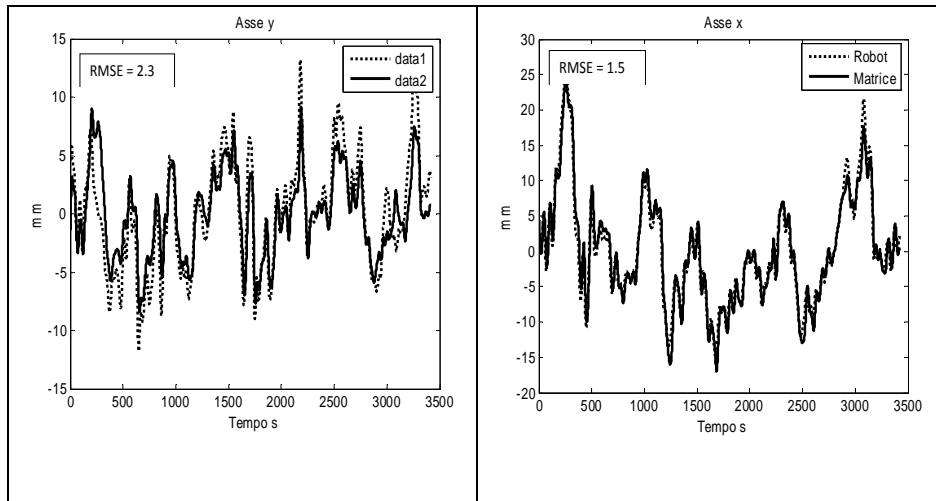
**Fig. 5.7: Confronto della misura del CoP eseguita tramite robot e matrice nelle prove Statiche di un paziente con atassia.**



**Fig 5.8 Confronto della misura del CoP eseguita tramite robot e matrice nelle prove Dinamiche di un paziente con atassia.**



**Fig. 5.9 Confronto della misura del CoP eseguita tramite robot e matrice nelle prove Statiche di un paziente con lesione midollare.**



**Figura 5.10 Confronto della misura del CoP eseguita tramite robot e matrice nelle prove Dinamiche di un paziente con lesione midollare**

I valori di RMSE sono sovrapponibili in tutte le prove condotte. Pertanto possiamo concludere che il modello semplificativo scelto, secondo cui le componenti inerziali della forza applicata alla base mobile possono essere trascurate, limitatamente alle condizioni dinamiche tipiche per la posturografia dinamica ha dato risultati soddisfacenti. Altresì possiamo considerare affidabili le misure del CoP eseguite tramite la matrice di pressione ed esaminare i risultati di osservazioni condotte su un gruppo di pazienti con disturbo di equilibrio in seguito ad esiti di differenti patologie.

## 5.6 Bibliografia

1. L.M. Nashner, "Adapting reflexes controlling the human posture," *Experimental Brain Research*, 26(1), 59-72, 1976.
2. G. Felicetti, M. Maini, E. Brignoli et al., "Function recovery in patients with knee arthroplasty: role of proprioceptive rehabilitation," *Giornale italiano di medicina del lavoro ed ergonomia*, 28(4), 498-503, 2006.
3. Y. L. Chi, "Systems and methods employing a rotary track for machining and manufacturing," USA, Patent, 1999.
4. Lees, J. Vanrenterghem, G. Barton et al., "Kinematic response characteristics of the CAREN moving platform system for use in posture and balance research," *Medical Engineering & Physics*, 29(5), 629-635, 2007.
5. P. Cappa, J. L. Jackson, and F. Patane, "Moment Measurement Accuracy of a Parallel Spherical Robot for Dynamic Posturography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(5), 1198-1208, 2010.
6. P. Cappa, F. Patanè, M. Petrarca, S. Rossi, "Misura indiretta del centro di pressione mediante sistema robotizzato per posturografia dinamica equipaggiato con celle di carico uni assiali", *Atti del VIII Congresso Nazionale di Misure Meccaniche e Termiche*, Roma, 5-7 luglio 2010.

# CAPITOLO 6 Stabilometria statica e dinamica

## 6.1 Introduzione

La condizione classica di studio dell'equilibrio su matrici di pressione o su piattaforme di forza prevede la realizzazione di prove della durata di 30 s, durante le quali il soggetto deve mantenere la stazione eretta con la braccia lungo i fianchi ed i piedi sulla proiezione verticale delle spalle. Nel nostro caso trattandosi di una matrice quadrata centrata su una piattaforma rotonda con moto vincolato da un giunto sferico posto al centro della piattaforma sotto di essa, i piedi dei soggetti studiati sono stati posti simmetricamente al centro di rotazione all'inizio di ogni prova. Il CoP istante per istante è calcolato come media pesata dei valori di pressione rilevati su ciascuna cella alla frequenza di 100 Hz. I parametri calcolati e descritti sono derivati dall'esame della letteratura corrente. Convenzionalmente per test dinamico s'intende l'esecuzione di piegamenti sulle ginocchia detti 'squat', mentre nel nostro caso la condizione dinamica consiste nel mantenere l'equilibrio in piedi mentre la pedana è controllata in impedenza, simulando la sospensione su delle molle. In tal modo si crea un naturale presupposto di contropreazioni tra pedana e soggetto. Questo contesto si è rivelato un limite all'uso della piattaforma RotoBiT<sup>3D</sup>, giacché solo una parte dei nostri pazienti si è dimostrata in grado di eseguire le prove statiche a occhi chiusi, mentre in condizioni dinamiche è stato impossibile per la quasi totalità di essi. Inoltre pochi soggetti sono riusciti a eseguire gli 'squat' in condizioni dinamiche. Pertanto le prove a occhi chiusi e gli 'squat' non sono qui analizzati in quanto il campione finora raccolto è troppo ristretto. L'impossibilità ad eseguire alcuni test equivale a dire che le alterazioni senso-motorie dei giovani pazienti non gli consentono di gestire adeguatamente la stazione eretta se oltre a privarli del canale visivo è

contemporaneamente manipolata l'informazione vestibolare e propriocettiva.

## **6.2 Descrizione delle condizioni di test**

### **6.2.1 Test statici**

La piattaforma è controllata in modo da restare ferma, parallela al suolo, con gli attuatori bloccati. I soggetti sono in piedi con le braccia lungo i fianchi e lo sguardo rivolto avanti a loro su una mira visiva posta all'altezza dei loro occhi circa 1,5 metri avanti. I piedi sono allineati e in corrispondenza della proiezione delle spalle a terra. Non è concesso di muovere piedi, braccia o testa durante la prova. L'istruzione verbale era "Fermo e guarda il monitor davanti a te fino a che non dico stop". Ogni prova aveva una durata di 30 secondi, vengono ripetute tre prove consecutive per aumentare la consistenza dei risultati.

### **6.2.2 Test dinamici**

I test dinamici sono eseguiti in maniera analoga ai precedenti, tranne che per il diverso controllo sulla pedana robotizzata. La piattaforma è controllata in velocità in modo da simulare una molla, la cui rigidità e velocità di ritorno sono pesate in funzione dell'altezza e peso del singolo soggetto in modo da avere coppie di controtensione scalate alle caratteristiche fisiche dei singoli soggetti. In tal modo la condizione d'instabilità è comparabile, in altre parole, si hanno gradi di difficoltà biomeccanica simili.

## **6.3 Descrizione del campione studiato**

I soggetti che hanno partecipato al presente lavoro sono sei adulti, due bambini (di sei e sette anni), entrambi sani e trentatré bambini con patologie che affliggono il cammino e l'equilibrio. I trentatré bambini con patologia avevano una età media di  $10 \pm 5$  anni. Le patologie di cui sono affetti possono essere così raggruppabili: tre bambini con

danno midollare parziale (M), 13 con patologie che hanno esitato in una forma di atassia (A), sei con esiti di diplegia (D) e 11 con esiti di emiplegia (E). Si intende con danno midollare una lesione del sistema nervoso all'interno del canale vertebrale che causa una parziale o totale interruzione della comunicazione tra le porzioni di sistema nervoso a monte ed a valle della lesione. Si intende con atassia un disturbo specifico dell'equilibrio che deriva da un danno cerebellare o sensitivo. Si intende per diplegia l'esito di una lesione cerebrale che limita l'uso di entrambi gli arti inferiori. Si intende per emiplegia gli esiti di una lesione cerebrale che limita l'uso di un emilato del corpo.

**Tabella 6.1 Quadro riassuntivo dei soggetti con disturbi di equilibrio reclutati**

	Massa kg	Età anni	Diagnosi	Velocità di cammino m/s
ID1	21	9	D	1,07±0,03
ID2	56	20	A	0,23±0,06
ID3	24,5	4	A	1,04±0,11
ID4	18,7	5	A	1,25±0,07
ID5	20,1	4	A	1,36±0,02
ID6	17,4	7	E	0,89±0,13
ID7	50	20	E	0,29±0,08
ID8	37	10,5	E	
ID9	52	17	A	0,57±0,04
ID10	25,1	8	E	1,27±0,03
ID11	28,4	6	E	0,25±0,06
ID12	83,3	15	A	0,65±0,09
ID13	28,4	5	A	1,23±0,12
ID14	32	10	D	1,2±0,05
ID15	31	6	D	0,97±0,13
ID16	26,5	7	E	0,36±0,02
ID17	70	18	A	0,53±0,03
ID18	67	12	E	1,24±0,11
ID19	18,8	8	A	0,93±0,07
ID20	51	19	E	1,59±0,13
ID21	23	9	A	1,41±0,06
ID22	32	9	M	0,93±0,09
ID23	16	7	D	0,98±0,02
ID24	19	5	D	0,95±0,08
ID25	18	4	A	1,17±0,13
ID26	40,9	11	E	1,04±0,14
ID27	53,2	16	M	0,84±0,08

ID28	42	11	M	0,95±0,06
ID29	15,3	6	E	
ID30	19	3	A	
ID31	47	16	A	0,65±0,12
ID32	41	14	D	1,21±0,09
ID33	25	7	E	

## 6.4 Indicatori

Il CoP è stato successivamente analizzato utilizzando indicatori ampiamente descritti in letteratura. Si è analizzata la distanza media dal centro medio di oscillazione (MDIST) sia in assoluto sia nelle direzioni antero-posteriore e medio-laterale. Si è pertanto utilizzata la seguente funzione:

$$MDIST = 1/N \sum RD [n]. \quad Eq.1$$

Dove RD è la distanza risultante tra il CoP medio e ogni coppia di coordinate della serie temporale di campioni N.

Il valore RMS della serie temporale della distanza risultante (RDIST) è così calcolato:

$$RDIST = [1/N \sum RD[n]^2]^{1/2}. \quad Eq.2$$

La totale escursione totale del CoP, cioè la lunghezza totale del percorso del CoP (TOTEX) è così calcolata:

$$TOTEX = \sum_{n=1}^{N-1} [(AP[n+1] - AP[n])^2 + (ML[n+1] - ML[n])^2]^{1/2}. \quad Eq.3$$

dove AP e ML sono le serie temporali in antero-posteriore e medio-laterale.



