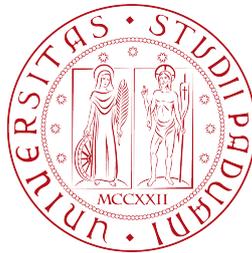


MISURE DI EQUILIBRIO

GIACOMO SINIGAGLIA



Analisi delle misure per la valutazione dell'equilibrio posturale

Giacomo Sinigaglia: *Misure di Equilibrio*, Analisi delle misure per la valutazione dell'equilibrio posturale, © 2013

Ohana means family.
Family means nobody gets left behind, or forgotten.
— Lilo & Stitch

Dedicated to the loving memory of Dario Gallinaro.
1956 – 2005

ABSTRACT

- **OBBIETTIVO:** Lo scopo di questa accurata revisione della letteratura è stato quello di determinare, con l'aiuto di sperimentazioni già effettuate, quale, fra i dati che descrivono grandezze legate alle misure di equilibrio, sia in grado di quantificare con migliore precisione e accuratezza l'equilibrio posturale. Per una analisi più ampia e approfondita si è posta l'attenzione anche sul modello matematico con cui può essere descritto il corpo umano mentre mantiene l'equilibrio e successivamente, dopo aver determinato la misura più utilizzata, è stata effettuata un'analisi sulla strumentazione impiegata proprio per la rilevazione di questi dati.
- **METODI:** La ricerca è stata condotta su una raccolta di letteratura, la maggior parte della quale ottenuta per combinazione di keywords, in particolare "Body sway", "Force Plate", "Balance", "Wii", "Rehabilitation", "Reliability" e "Validity", "CoP", "CoM". I criteri di inclusione prevedevano gli studi sulle caratteristiche fisiche del sistema che regola l'equilibrio posturale nell'uomo, sulla precisione e correttezza delle misurazioni basate sull'analisi del "CoP path" e la validità delle misure ottenute con WBB.
- **RISULTATI:** Sono stati selezionati 21 articoli utili ai fini della ricerca, che rispondevano ai criteri di inclusione. Gli studi riguardavano il modello matematico migliore con cui studiare l'equilibrio posturale, il golden standard per le misure di equilibrio e il confronto fra i dati ottenuti con piattaforme dinamometriche e con WBB. Tutti gli articoli consultati sono riportati nella bibliografia.
- **CONCLUSIONI:** Gli studi concordano nel ritenere il modello del pendolo inverso il migliore per descrivere l'equilibrio posturale. Ritengono inoltre l'analisi delle caratteristiche del centro di pressione la misura più indicativa e affidabile per valutazioni posturali. Per quanto riguarda le rilevazioni delle misure, la WBB è ritenuta uno strumento in grado di raccogliere dati utilizzabili sia sperimentalmente che in ambito clinico.

ACKNOWLEDGMENTS

Un ringraziamento particolare vorrei farlo al relatore, il Professor P. Pavan, per la disponibilità e cortesia dimostrata durante la stesura di questa tesi.

Un sentito ringraziamento desidero rivolgerlo anche alla mia famiglia, la quale, sostenendomi economicamente, mi ha permesso di raggiungere questo primo importante traguardo.

CONTENTS

I	GENERALITA'	1
1	EQUILIBRIO	3
1.1	Una prima definizione	3
1.1.1	Introduzione	3
1.1.2	Il sistema che regola l'equilibrio	3
1.2	Un problema sottovalutato	4
1.3	Nomenclatura	5
1.4	Sinergie e strategie per l'equilibrio	6
1.4.1	Le strategie posturali	7
II	EFFICACIA DELLE MISURE	11
2	UN MODELLO MATEMATICO	13
2.1	Il pendolo rovesciato nello stato di quiete	13
2.2	Meccanismo di controllo e stabilizzazione posturale	16
2.3	Perchè il CoP	18
2.4	Analisi dei dati posturali	20
2.4.1	Il calcolo della body sway area	22
2.4.2	Un confronto dei metodi	25
III	STRUMENTI DI VALUTAZIONE	27
3	STRUMENTI PER LA VALUTAZIONE DELL'EQUILIBRIO	29
3.1	Piattaforme dinamometriche	29
3.2	Perchè la Wii Balance Board	30
3.3	Analisi di WBB	31
3.3.1	Lo studio del path lenght	32
3.3.2	Lo studio della traiettoria	32
3.3.3	Lo studio del CoP e del CoM	33
3.3.4	Il WBA	34
3.4	Conclusione	34
IV	APPENDICE	37
	BIBLIOGRAPHY	39

LIST OF FIGURES

Figure 1	Decessi in canada per incidenti e cadute	5
Figure 2	Strategia di anca	8
Figure 3	Strategia di caviglia	8
Figure 4	Strategia piede motore	9
Figure 5	Analisi su pedana degli spostamenti del corpo	14
Figure 6	Grafico CoP/CoM	15
Figure 7	Proiezione di CoM e CoP sul piano di base	17
Figure 8	Proiezioni di CoP e CoM sul piano sagittale	18
Figure 9	Stiffness muscolare	19
Figure 10	Gomitolo posturale	20
Figure 11	Spostamenti latero-mediali CoP	21
Figure 12	Spostamenti del CoP antero-posteriori	21
Figure 13	Convex Hull	23
Figure 14	Metodo PCA con ellisse	24
Figure 15	Metodo delle aree dei cerchi	25
Figure 16	Metodi delle aree a confronto	25
Figure 17	Differenza path length misurato con FP e WBB	32
Figure 18	Path trajectory EC	33
Figure 19	Path trajectory EO	33

Part I

GENERALITA'

EQUILIBRIO

Da quando si è messo in piedi sugli arti posteriori l'uomo non sa più riacquistare l'equilibrio [S. J. Lec, "Pensieri spettinati" 12]

1.1 UNA PRIMA DEFINIZIONE

1.1.1 Introduzione

L'equilibrio è una componente di vitale importanza per la qualità della vita, una capacità fondamentale sia per riuscire a portare a termine le più semplici azioni quotidiane, come mantenere una corretta postura eretta e camminare evitando eventuali ostacoli, sia per riuscire a compiere i movimenti più articolati e complicati come quelli, ad esempio, richiesti durante l'esecuzione di un gesto sportivo.

Questa capacità non è presente in modo innato nell'uomo¹ e non per tutti è sviluppata allo stesso livello, ma come la maggior parte delle capacità umane, può essere stimolata e migliorata.

Utilizzando un approccio molto semplicistico e di carattere generale si potrebbe definire l'equilibrio come la capacità di mantenere il baricentro all'interno di un poligono d'appoggio.

1.1.2 Il sistema che regola l'equilibrio

Il mantenimento dell'equilibrio nell'uomo è affidato ad un sistema particolarmente sofisticato e accurato. Esso prevede la contemporanea attivazione di più periferiche sensoriali e la successiva integrazione delle informazioni raccolte; tale sistema, adibito al controllo posturale, è costituito nello specifico da 3 parti:

1. Il sistema somatosensoriale (propriocettività)
2. Il sistema vestibolare
3. Il sistema visivo

IL SISTEMA SOMATOSENSORIALE, costituito da recettori distribuiti nella pelle, nei muscoli, nelle articolazioni e negli organi interni, è in grado di registrare le diverse sensazioni di pressione e contrazione e di conseguenza determinare la posizione reciproca fra le diverse parti del corpo e la superficie d'appoggio.

¹ cresce e migliora con lo sviluppo psicofisico della persona, per poi calare nuovamente in età avanzata

LA VISTA svolge funzioni propriocettive simili a quelle che avvengono nei muscoli e nelle articolazioni, inoltre ha l'importante compito di raccogliere informazioni riguardanti i cambiamenti che avvengono nell'ambiente circostante.

Infine, L'APPARATO VESTIBOLARE, il quale si trova all'interno dell'orecchio, ha il compito di rilevare le variazioni riguardanti la posizione e la velocità della testa, rendendo possibile il corretto posizionamento degli occhi. E' in grado di determinare anche le accelerazioni tangenziali e angolari del capo. Le disfunzioni che colpiscono questo apparato possono portare il soggetto ad alterazioni dell'equilibrio, della motilità oculare e del senso dell'orientamento, con conseguenti vertigini e nausea. Essendo il controllo posturale e l'equilibrio funzioni decisamente complesse, possono insorgere difficoltà di varia natura nella sua gestione a seconda dell'età del soggetto: per i bambini nei primi anni, a causa della mancata maturazione delle vie nervose e lo scarso tono posturale, per gli anziani come conseguenza del deteriorarsi degli organi ricettivi e per la perdita di tono muscolare.