La velocità media del CoP (MVELO) è quindi:

$$\text{MVELO} = \text{TOTEX}/T. \quad \text{Eq.4}$$

Mentre l'area media di oscillazione (AREA – SW) è calcolata come la somma delle aree inscritte tra il CoP medio e due punti consecutivi sulla traiettoria del CoP per tutta la serie temporale:

$$\text{AREA} - \text{SW} = 1/2T \sum_{n=1}^{N-1} |\text{AP}[n + 1]\text{ML}[n] - \text{AP}[n]\text{ML}[n + 1]|. \quad \text{Eq.5}$$

Per ultima è calcolata la frequenza di oscillazione (MFREQ) come frequenza rotazionale per secondo (Hz) del CoP, calcolata come se esso avesse percorso la totale escursione intorno a un cerchio con raggio di media distanza. La frequenza risulta così proporzionale al rapporto tra la velocità media e la distanza media:

$$\text{MFREQ} = \text{MVELO}/2\pi\text{MDIST}. \quad \text{Eq.6}$$

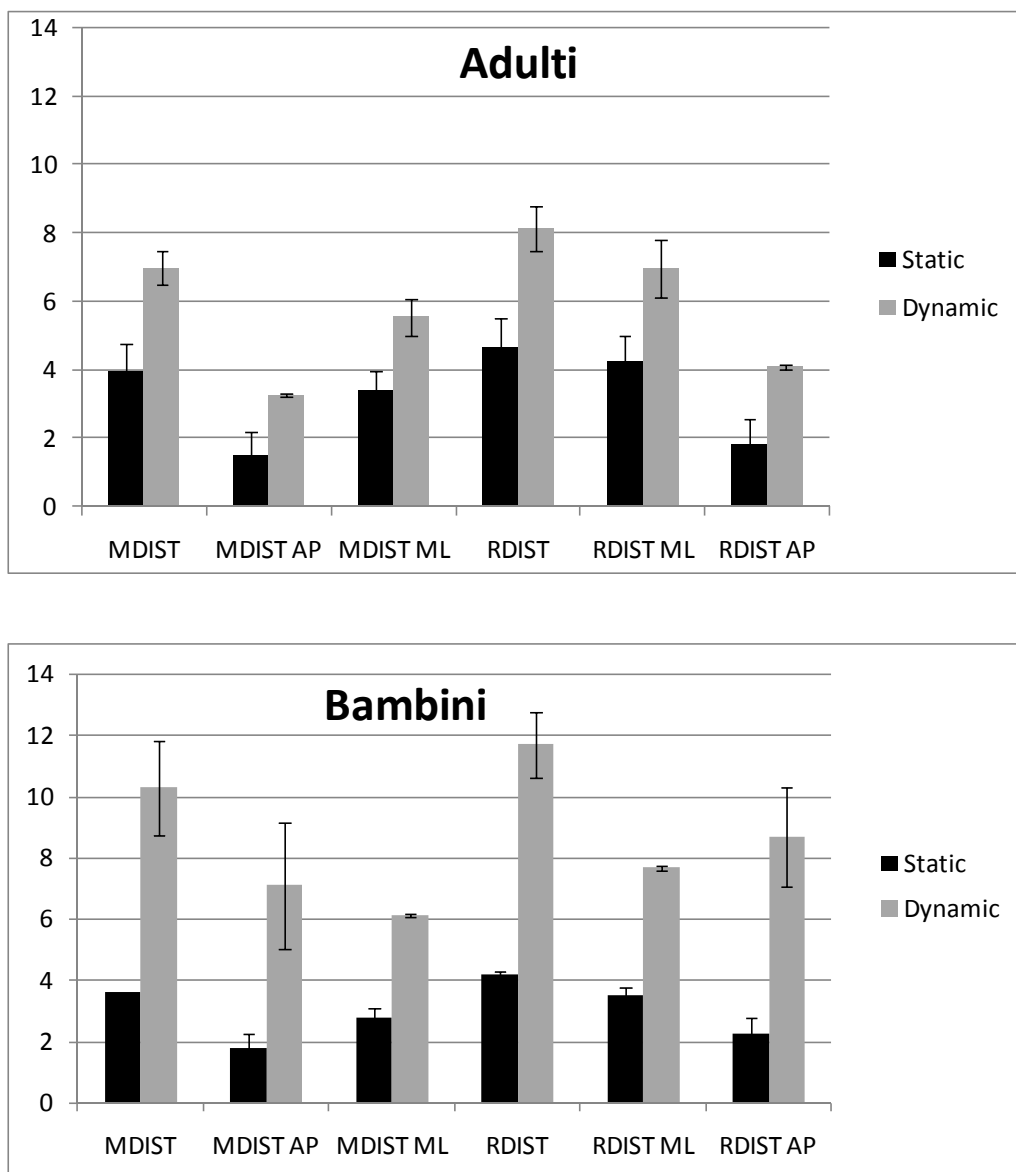
## **6.5 Confronto delle prove statiche con pedana statica e dinamica**

I risultati qui descritti si riferiscono a 246 prove complessive durante le quali le coordinate x,y del CoP sono state registrate per 30 secondi ad una frequenza di 100 Hz nelle due condizioni di pedana statica e dinamica. In seguito, il segnale è stato filtrato con filtro passa basso di Butterworth con frequenza di taglio a 10 Hz per togliere il rumore, considerando che le oscillazioni in posizione eretta non raggiungono la frequenza di 1Hz. I risultati sono presentati rispettando l'ordine con il quale sono stati presentati gli indicatori, iniziando dai dati riguardanti i soggetti sani per passare ai bambini con disturbo di

equilibrio. L'analisi statistica è condotta con software SPSS inc., confrontando le prove con ANOVA uni-variata e con il post hoc test di Bonferroni.

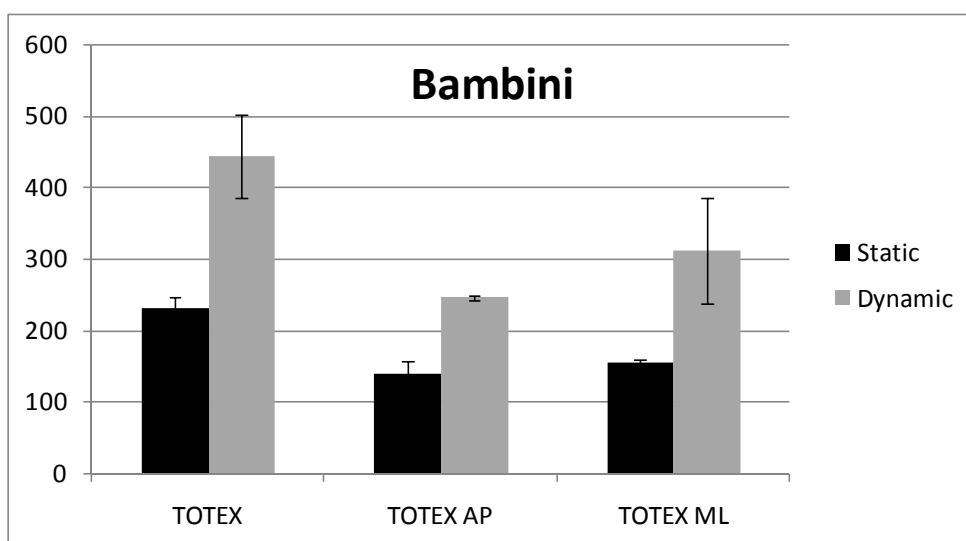
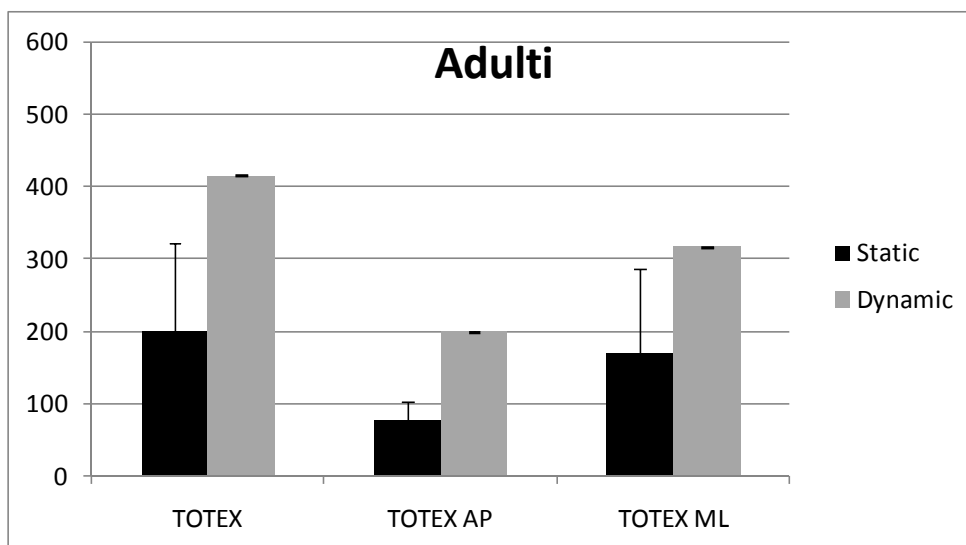
### 6.5.1 Risultati su soggetti sani

Di seguito sono riportati i risultati relativi alle prove condotte su soggetti sani comparando le prove condotte sulla pedana statica con quelle sulla pedana dinamica e gli adulti con i bambini.



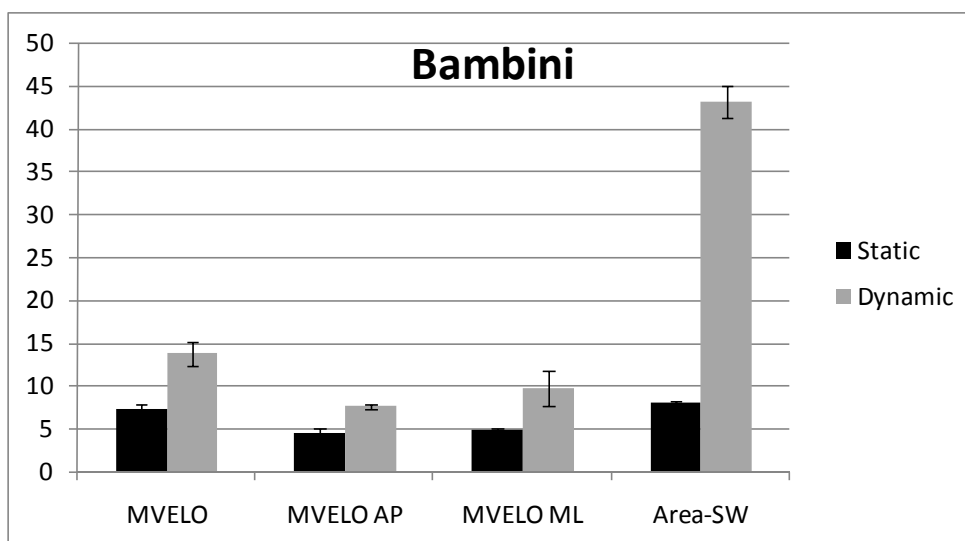
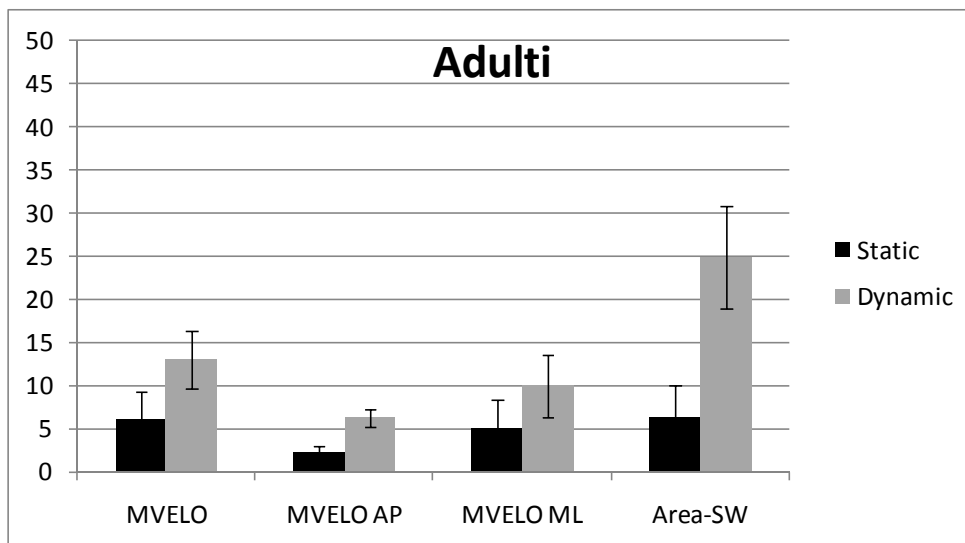
**Figura 6.1** Confronto dei valori della distanza media nelle prove statiche e dinamiche di adulti e bambini.

La distanza media dal centro di oscillazione del CoP, figura 6.1, aumenta in modo statisticamente significativo quando si eseguono le prove con la pedana in condizioni dinamiche, sia negli adulti che nei bambini. L'analisi delle oscillazioni medio-laterali e antero-posteriori, mostra una tendenza all'aumento delle oscillazioni medio-laterali rispetto a quelle antero-posteriori, ad eccezione delle prove dinamiche nei bambini nelle quali si equivalgono.