1.2 UN PROBLEMA SOTTOVALUTATO

La perdita di efficacia dal parte sistema adibito al controllo posturale dovuta all'età avanzata o all'effetto di alcune patologie degenerative ha portato la ricerca a cercare di capire meglio il funzionamento del controllo posturale e il mantenimento dell'equilibrio, con lo scopo di riuscire a determinare e quantificare in ogni istante l'equilibrio.

A causa dell'incremento sempre più elevato dell'età media della popolazione e con una aspettativa di vita sempre maggiore fra gli anziani, il problema del mantenimento della mobilità inizia ad assumere una importanza rilevante e una certa criticità. Infortuni e decessi causati da cadute negli anziani sono sempre più frequenti.

In figura 1 è possibile vedere il confronto fra il numero di decessi causati da incidenti stradali su veicoli motorizzati e quelli casuati da cadute accidentali, il tutto rapportato in funzione dell'età.

Il dato interessante è che il numero dei decessi dovute a caduta, per persone con un'età superiore a 80 anni, è significativamente simile al numero di decessi per incidenti stradali per soggetti di età compresa fra i 15-29, ma diventa sensibilmente più elevato se si considerano i dati raccolti per 100000 campioni: è circa 9 volte maggiore. La preoccupazione della società riguardo alle "stragi sulle strade" dei giovani dovrebbe essere anche incentrata sugli anziani e il loro tasso di mortalità elevatissimo dovuto alle cadute.

Praticamente tutti i disturbi del sistema neuro-muscolare hanno origine da un malfunzionamento del controllo posturale. A causa dell'abilità del sistema nervoso centrale (CNS²) di adattarsi alla perdita di funzionalità del corpo, una data patologia che causa disfunzioni

² Central Neurological System

nell'equilibrio potrebbe non manifestarsi immediatamente, ma nel momento in cui il sistema compensatorio del soggetto risulta temporaneamente limitato.

I pazienti affetti da disturbi vestibolari, ad esempio, fanno un eccessivo affidamento sull'utilizzo della vista, così, quando chiudono gli occhi o si trovano in una zona buia, hanno gravi problemi di stabilità. Patologie che implicano cambiamenti significativi nelle strategie di equilibrio sono, tra le altre: distorsioni croniche della caviglia, dolore cronico degenerativo alla schiena, scoliosi, vertigine parossistica posizionale, traumi cranici, ictus, malattie e paralisi cerebrali, malattia di Parkinson, deficit vestibolari, neuropatie periferiche, amputazioni di arti.

Se si pone l'attenzione sulla dinamica delle cadute, si può notare come almeno il 50% siano avvenute durante l'esecuzione di un movimento effettuato con la finalità camminare, questo perchè è durante la locomozione che il corpo umano richiede il maggior sforzo al sistema di mantenimento dell'equilibrio: iniziare e terminare il passo, evitare gli ostacoli, girarsi, sbattere contro oggetti o altre persone.

Age Group	MVA	Per 100 000	Falls	Per 100 000
0-14	253	4.4	14	0.2
15-29	1401	21.5	54	0.8
30-39	595	12.5	56	1.2
40-49	375	9.8	44	1.2
50-59	271	10.6	75	2.9
60-69	273	12.2	137	6.1
70-79	267	18.0	404	27.3
80+	157	23.0	1269	185.8
Total	3592	13.2	2053	7.5

Figure 1:

1.3 NOMENCLATURA

- **EQUILIBRIO (STABILITÀ POSTURALE)** : La stabilità posturale, o bilanciamento, è l'abilità di mantenere il corpo in equilibrio: un corpo è in equilibrio sia quando è fermo (equilibrio statico) sia quando è in uno stato di movimento definito e regolato (equilibrio dinamico). Può essere definito stabile quel sistema in cui il movimento non viene significativamente alterato nella traiettoria desiderata anche se sono presenti perturbazioni; quando il baricentro cade entro il poligono d'appoggio. Il mantenimento della stabilità è un processo dinamico che comporta la definizione di un equilibrio tra forze stabilizzanti e destabilizzanti. Il controllo posturale per la stabilità e l'orientamento richiede sia la percezione³ che l'azione⁴. (Stortini et al., 2008)
- **BASE D'APPOGGIO**: la zona sottostante, restando in posizione eretta, compresa fra i due piedi e delimitata da due linee che collegano rispettivamente le punte delle dita e dei talloni.

³ l'integrazione di informazioni sensoriali per valutare la posizione e il movimento del corpo nello spazio

⁴ l'abilità di generare forze per controllare i sistemi di posizione del corpo

- **CENTRO DI GRAVITÀ(COG):** Punto di applicazione della risultante delle forze agenti sul corpo.
- **CENTRO DI MASSA(COM):** Punto in cui si concentra tutta la massa di un corpo in un sistema a 3 dimensioni.
- **CENTRO DI PRESSIONE (COP):** Punto in cui è localizzata il vettore risultante delle reazione vincolare della superficie su cui è appoggiato il corpo. E' totalmente indipendente dal COM. Se un solo piede è appoggiato sul terreno il CoP si troverà in un punto all'interno del piede stesso; se invece entrambi i piedi sono appoggiati al suolo la posizione del CoP varierà e sarà in un punto non meglio precisato compreso però fra i due piedi, spostato verso destra o sinistra in relazione alla distribuzione dei pesi.
- **CONTROLLO POSTURALE:** L'abilità di mantenere l'equilibrio in presenza di un campo gravitazionale mantenendo o riportando il CoM all'interno della base d'appoggio.
- **STATOKINESIGRAMMA:** rappresenta lo spostamento reale del centro di pressione in riferimento all'appoggio plantare, è detto anche gomito posturale. Grandezze legate direttamente allo statokinesigramma sono i parametri di superficie e la lunghezza.
- **BODY SWAY PATH:** rappresenta graficamente le oscillazioni del CoP di un soggetto. E' rilevabile tramite una pedana di forza.
- **BODY SWAY AREA:** l'area che racchiude tutti i punti descritti durante le oscillazioni del CoP, esistono più metodi per la sua determinazione.
- **STABILOGRAMMA:** evoluzione delle due componenti ⁵ del COP sulla base di appoggio in funzione del tempo.

1.4 SINERGIE E STRATEGIE PER L'EQUILIBRIO

Il mantenimento dell'equilibrio è un meccanismo particolarmente complicato, sviluppato nel corpo umano che implica la contemporanea attivazione e comunicazione dei molteplici sistemi sensoriali precedentemente analizzati.

Ogni componente, vestibolare, visiva e somatosensoriale, ha un suo ruolo nel controllo dell'equilibrio posturale: l'integrazione di questi tre fondamentali sistemi di percezione permette di mantenere il baricentro all'interno della base di appoggio del corpo in relazione agli spostamenti dovuti alle interazioni con l'ambiente circostante.

⁵ AnteroPosteriore e MedioLaterale

1.4.1 *Le strategie posturali*

L'uomo fermo, nella sua posizione eretta, mantiene l'equilibrio grazie a piccole ma continue oscillazioni che hanno lo scopo di controbilanciare la forza peso che tenderebbe, per effetto della gravità, a farlo cadere. Infatti le due risultanti di forze uguali ed opposte, la prima dovuta alla gravità e la seconda causata dalla reazione vincolare del suolo, si applicano rispettivamente al suo centro di gravità (CoG) ed al centro di pressione (CoP). L'equilibrio viene ottenuto solo quando questi due vettori si trovano allineati sull'asse della verticale del soggetto.

Abbiamo dunque a disposizione due modelli meccanici per descrivere la dinamica posturale:

- Strategia di anca, che implica la mobilitazione del CoG
- Strategia di caviglia, che implica la mobilitazione del CoP

La finalità di queste strategie è quella di ottenere una verticale ottimale in modo che il soggetto mantenga il suo baricentro entro il suo poligono di appoggio.