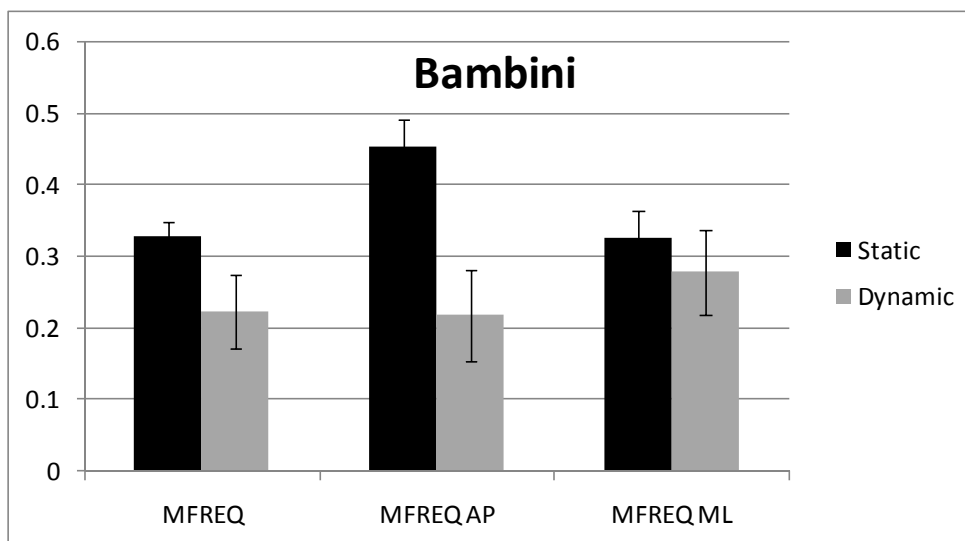
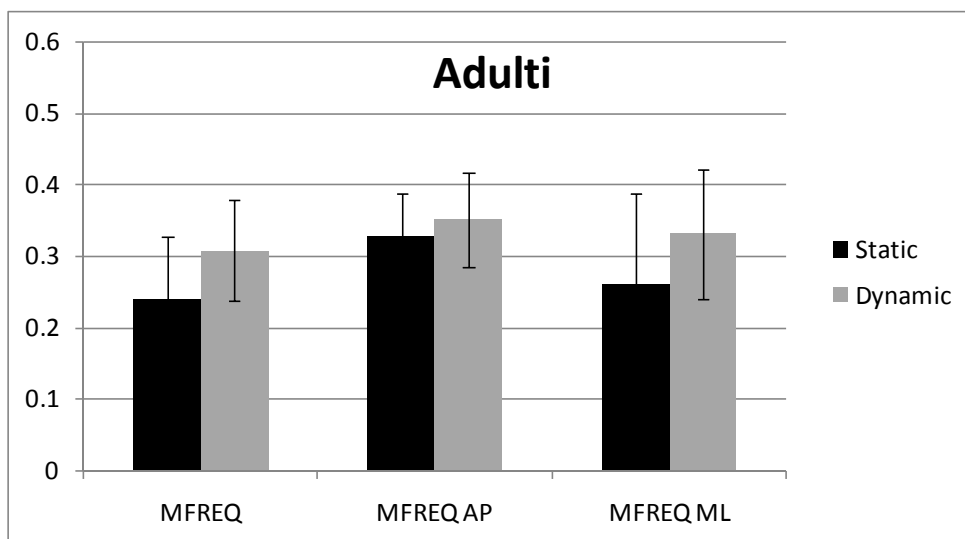
**Figura 6.2** Confronto dei valori della distanza totale percorsa nelle prove statiche e dinamiche di adulti e bambini.

L'escursione totale del CoP, figura 6.2, aumenta in modo statisticamente significativo nelle prove dinamiche, anche qui con una tendenza ad una maggiore escursione in medio-laterale rispetto a quella antero posteriore, più evidente negli adulti.



**Figura 6.3 Confronto dei valori della velocità media e area di oscillazione nelle prove statiche e dinamiche di adulti e bambini.**

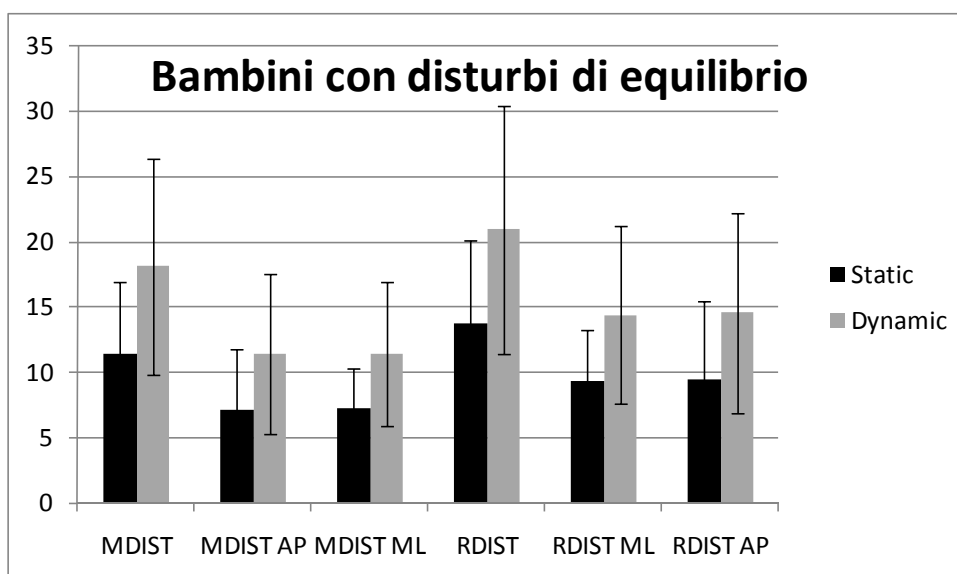
La velocità media delle oscillazioni, figura 6.3, aumenta nelle prove dinamiche, anche qui con una tendenza ad una maggiore oscillazione in Medio-laterale nelle condizioni sia statiche che dinamiche. L'area di oscillazione mostra un incremento più rilevante nelle prove statiche.



**Figura 6.4** Confronto dei valori della frequenza media nelle prove statiche e dinamiche di adulti e bambini.

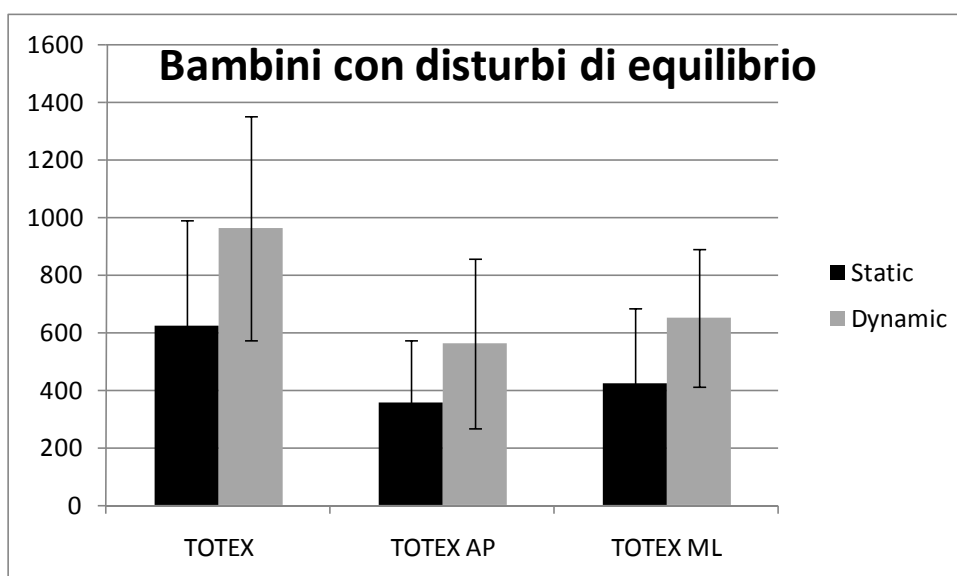
La frequenza di oscillazione, figura 6.4, mostra una diversa tendenza tra adulti e bambini, sebbene non statisticamente significativa ne tra le prove statiche e dinamiche ne tra adulti e bambini, essa tende a aumentare nelle prove dinamiche degli adulti ed a diminuire in quelle dei bambini. Le oscillazioni complessive sono contenute mediamente tra 0.2 e 0.35, ovvero la variazione delle oscillazioni è quasi trascurabile in tutte le condizioni e per tutti i soggetti.

## 6.5.2 Risultati su bambini con disturbi di equilibrio



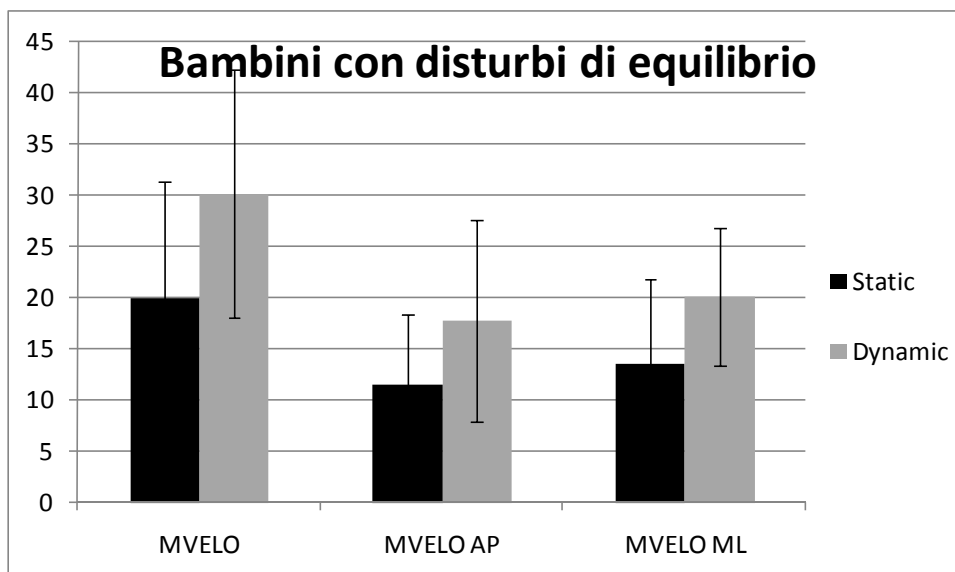
**Figura 6.5** Confronto dei valori della distanza media nelle prove statiche e dinamiche di bambini con disturbi di equilibrio.

La distanza media percorsa aumenta anche per i soggetti con patologia nelle prove dinamiche, figura 6.5, ma senza mostrare differenze tra oscillazioni medio-laterali rispetto a quelle antero-posteriori. Da notare l'ampia dispersione dei dati.



**Figura 6.6 Confronto dei valori della distanza totale nelle prove statiche e dinamiche di bambini con disturbi di equilibrio.**

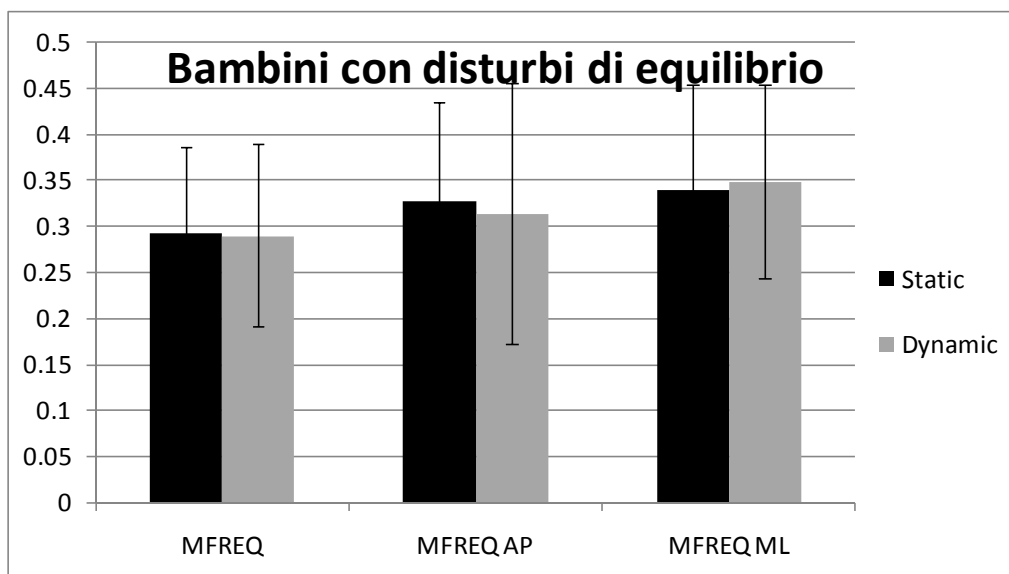
Il percorso totale del CoP aumenta anche in condizioni patologiche di fronte a prove dinamiche con lieve tendenza a un percorso maggiore in medio-laterale sia per le prove statiche che dinamiche, figura 6.6. Anche qui la dispersione dei dati è importante.