1.4.1.1 *Strategia di anca*

Supponiamo che, per ipotesi, la sola strategia posturale attiva sia quella del centro di gravità e che il centro di pressione sia fermo, ridotto ad un punto. Il solo modo per allineare il CoG con il CoP è, per il corpo, quello di modificare la sua geometria. Il risultato, come si può intuire dalla figura 2, viene ottenuto muovendo coordinatamente tutti i segmenti corporei come braccia, anche, gambe, ginocchia in modo che la nuova posizione del centro di gravità risulti quanto più allineata al centro di pressione. Ciò comporta un dispendio energetico molto elevato in quanto, in queste condizioni, la percezione del disequilibrio deve essere rapidissima, nell'ordine dei decimi di secondo, con la messa in gioco di accelerazioni elevate che sono circa 6 volte maggiori di quelle del CoG. Nelle situazioni comuni questa strategia è impiegata solo nei casi in cui si ha un perturbamento improvviso della postura e si vuole recuperare in tempi brevi un normale assetto posturale.

1.4.1.2 *Strategia di caviglia*

Anche qui si può ipotizzare che nella postura sia attiva unicamente la strategia del centro di pressione CoP ed inattiva quella del CoG, il che implica che il corpo è considerato come rigido ed indeformabile. Quando il centro di gravità oltrepassa la verticale del centro di pressione, per recuperare uno stato di equilibrio è necessario che il centro di pressione vada al di là della verticale del CoG in modo da formare una coppia di richiamo, vedi Figura 3. Questa coppia di richiamo è



Figure 2: Strategia di anca

creata dall'azione dei muscoli della regione posteriore della gamba e dai muscoli flessori plantari del piede. Questa strategia permette di compensare moderate perturbazioni dell'equilibrio e richiede un minore sforzo muscolare.

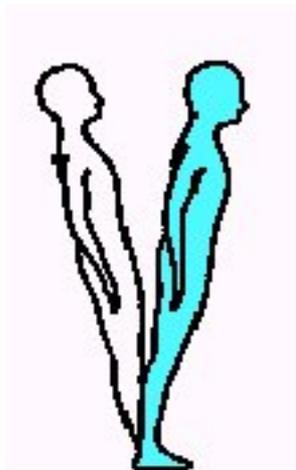


Figure 3: Strategia di caviglia

1.4.1.3 La Strategia del "piede pilastro e piede motore"

Risulta chiaro come la strategia dell'anca comporti un gran dispendio d'energia poiché le grandezze in gioco sono notevolmente elevate, quindi non possa essere comunemente utilizzata ed è altrettanto evidente come la strategia di caviglia sia inadatta per la regolazione posturale continua e per piccole perturbazioni. Esiste una terza strategia che l'organismo utilizza, più economica e meno dispendiosa, che si realizza a livello dell'arco metatarsale del piede.

Dalla figura 4 si può vedere che quando il CoP arretra sull'asse del piede destro da CP a CP' questo movimento presenta una componente sagittale e una frontale poiché l'asse del piede non è mai perfettamente parallelo all'asse sagittale del corpo. Affinchè la componente

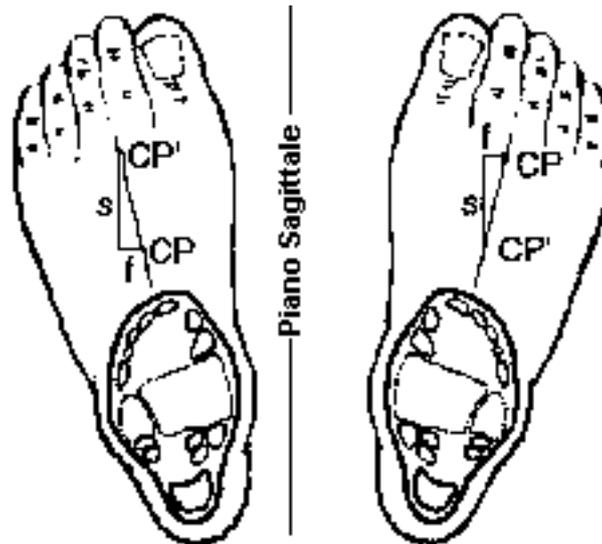


Figure 4:
Strategia del piede pilastro e del piede motore

frontale del movimento del centro di pressione sul piede sinistro sia diretto nello stesso senso, bisogna che il centro di pressione avanzi sull'asse del piede sinistro da CP a CP'.