**Figura 6.7 Confronto dei valori della velocità media nelle prove statiche e dinamiche di bambini con disturbi di equilibrio.**

La velocità media del CoP aumenta nelle prove dinamiche e nella direzione medio-laterale, con ampi valori di dispersione, figura 6.7.

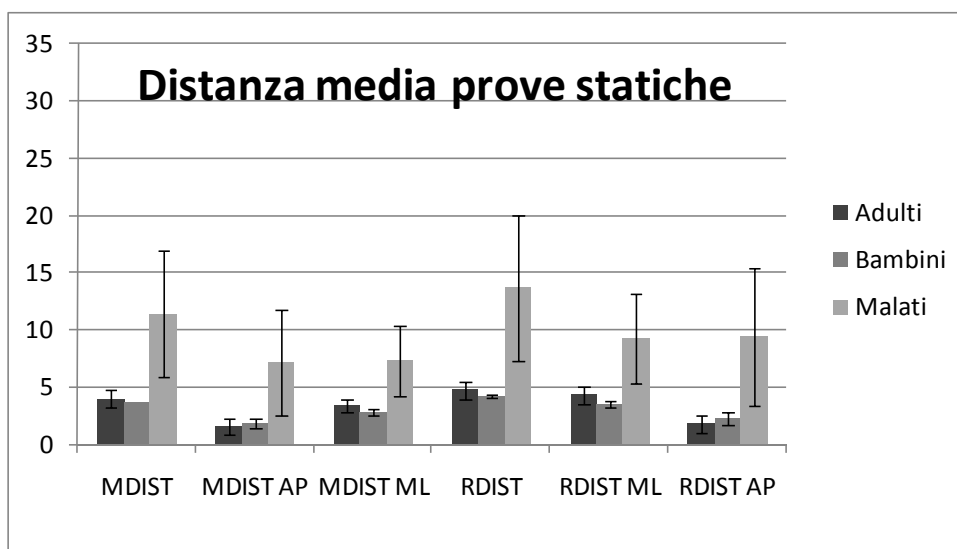




**Figura 6.8** Confronto dei valori della frequenza media nelle prove statiche e dinamiche di bambini con disturbi di equilibrio.

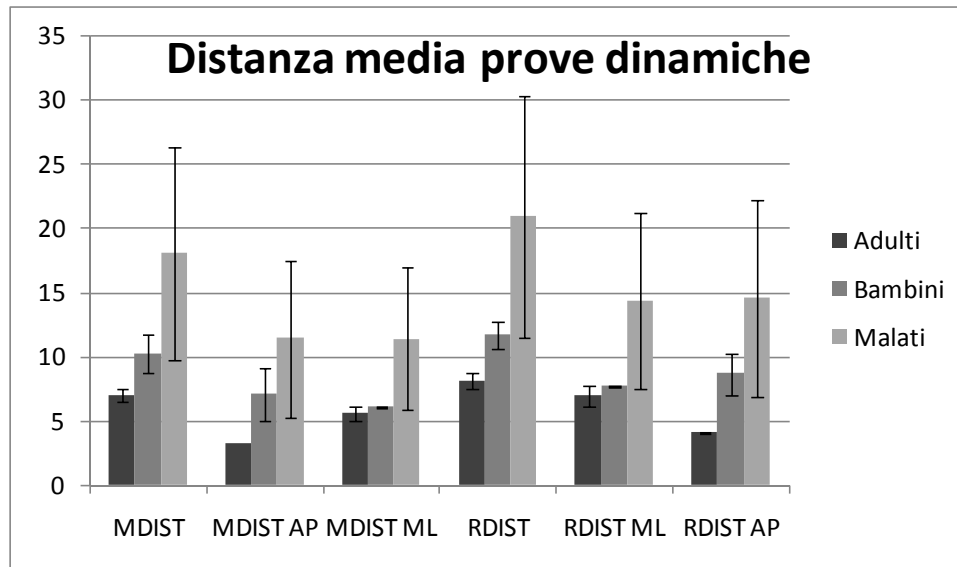
Non si rilevano differenze nella frequenza di oscillazione che permane costante sia nelle prove statiche e dinamiche sia nell'ampiezza delle oscillazioni antero-posteriori e medio-laterali. Anche la banda di dispersione si presenta costante in tutte le condizioni esaminate, figura 6.8.

### 6.5.3 Risultati comparati



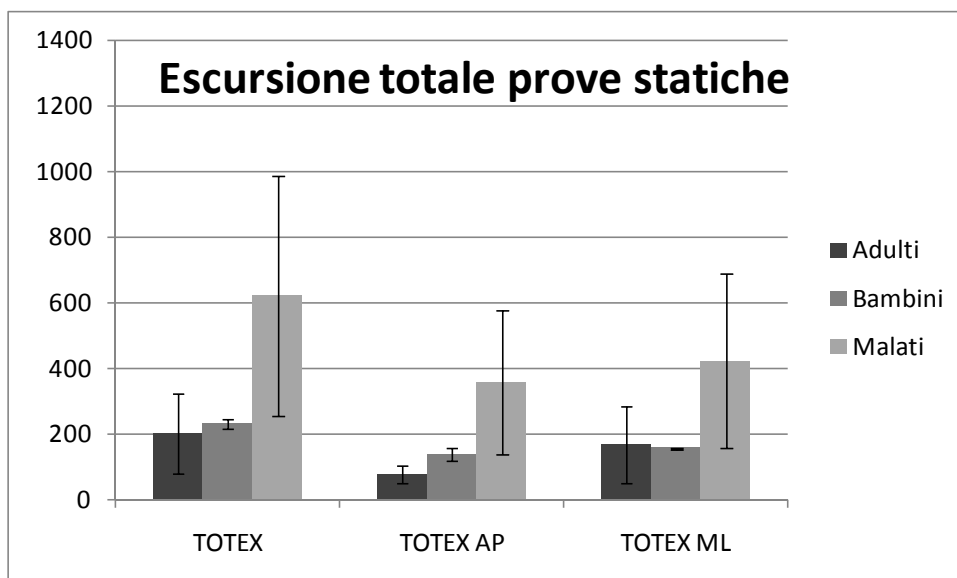
**Figura 6.9** Confronto dei valori della distanza media nelle prove Statiche di adulti, bambini e soggetti con disturbi di equilibrio.

Analizzando la distanza media in comparazione tra le diverse popolazioni studiate si osserva una tendenza a valori simili per i soggetti sani, e un forte incremento, statisticamente significativo, per le prove effettuate dai bambini con disturbi dell'equilibrio, figura 6.9.



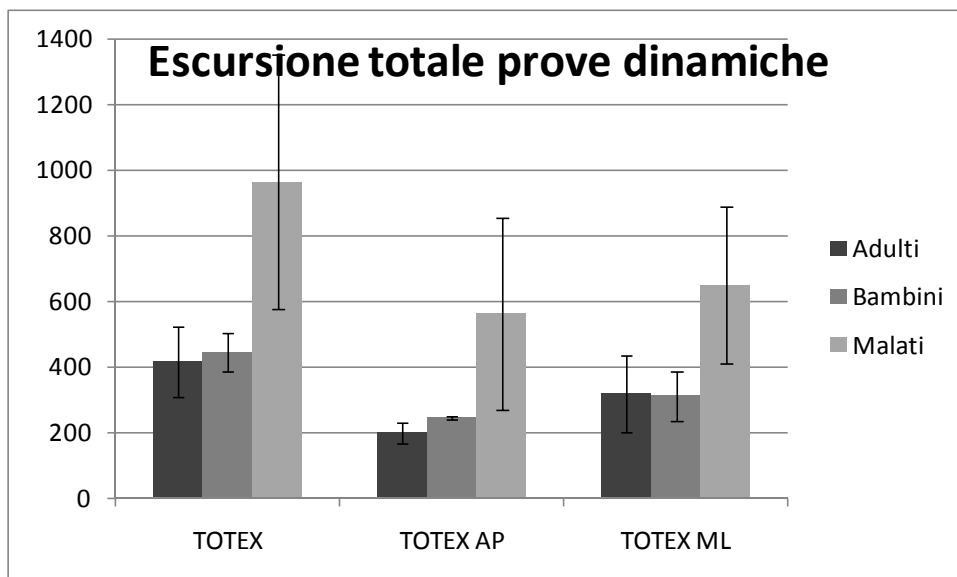
**Figura 6.10** Confronto dei valori della distanza media nelle prove Dinamiche di adulti, bambini e soggetti con disturbi di equilibrio.

Le prove in condizioni dinamiche mostrano un progressivo incremento della distanza media quando si passa dagli adulti ai bambini e infine ai bambini con patologie varie, figura 6.10. Le variazioni statisticamente significative si limitano alle prove dei bambini con disturbi di equilibrio.



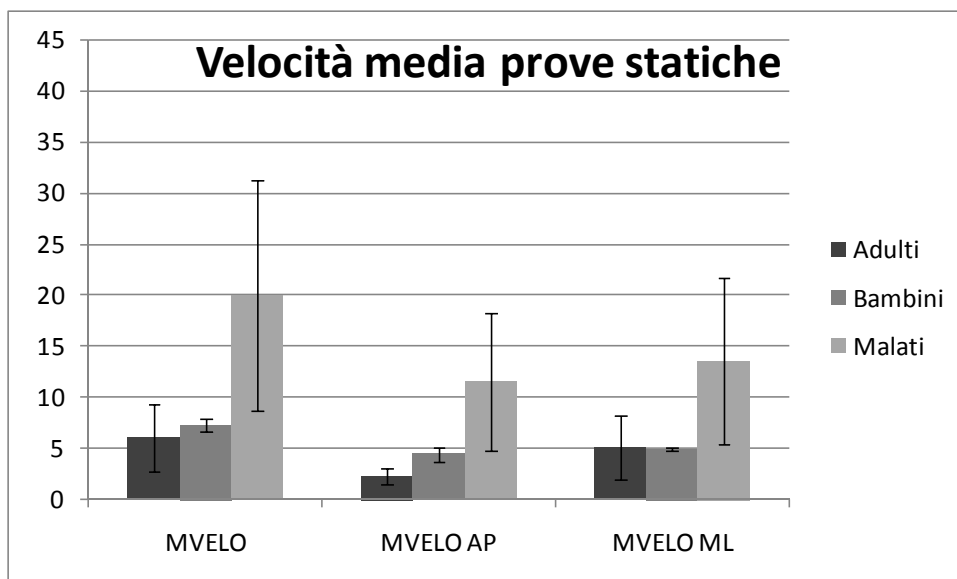
**Figura 6.11** Confronto dei valori medi della distanza totale nelle prove Statiche di adulti, bambini e soggetti con disturbi di equilibrio.

La lunghezza totale del percorso compiuto dal CoP, figura 6.11, è maggiore per le prove dei bambini con disturbo di equilibrio che presentano anche qui dispersione dei dati.



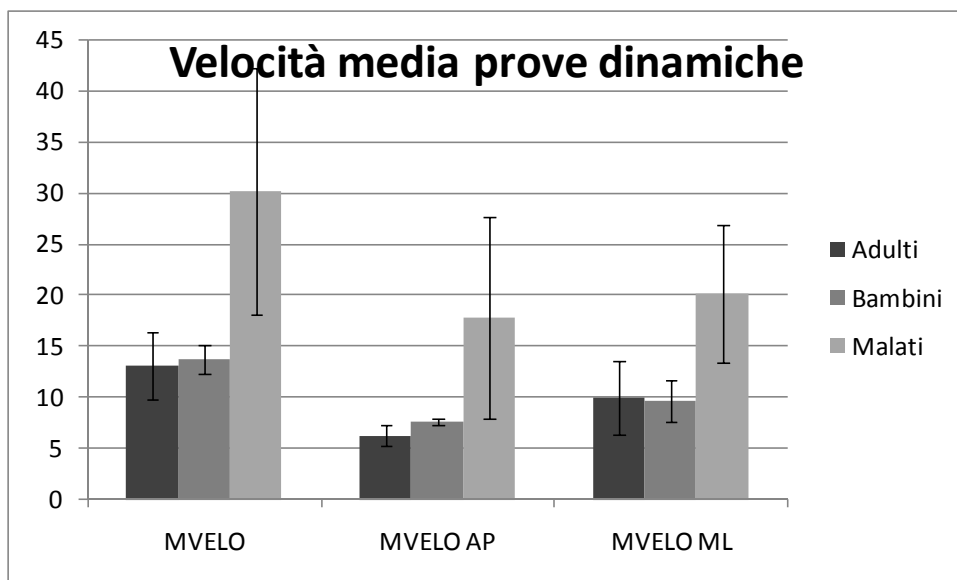
**Figura 6.12** Confronto dei valori della distanza totale nelle prove Dinamiche di adulti, bambini e soggetti con disturbi di equilibrio.

Anche nelle prove dinamiche il percorso totale e la dispersione dei dati sono maggiori nei bambini con patologie del sistema nervoso centrale, figura 6.12.



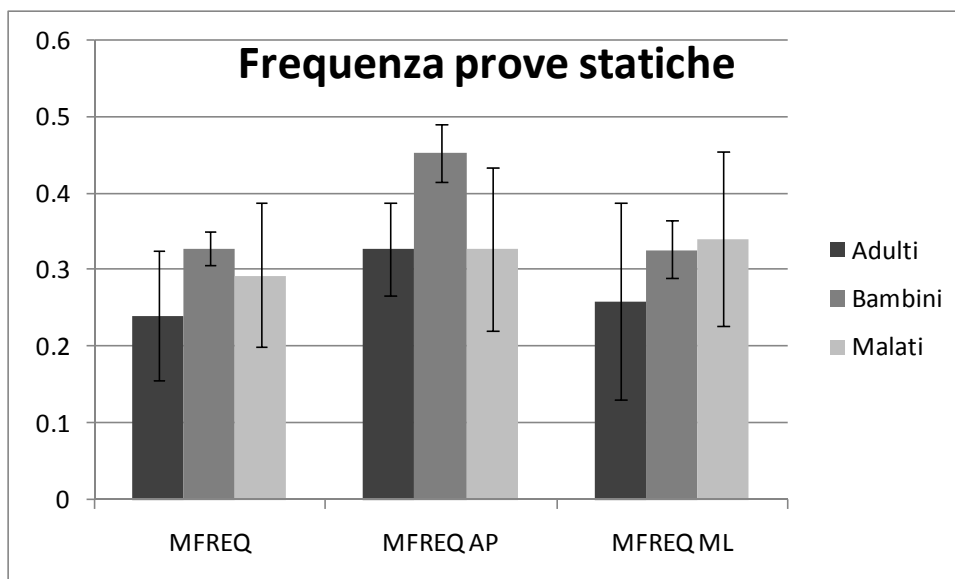
**Figura 6.13** Confronto dei valori della velocità media nelle prove Statiche di adulti, bambini e soggetti con disturbi di equilibrio.

La velocità media si distribuisce come gli indicatori sopra commentati con velocità più elevate per i bambini con disturbi di equilibrio. Si nota una tendenza a velocità crescenti delle oscillazioni antero-posteriori passando dagli adulti ai bambini, figura 6.13.



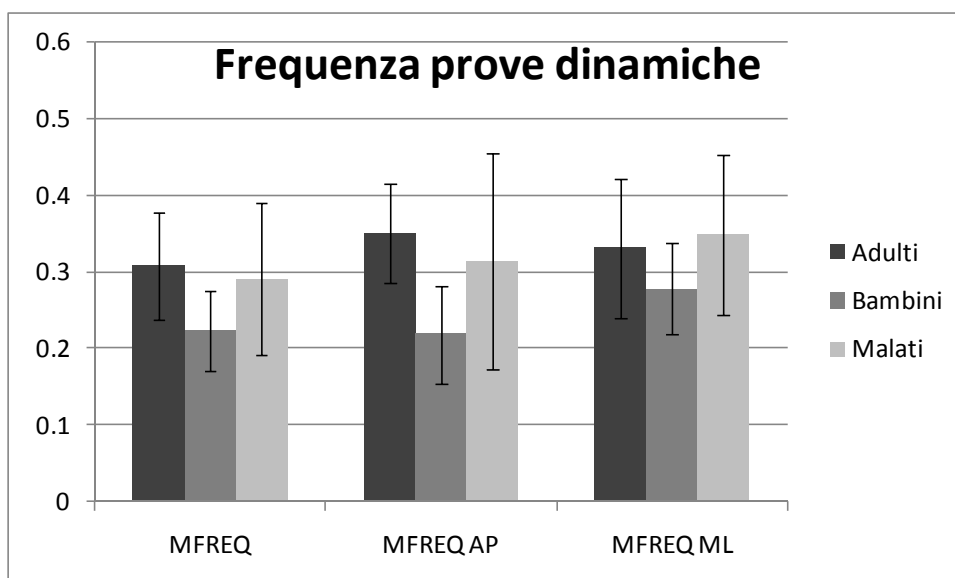
**Figura 6.14** Confronto dei valori della velocità media nelle prove Dinamiche di adulti, bambini e soggetti con disturbi di equilibrio.

Le prove dinamiche presentano lo stesso andamento delle prove statiche, ma con valori assoluti maggiori, figura 6.14.



**Figura 6.15** Confronto dei valori della frequenza media nelle prove Statiche di adulti, bambini e soggetti con disturbi di equilibrio.

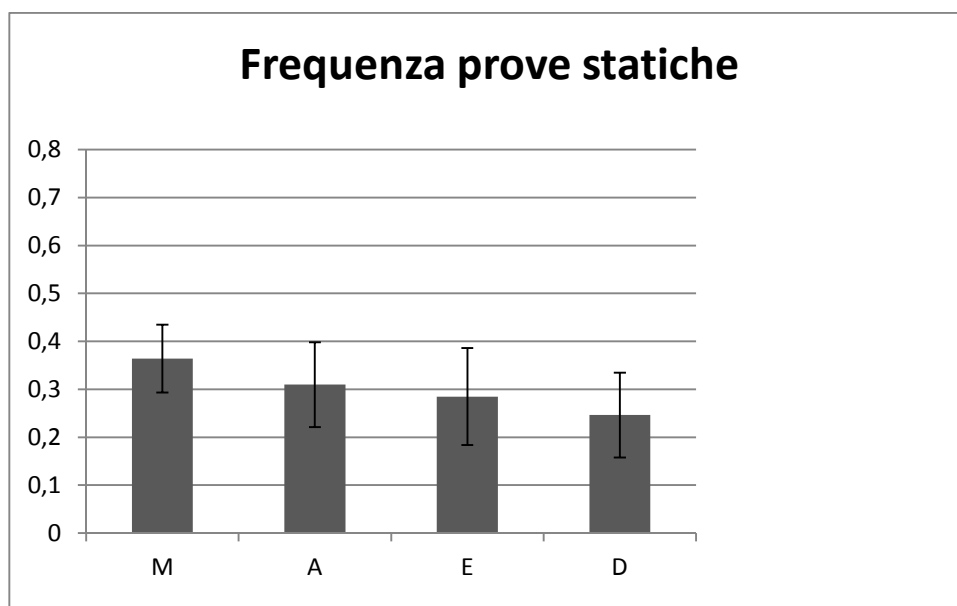
I dati sulle frequenze delle prove statiche mostrano una tendenza a valori maggiori per i bambini sani, soprattutto in antero-posteriore, figura 6.15. Bisogna considerare che le variazioni sono minime, al disotto dell'intervallo di 0.1 Hz.



**Figura 6.16** Confronto dei valori della frequenza media nelle prove Dinamiche di adulti, bambini e soggetti con disturbi di equilibrio.

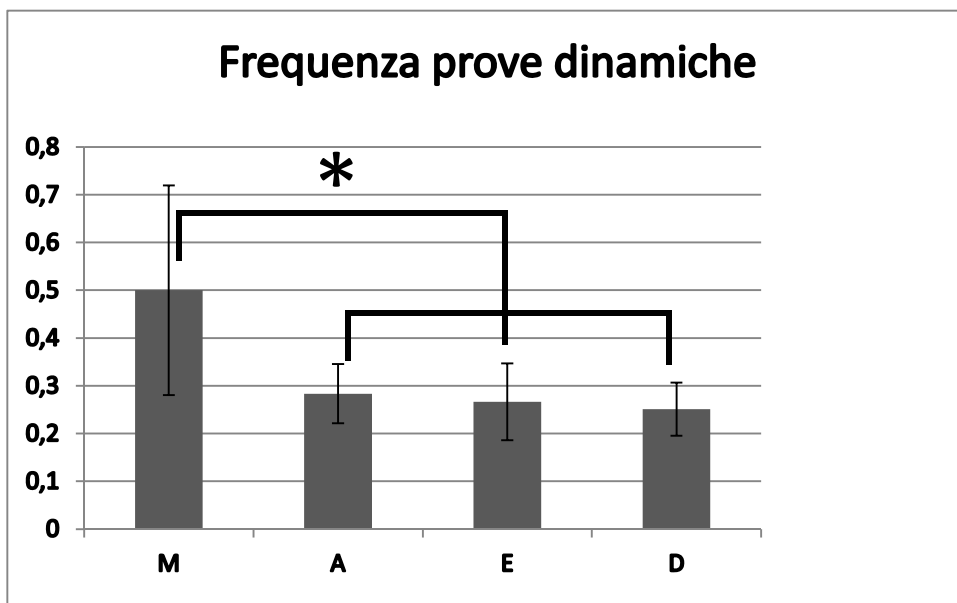
Nelle prove dinamiche sono i bambini sani a distinguersi ma con valori inferiori. Anche qui le variazioni sono al disotto di 0.1 Hz, figura 6.16.

#### 6.5.4 Frequenza di oscillazione in piedi



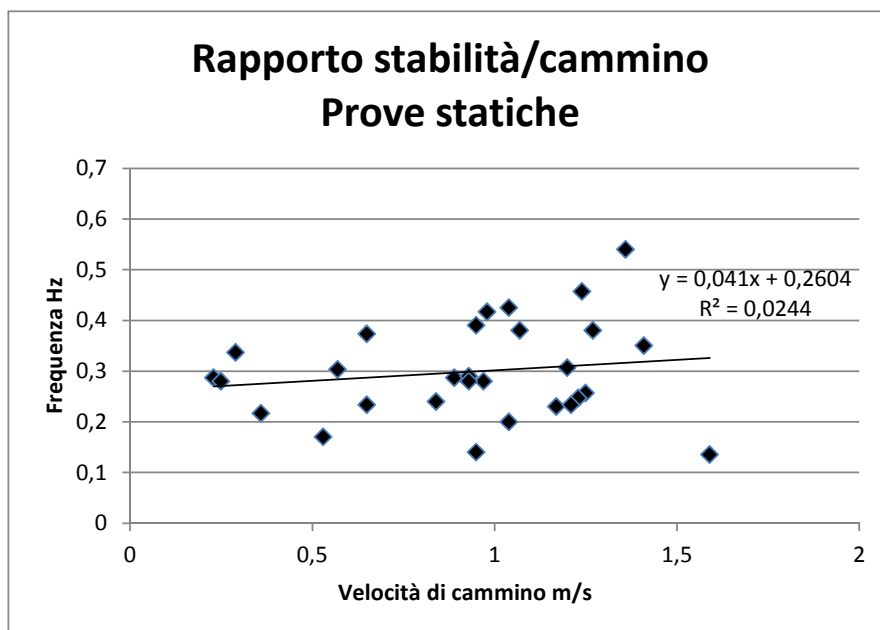
**Figura 6.17** Distribuzione della frequenza per patologia nelle prove statiche.