La registrazione separata dei movimenti a livello del piede sinistro e destro, ottenuta con piattaforma dinamometrica, mostra come vi sia una netta asimmetria delle tracce del centro di pressione, potendo così definire il piede destro come piede pilastro e quello sinistro come piede motore.

Part II

EFFICACIA DELLE MISURE

2.1 IL PENDOLO ROVESCIATO NELLO STATO DI QUIETE

Lo stato di quiete è stato oggetto di numerosi studi. La misura che più di tutte è stata registrata riguarda gli spostamenti del centro di pressione [Winter et al. 1995], rilevati con una singola piattaforma di forza. L'escursione del CoP, sia nello spostamento antero-posteriore (A/P) che medio-laterale (M/L), è stata già analizzata approfonditamente in numerosi studi.

In ogni caso, prima di procedere con la descrizione del modello matematico è importante definire la relazione che intercorre tra CoP e CoG durante la posizione eretta in condizione di riposo.

La posizione più comune in cui ci si trova solitamente è con i piedi uno di fianco all'altro e la maggior parte delle discussioni che riguardo il controllo, si focalizzano sulla stabilizzazione dei movimenti anteroposteriori che vanno ad attivare la strategia di caviglia, precedentemente illustrata. Per introdurre il modello del pendolo inverso per la stabilizzazione dei movimenti A/P e spiegare con efficacia la differenza tra CoG e CoP si faccia riferimento alla figura 5.

Ogni figura rappresenta differenti situazioni posturali durante 5 istanti di tempo differenti. Durante il primo istante (1) il CoG del corpo risulta essere avanti rispetto al CoP e la velocità angolare è così assunta in senso orario. Il peso del corpo W è uguale ed opposto alla forza di reazione verticale R e questo parallelogramma di forze agisce ad una distanza g e p rispettivamente dal punto di articolazione della caviglia. Sia W che R rimangono costanti durante lo stato di quiete. Si può quindi associare il movimento del corpo a quello di un pendolo rovesciato, il cui perno è rappresentato dall'articolazione della caviglia, un momento antiorario generato da Rp e un momento orario generato da Wg .

$$Rp - Wg = I\alpha$$

In cui I rappresenta il momento di inerzia totale del corpo rispetto perno di rotazione, ovvero la caviglia (kgm^2) e α è l'accelerazione angolare del pendolo inverso (rs^{-2}).

Se $Wg > Rp$, il corpo sarà sottoposto ad una accelerazione angolare in senso orario. Per correggere questo 'sway¹' in avanti, il soggetto dovrà incrementare la forza esplicata nel suo CoP cosicché si arriva

¹ oscillazione

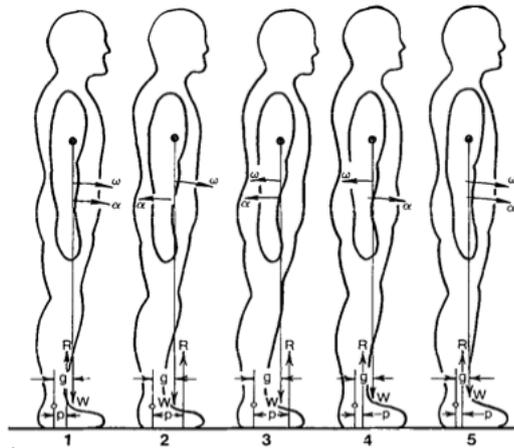


Figure 5: Soggetto che effettua delle oscillazioni avanti e indietro mentre staziona nello stato di quiete, eretto sulle gambe sopra ad una piattaforma di forza. 5 differenti punti nel tempo sono descritti, mostrando il centro di gravità (g) e il centro di pressione (p) e le relative accelerazioni angolari (α) e velocità angolari (ω). [Winter et al. 1995]

nella configurazione illustrata nel punto 2 di figura 5 in cui il CoP si trova in posizione avanzata rispetto al CoG. Ora è $R_p > Wg$: si ha una inversione del segno di α e inizierà a diminuire ω fino al momento in cui, come mostrato nella 3, non l'avrà resa negativa. Ora, sia la velocità che l'accelerazione angolare, sono negative e generano un'oscillazione del corpo in senso antiorario.