Se si dividono i soggetti con disturbi di equilibrio in base alla diagnosi clinica possiamo osservare una tendenza della frequenza a distribuirsi in ordine decrescente passando dai soggetti con danno midollare, a quelli con atassia, ai soggetti emiplegici per finire ai diplegici, figura 6.17. Tale tendenza non ha significatività statistica e pertanto tale indicatore non può essere utilizzato nel discriminare patologie differenti alla stessa stregua di tutti gli altri indicatori. Nessuna differenza statistica emerge dall'analisi per gruppi di patologia su tutti gli indicatori ad eccezione della frequenza nelle prove dinamiche di seguito descritta.



**Figura 6.18** Distribuzione della frequenza per patologia nelle prove Dinamiche. L'asterisco contrassegna la significatività statistica.

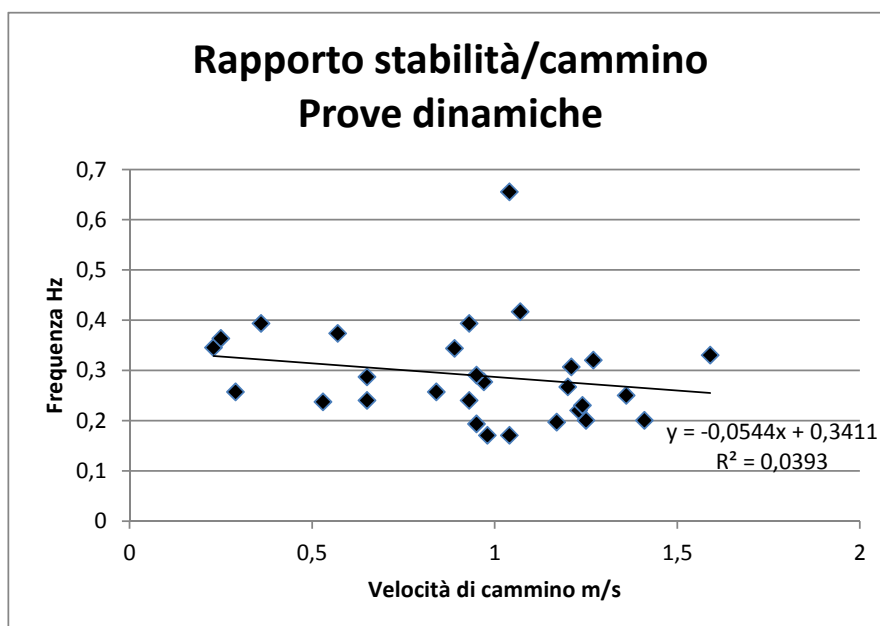
L'analisi della frequenza delle prove dinamiche, mentre mostra la stessa tendenza non statisticamente significativa delle prove statiche tra casi di atassia, emiplegia e diplegia, mostra altresì una differenza significativa tra i casi di lesione midollare e le altre patologie. I soggetti con lesione midollare mostrano frequenze di oscillazione più alta, doppia rispetto alle altre patologie, figura 6.18.



**Figura 6.19** Relazione tra la velocità di cammino e la frequenza di oscillazione nelle prove Statiche nei soggetti con disturbi di equilibrio.



Pensando che la frequenza possa essere una variabile di controllo della stabilità, lo studio della relazione tra frequenza di oscillazione nelle prove statiche e velocità di cammino mostra che i soggetti più veloci sono quelli che oscillano a frequenze maggiori nelle prove statiche, figura 6.19.



**Figura 6.20** Relazione tra la velocità di cammino e la frequenza di oscillazione nelle prove Dinamiche nei soggetti con disturbi di equilibrio.

Lo studio della relazione tra frequenza di oscillazione nelle prove dinamiche e velocità di cammino, figura 6.20, mostra, al contrario del grafico 6.19, che i soggetti più veloci sono quelli che oscillano a frequenze minori nelle prove dinamiche. In conclusione i soggetti più veloci oscillano maggiormente nelle prove statiche e in modo minore in quelle dinamiche.

## 6.6 Discussioni

I risultati ottenuti meritano una attenta discussione poiché una valutazione comparata delle prestazioni di equilibrio in condizioni dinamiche come quelle descritte in questo lavoro ha caratteristiche di novità. Infatti, le condizioni dinamiche fin ora testate in letteratura

sono o autoindotte dal soggetto al quale è, ad esempio, richiesto un piegamento sulle gambe o sono indotte da pedane che si muovono su traiettorie monodirezionali. Altro elemento di novità di questo studio è rappresentato dal tipo di interazione utilizzata nelle prove dinamiche. Tutti i soggetti si sono misurati nelle prove dinamiche in una condizione di bilanciamento attivo comparabile tra i soggetti, in quanto la risposta in forza del robot era normalizzato alla loro altezza e peso. Questo ha reso la difficoltà del compito comparabile e definito un contesto di perturbazioni generate da una precisa regola dinamica, ovvero le caratteristiche di rigidità e smorzamento simulate nel controllo in forza della piattaforma. Il paradigma di controllo sulla posizione di equilibrio della pedana richiama la teoria del controllo del movimento basata sul punto di equilibrio, descritta nel paragrafo 2.3.2, tra muscoli agonisti e antagonisti. La teoria del punto di equilibrio ha permesso di individuare una variabile di sintesi sul controllo del movimento, in altre parole la  $\lambda$ , la lunghezza a partire della quale il muscolo inizia a sviluppare tensione. Dall'analisi dei risultati ottenuti comparando gli indicatori utilizzati in questo lavoro, possiamo individuare, in modo analogo, elementi di sintesi sul fenomeno osservato? In altri termini esiste una variabile che possa sintetizzare la capacità di bilanciamento in posizione eretta?

Un'analisi preliminare dei risultati mostra un primo risultato statisticamente significativo e in parte atteso: tutti gli indicatori, ad eccezione della frequenza di oscillazione che merita una discussione a parte, mostrano una netta differenza tra le prove statiche e dinamiche per tutti i soggetti studiati. Le prove dinamiche mostrano valori maggiori rispetto a quelle statiche, quindi la distanza media dal centro medio di oscillazione, MDIST, è maggiore nelle prove dinamiche, così come: la lunghezza totale del percorso descritto dal CoP a terra, TOTEX, la velocità media del CoP, MVELO, e l'area di oscillazione, Area-SW. L'equilibrio su una superficie instabile come la pedana controllata in forza con punto di equilibrio orizzontale induce maggiori oscillazioni del CoP.

Altro elemento rilevante, dalla lettura dei risultati sugli indicatori, è la tendenza ad una maggiore oscillazione in medio-laterale rispetto alla direzione antero-posteriore, risultato già evidenziato dalle prove descritte nel paragrafo 3.3 producendo sbilanciamenti attivi sui soggetti sani. La possibile ipotesi è relativa al contesto dell'esercitazione ed alla configurazione biomeccanica del corpo. Al contesto, in quanto l'esercizio e la valutazione sono entrambi effettuati a piedi paralleli con base di appoggio allargata all'altezza delle spalle. Alla configurazione biomeccanica del corpo, in quanto con i piedi tenuti come descritto precedentemente la base di appoggio è più estesa in medio-laterale piuttosto che in antero-posteriore. In aggiunta, sempre da un punto di vista biomeccanico, il controllo in antero-posteriore può essere esercitato solo attraverso la flessso-estensione di anca e caviglia. Mentre, in medio laterale il movimento di tutto il parallelepipedo, costituito dai due arti inferiori, bacino e terreno, può compiere ampie oscillazioni laterali a patto che il troco oscilli in direzione contro laterale. Infatti, sappiamo (capitolo 3) che tali oscillazioni non comportano necessariamente un aumento dell'oscillazione del corpo con un modello a pendolo inverso, ma possono essere spiegate da una complessa relazione tra i giunti che compongono la catena animata del corpo in piedi, basate sulla esperienza precedente e volte al mantento del CoP entro la base di appoggio corporea. Resta ancora da individuare quale possa essere la variabile di controllo.

Dal confronto dei risultati tra bambini, adulti e soggetti con disturbi di equilibrio, emerge che relativamente al bilanciamento nella direzione più critica, l'antero-posteriore, si osserva una tendenza a maggiori valori passando dagli adulti ai bambini ai soggetti con patologia. I valori in antero-posteriore in questo test possono essere considerati come indici di maturità nel controllo in piedi, minori sono i valori più maturo è il controllo.

Relativamente alla possibilità di utilizzare gli indicatori sopra descritti al fine di discriminare pazienti con patologie differenti i risultati dell'analisi statistica hanno dato esito negativo. Pertanto gli

indicatori utilizzati sono utili a capire il livello di sbilanciamento e la modalità di controllo, ma non a discriminare tra loro i pazienti per patologia.

I risultati sulla frequenza di oscillazione si discostano dagli altri risultati. La frequenza di oscillazione resta costante sui valori intorno ai 0.3 Hz per tutti i soggetti studiati e per tutte le prove sia statiche che dinamiche. Questo dato è riportato in letteratura ed è dimostrato che aumenta nelle persone anziane. La frequenza di oscillazione può quindi considerarsi una effettiva variabile di controllo per il sistema nervoso centrale. Le strategie di bilanciamento possono essere considerate mirate a contenere la frequenza di oscillazione. Inoltre analizzando le differenze tra le varie patologie si osserva sia per le prove statiche che dinamiche una tendenza a valori di frequenza di oscillazione decrescenti passando dai soggetti con danno midollare a quelli con atassia agli emiplegici fino ai diplegici che mostrano valori più bassi. Questo ci fornisce una indicazione rispetto alle abilità di bilanciamento nelle varie patologie non sempre rilevabile dalla sola osservazione clinica. Ad avvalorare questa ipotesi è l'analisi statistica che rileva una differenza significativa in condizioni dinamiche tra le prove dei soggetti con lesione midollare e gli altri soggetti. Questo risultato si coniuga con l'osservazione clinica dei soggetti.

Al fine di capire quale relazione intercorra tra la capacità di bilanciarsi in piedi e le abilità di cammino le due variabili sono state confrontate in due grafici a dispersione uno per le prove statiche e l'altro per le prove dinamiche. Ne emerge che i camminatori più veloci esprimono oscillazioni più ampie in condizioni statiche e oscillazioni meno ampie in condizioni dinamiche. Ne consegue che la sola osservazione delle prove statiche può essere fuorviante sul giudizio della capacità di bilanciamento dei soggetti. Ovvero si può ipotizzare che i soggetti più 'stabili' tendono a oscillare più ampiamente quando il compito è facile, pedana fissa, mentre mostrano le loro abilità quando la sfida diviene complessa, pedana dinamica. In altri termini possiamo ipotizzare che la pedana in condizioni di controllo in forza

identifichi le effettive capacità di bilanciamento, meglio evidenziando le abilità dei soggetti.

Le analisi delle prove dinamiche e loro comparazione con le prove statiche forniscono informazioni aggiuntive e più consistenti sulle abilità dei soggetti esaminati.

# CAPITOLO 7 Ipotesi di controllo reattivo della piattaforma RotoBiT<sup>3D</sup>

## 7.1 Ipotesi di apprendimento motorio

Dai risultati illustrati nei capitoli precedenti, emergono due elementi utili a formulare un ipotesi di training sulla pedana. Dal capitolo 3 emerge che il bilanciamento in stazione eretta utilizza strategie multiple di controllo, rese evidenti dal confronto con le prove dinamiche. Si riconoscono strategie basate sull'informazione visiva o vestibolare e quindi possiamo definirle di tipo *top-down*. L'equilibrio è basato sulla stabilizzazione della testa nello spazio. Strategie di stabilizzazione delle pelvi che possono essere definirle *bottom-up* e basate maggiormente sull'informazione propriocettiva, prevalentemente sulla pressione sotto la pianta dei piedi. Tali strategie sono comunque basate sull'esperienza accumulata e mirate a controllare le forze dinamiche alle quali la catena cinematica del corpo è sottoposta proprio nelle condizioni dinamiche. Perturbazioni mono-assiali e ripetute inducono strategie semplici come l'oscillazione a pendolo inverso in caso di perturbazioni antero-posteriori. Perturbazioni continue multi assiali inducono risposte posturali complesse, alle quali partecipano tutti i segmenti corporei, mirate a contenere ampiezza (paragrafo 3.2) e frequenza (paragrafo 5.4 e 5.5) dell'oscillazione. Lo studio del CoP nelle condizioni dinamiche di controllo reattivo sulla pedana ha permesso di evidenziare le caratteristiche allenanti, non della condizione dinamica in se, ma della particolare condizione di controllo reattivo selezionato. Nei test dinamici selezionati nel capitolo 5 il controllo dell'equilibrio comporta un controllo reattivo ed anticipatorio sia sugli sbilanciamenti autoindotti dai movimenti corporei, sia dagli sbilanciamenti prodotti dal controllo reattivo in forza della pedana.

## 7.2 Descrizione del controllo reattivo

Una prima ipotesi di addestramento può dunque essere basata sull'esercitazione degli sbilanciamenti autoindotti ed etero indotti. Le due modalità non possono veramente essere separate, ma amplificate dal controllo reattivo in forza della pedana. Come già accennato nel capitolo 1, non vi è movimento senza percezione e viceversa, in quanto in assenza di movimento la percezione si annulla. Gli organi di percezione e il sistema nervoso centrale sono sensibili alle variazioni. Se fossimo perfettamente immobili nessuna informazione arriverebbe dai sensori corporei alla percezione e noi non sapremmo più definire la collocazione del corpo nello spazio, come a volte accade svegliandosi da un sonno profondo. Di conseguenza è impossibile rilevare assenza di spostamenti del CoP, essi sono necessari a mantenere il flusso di percezione-movimento che consentono l'azione, nel nostro caso il mantenimento dell'equilibrio. Il controllo in forza della pedana amplifica la sfida esperienziale e costituisce l'elemento allenante. Aumenta lo spostamento del CoP e la sua velocità, in tale condizione, mentre è necessario mantenere contenuta la frequenza di oscillazione. Aumenta la necessità di attenzione al compito e di anticipazione dello sbilanciamento. Se le caratteristiche elastiche della pedana non vengono modificate, si realizza una condizione di facilitazione, in quanto la condizione di prevedibilità della perturbazione favorisce l'estrazione di regole di invarianza di bilanciamento dinamico. Gli sbilanciamenti autoindotti, che saranno amplificati dal controllo reattivo della pedana, possono essere selezionati al fine di esercitare specifiche difficoltà di bilanciamento del singolo soggetto. Semplici compiti di afferramento sulla pedana possono essere utilizzati allo scopo. A esempio, un paziente che trasferisce con difficoltà il carico sull'arto destro può essere esercitato chiedendogli di afferrare oggetti posti alla sua destra, chi, invece ha difficoltà a bilanciarsi per un difetto di controllo sulla caviglia può essere sollecitato ad afferrare oggetti posti in basso. È opportuno ricordare che gli sbilanciamenti avvengono in modo continuo in 3D, per il disegno della pedana che ruota intorno a un punto centrale, e

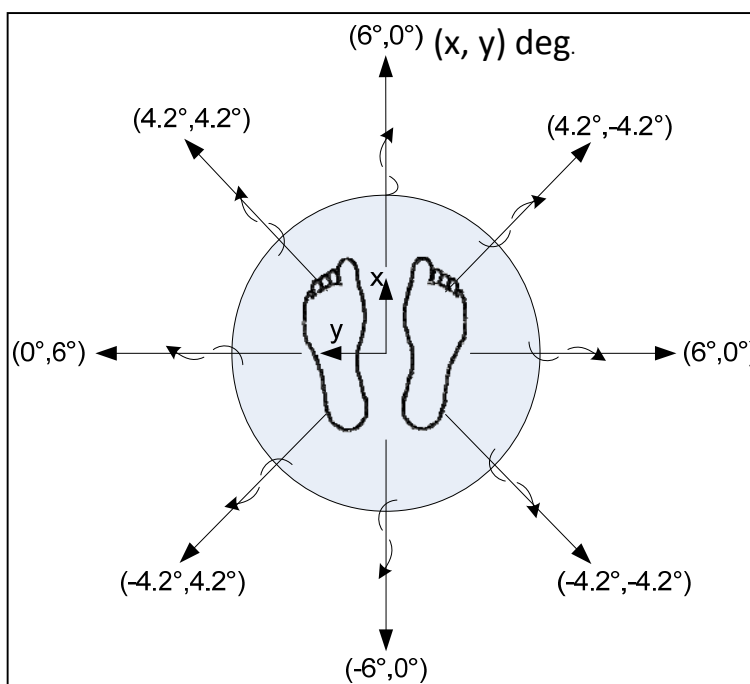
quindi coinvolgono in modo reciproco i due emi lati del corpo. In tal modo ogni esercitazione coinvolge attività reciproche comuni a quelle del cammino ed è ad esso propedeutico.

### **7.3 Prove effettuate**

Per valutare l'efficacia di un'esercitazione vi sono fondamentalmente tre strade. La prima è di selezionare due popolazioni di pazienti omogenee e somministrare solo a una di essi la terapia. Questa soluzione è eticamente non praticabile. La seconda soluzione è di somministrare ai due gruppi una terapia differente tra quelle considerate come migliore pratica terapeutica. In questo caso la difficoltà è di recuperare due campioni abbastanza ampi di persone con lo stesso tipo e gravità di disturbo. La terza soluzione è di utilizzare il paziente come controllo di se stesso. In questo caso si somministrano due differenti terapie allo stesso paziente, possibilmente quando i fenomeni di recupero spontaneo e la malattia si sono stabilizzati. In questo caso un metodo è di somministrare tre valutazioni, la prima all'inizio dei trattamenti, la seconda tra i due e la terza alla fine dei trattamenti. Si misura se vi sono stati cambiamenti dell'abilità esaminata dal test. Si è deciso di adottare questo modo di studio, poiché non necessita la selezione di campioni omogenei, che in caso di lesioni neurologiche è sempre molto difficile. Più facile è invece selezionare una pratica riabilitativa che abbia elementi di similarità con quella da testare. La scelta del test di verifica necessita di una certa attenzione. Non è possibile utilizzare un test che ripeta la stessa condizione dell'esercitazione. Test ed esercitazione debbono avere differenti caratteristiche in quanto una esercitazione per essere considerata efficace deve produrre una generalizzazione dell'apprendimento. Non si può considerare apprendimento il solo aumento delle abilità esercitate, ma è necessario che l'apprendimento produca benefici, nel nostro caso della capacità di equilibrio in stazione eretta, anche in compiti diversi da quello esercitato. Nel nostro caso l'esercitazione consiste nel mantenere l'equilibrio in

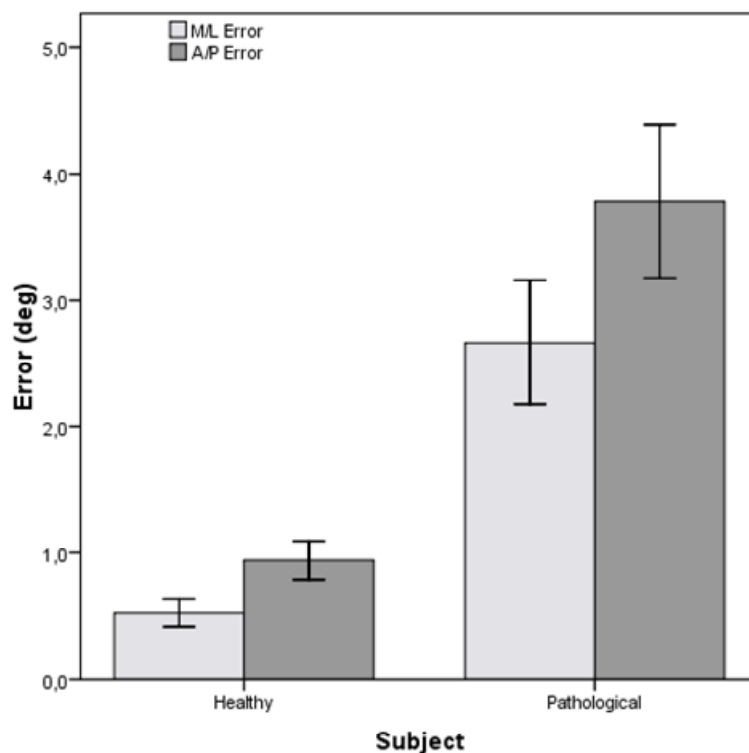


stazione eretta sulla pedana robotizzata controllata in forza, mentre sono richiesti esercizi di puntamento visivo o manuale, idonei a esercitare le necessarie correzioni di equilibrio, pesando l'esercizio alle abilità del soggetto. Pertanto si è deciso di realizzare un test di bilanciamento che fosse indipendente dall'esercitazione.



**Fig. 7.1** schema rappresentativo del test utilizzato. Le frecce indicano le otto direzioni lungo le quali il punto di equilibrio della pedana è stato inclinato di  $6^\circ$  ognuna. Il soggetto in stazione eretta sulla pedana doveva riportarla in posizione orizzontale spostando solo il CoP senza muovere i piedi dalla posizione indicata in figura.

Durante il test descritto in fig. 7.1, il paziente doveva riportare in posizione verticale la pedana robotica, controllata in forza con rigidità e smorzamento ponderati all'altezza e peso del soggetto, ogni volta che il suo punto di equilibrio veniva spostato di  $6^\circ$  nelle otto direzioni riportate in fig. 7.1 secondo un ordine antiorario. L'angolo mantenuto dal soggetto con un'incertezza massima di  $2^\circ$  per almeno 4s viene registrato come indice di bilanciamento in quella direzione. Ogni prova è ripetuta tre volte per una maggiore affidabilità dei risultati.



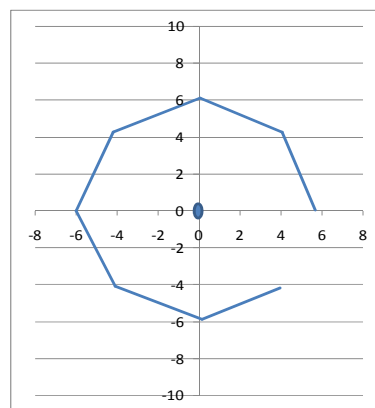
**Fig. 7.2** Angolo di bilanciamento raggiunto da sei soggetti sani e tre soggetti con trauma cranico nelle direzioni medio-laterale e antero-posteriore. Il test è in grado di discriminare chiaramente i due gruppi.

In Fig. 7.2 sono riportati gli angoli di equilibrio nelle direzioni medio-laterale e antero-posteriore di sei soggetti sani e tre soggetti con trauma cranico. Si osserva un angolo di equilibrio minore nella direzione medio-laterale per tutti e due i gruppi. Questa differenza, se comparata con i risultati ottenuti nelle valutazioni del CoP illustrate nel capitolo 6, conferma una maggiore difficoltà di bilanciamento nella direzione antero-posteriore, a seguito della condizione di test avvenuta a piedi paralleli. La figura evidenzia inoltre la ridotta capacità dei soggetti con trauma cranico di riportare la pedana in posizione orizzontale, cioè una difficoltà a trasferire il carico da un piede all'altro in conseguenza della difficoltà di bilanciamento.

### 7.3.1 Descrizione del campione studiato

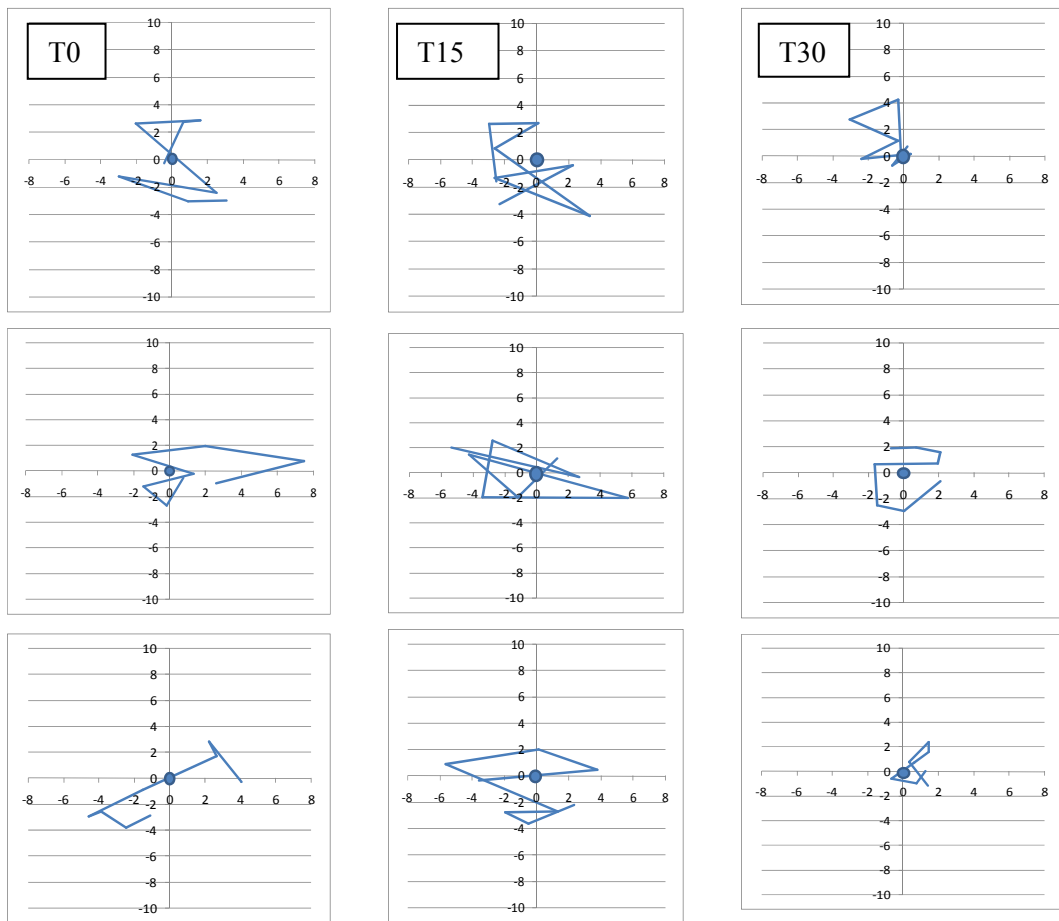
La condizione di test descritta è stata applicata per verificarne la fattibilità su un soggetto con trauma cranico. Si tratta di un soggetto di 16 anni che ha subito un trauma cranico in seguito ad un incidente stradale. Il trauma è avvenuto sei mesi prima del test e il soggetto aveva già recuperato la capacità di stare in stazione eretta e camminare in modo autonomo. Questa scelta è stata eseguita giacché prima di tale periodo sono in corso processi di recupero spontaneo che rendono impossibile la valutazione degli effetti terapeutici di qualsiasi esercitazione. Il paziente è stato sottoposto a un periodo di quindici giorni di esercitazione su pedane oscillanti passive e poi a quindici giorni di esercitazione su pedana robotizzata resa instabile dal controllo in forza. Il test descritto nel paragrafo 7.3.1 è stato ripetuto prima dell'inizio delle esercitazioni, dopo il primo ciclo di terapia e alla fine dell'esercitazione.

### 7.3.2 Risultati ottenuti



**Fig. 7.3 Disegno dell'angolo di variazione del punto di equilibrio della pedana nelle otto direzioni somministrate in senso antiorario.**

Nel test il punto di equilibrio della pedana è variato otto volte in senso antiorario. Misure ripetute sono effettuate somministrando il test consecutivamente per tre volte ad ogni valutazione. Tra una prova e l'altra della durata di circa un minuto è consentito un minuto di riposo al fine di evitare fenomeni di affaticamento.



**Fig. 7.4** Disegno degli otto punti di equilibrio raggiunti dal soggetto in tre prove consecutive, dall'alto al basso, riportate nelle colonne da sinistra a destra, rispettivamente, prima dell'esercitazione, dopo terapia su pedane passive e alla fine del trattamento su pedana controllata in forza. Le tre colonne mostrano la netta riduzione dell'inclinazione della pedana resa possibile solo al termine del secondo ciclo di esercitazione sul robot.

I grafici delle otto posizioni di equilibrio mostrano una ampia variabilità della posizione di equilibrio tra le tre prove eseguite sia nella prima che nella seconda colonna. Inoltre, in queste colonne non si notano effetti di riduzione dell'oscillazione al ripetersi del test. Anzi sembra osservarsi un certo aumento degli angoli di equilibrio tra la prima prova e le due successive. Nelle tre prove eseguite alla fine dell'esercitazione su robot controllato in forza, si osserva una riduzione degli angoli di equilibrio rispetto alle due colonne precedenti. Oltre a ciò, osservando la ripetizione delle prove dall'alto

al basso si osserva una maggiore capacità di adattamento al compito nell'ultima prova eseguita in ordine temporale.

### **7.3.3 Discussioni**

Il test prescelto si è dimostrato capace di distinguere individui con patologia da soggetti sani e nel valutare le variazioni delle abilità di bilanciamento in conseguenza a differenti trattamenti. L'ipotesi formulata nel capitolo 6 sulla possibilità di utilizzare il controllo in forza della pedana in senso terapeutico per migliorare le possibilità di bilanciamento dei soggetti si è dimostrata efficace nelle prove condotte sul paziente test. Il paziente è stato esercitato a controllare l'equilibrio su pedane instabili sia durante il primo che il secondo ciclo di esercitazione. La differenza tra i due trattamenti è costituita unicamente al modo di interazione tra pedana e soggetto. Nel primo caso le leggi di moto esterne all'organismo sono passive, le uniche forze attive sono quelle generate dal soggetto per bilanciarsi. Nel secondo caso le strutture coordinative interne all'organismo devono sintonizzarsi con una struttura coordinativa esterna, il campo di forze generato dalla pedana. Le costanti caratteristiche elastiche del campo sembrano favorire effettivamente il processo di estrazione di regole di invarianza utili alla costruzione dei processi di anticipazione necessari al bilanciamento corporeo, come ipotizzato.

## **CAPITOLO 8 Discussioni generali**

### **8.1 Discussioni**

Dalle osservazioni descritte nel capitolo 5 si comprende che il controllo dell'equilibrio in stazione eretta dipende da strategie multiple che coinvolgono aspetti sensoriali e dinamiche dipendenti dalla natura fisica del corpo e dell'individuo. L'informazione, nel caso specifico, visiva, vestibolare e propriocettiva è selezionata e strutturata percettivamente in differenti costrutti in relazione al compito ed alla soluzione attivamente selezionata dal soggetto. Non è possibile individuare un unico meccanismo di bilanciamento, inoltre i soggetti studiati hanno mostrato di passare da una strategia all'altra, al variare del contesto nel quale era loro richiesto di risolvere il compito, o al variare della richiesta o della dell'informazione disponibile. La varietà delle risposte osservate in conseguenza alla varietà di scenari proposti implica di dover ipotizzare, o la presenza di un patrimonio esteso di risposte standardizzate, oppure dobbiamo ipotizzare una capacità fluida di adattamento a compiti e contesti. Non si può però escludere che all'interno di una struttura come quella del sistema nervoso centrale, dove meccanismi gerarchici e paralleli coesistono, anche le due ipotesi prima formulate coesistano. Le informazioni sulle caratteristiche dei movimenti del CoP descritte nel capitolo 6 evidenziano che la frequenza di oscillazione sulla pedana può essere considerato un parametro di controllo che il sistema nervoso può utilizzare per controllare la selezione delle strategie e il passaggio da una all'altra. Inoltre, le prove di stabilità condotte in condizioni statiche da sole non sono sufficienti a individuare i soggetti con maggiori difficoltà di controllo, mentre le prove condotte in condizioni dinamiche discriminano quelli che hanno maggiori difficoltà di controllo. Questa osservazione porta con se che le prove dinamiche comportano un maggiore contenuto informativo in relazione alle potenzialità di utilizzo come esercitazione. Nel capitolo 7 è verificata in modo preliminare l'ipotesi riabilitativa su un soggetto

con trauma cranico in una fase stabile di recupero motorio. Per valutare i risultati del trattamento è stato necessario preparare un nuovo test di bilanciamento dinamico, che si è dimostrato valido a discriminare soggetti con differenti disturbi di equilibrio e il recupero motorio in conseguenza a differenti trattamenti sulla pedana. L'analisi delle variazioni del CoP in questo caso non avrebbe fornito una prova certa di miglioramento perché esse appartengono alla stessa famiglia di perturbazioni utilizzate per l'esercitazione. Il test utilizzato nel capitolo 7 mostra invece che è avvenuta una generalizzazione nell'apprendimento motorio di abilità di bilanciamento in stazione eretta.

## **8.2 Conclusioni**

Il confronto delle valutazioni del CoP in condizioni statiche e dinamiche si è rivelato utile a individuare una strategia di allenamento su una base di riscontri obiettivi. L'ipotesi di training in controllo di forza e la successiva valutazione hanno permesso di fornire evidenza di effettiva efficacia su un innovativo percorso di trattamento. Queste osservazioni hanno aperto la strada a ulteriori nuove possibilità di trattamento dei disturbi di equilibrio utilizzando il controllo in forza della piattaforma robotica. Infatti, l'innovativo trattamento può essere eseguito in condizioni controllate fornendo evidenza delle strategie utilizzate. Queste conoscenze, come evidenziato dalla presente tesi, conducono alla formulazione di nuovi percorsi riabilitativi e di nuovi metodi di valutazione oggettiva. Ciò è di particolare rilievo in ambito riabilitativo. Gli strumenti robotici promettono di aggiungere sia conoscenze sia opportunità terapeutiche, riproducibili anche senza l'ausilio del robot stesso una volta che le conoscenze sui processi studiati sono condivise in modo strutturato.

### 8.3 Ringraziamenti

I ringraziamenti qui prodotti sono tutt'altro che formali. Tutte le fasi di attività descritte nelle tesi non potevano essere condotte da un'unica persona, la complessità della materia richiede competenze multiple e la loro integrazione. Ho la fortuna di lavorare in un laboratorio di Analisi del Movimento e Robotica il cui *team* ha fatto della multidisciplinarietà un elemento primario di crescita. Un ringraziamento particolare al prof. Paolo Cappa, un incontro che ha aperto nuove prospettive verso una riabilitazione basata sull'evidenza. Il suo aiuto e incoraggiamento sono stati di continuo stimolo nel proseguimento degli studi verso nuove competenze. Devo poi un ringraziamento a Fabrizio Patanè per il suo quotidiano e generoso contributo alla realizzazione del progetto riabilitativo basato sulla pedana robotizzata da lui progettata e realizzata. Un ringraziamento ancora a Stefano Rossi per la sua disponibilità a discutere qualsiasi dubbio e in particolare sugli aspetti di analisi statistica dei risultati. Ringrazio Alessandra Colazza e Sacha Carniel per la loro totale disponibilità durante le fasi di selezione dei pazienti e la conduzione delle prove e delle esercitazioni. Infine, ma non per ultimo, ringrazio il Primario dott. Enrico Castelli per avermi sempre appoggiato nella realizzazione di questo progetto. Ringrazio poi tutti per avermi sopportato in alcune note di caparbia verso alcuni obiettivi, espressione unicamente di una forse eccessiva passione. Ringrazio poi l'Ospedale Bambino Gesù, la Presidenza, la Direzione Sanitaria, la Direzione Scientifica e la Direzione del Personale per avermi autorizzato e supportato nel compimento del progetto.