Quando il sistema nervoso centrale (CNS) recepisce questo spostamento del CoG all'indietro, riduce la forza² nel CoP fino a che, il suddetto punto, non torna a trovarsi dietro il CoG. Di nuovo si ha l'inversione di α e si arriva alla situazione 4, dopo un periodo di tempo, ω tenderà prima verso "0", poi cambierà di segno riportando il corpo nella situazione iniziale, rappresentata in 5.

Da questa sequenza risulta chiaro come il range dinamico del CoP debba essere qualcosa di decisamente più grande rispetto al corrispettivo del CoG: il CoP deve continuamente essere tenuto in movimento sia anteriormente che posteriormente in relazione al CoG.

Se il CoG ha la possibilità di "uscire" anche di pochi centimetri dall'area della base di appoggio è possibile che il movimento correttivo del CoP risulti insufficiente per azzerare la velocità angolare. In questo caso si dovrà compiere un passo in avanti per arrestare la caduta.

In figura 6 è possibile vedere una registrazione dei movimenti del CoP e CoG di un soggetto in equilibrio su una piattaforma di forza con l'istruzione di restare immobile.

² diminuendo l'attivazione dei muscoli flessori plantari

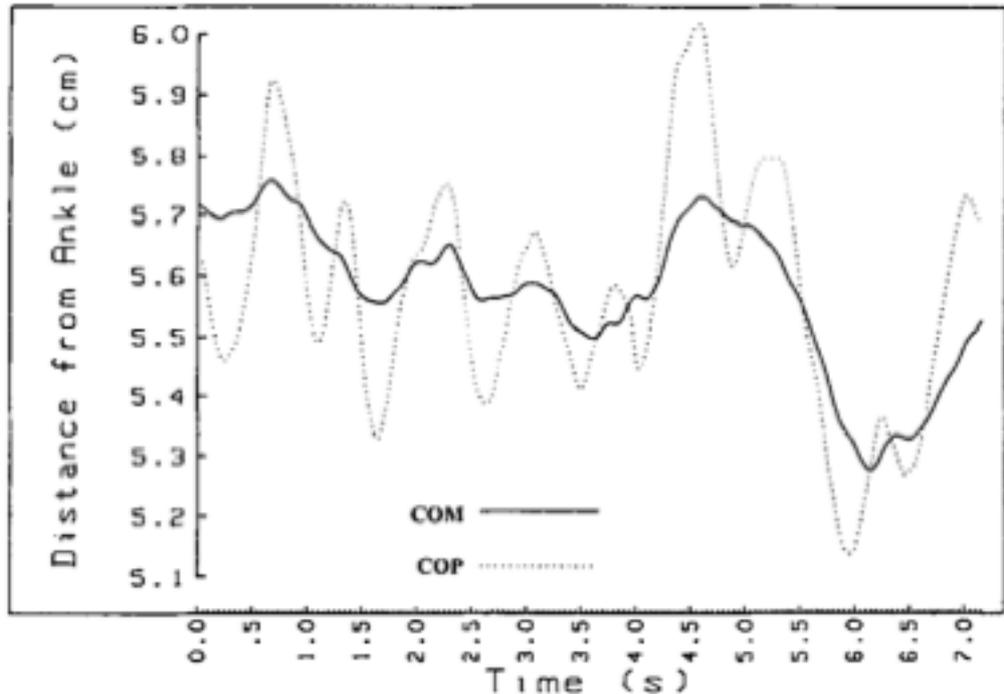


Figure 6:

Una registrazione di 7 secondi in cui è mostrato contemporaneamente lo spostamento del CoP e del CoM per un soggetto in equilibrio. Il centro di pressione ha un'oscillazione a frequenza e ampiezza maggiore.

Va notato come, nel lungo periodo di tempo, la media dei valori del CoP deve coincidere con la media dei valori acquisiti per il CoG. Nelle ricerche sperimentali è spesso stimata la posizione del CoM del corpo ed è tracciata la sua traiettoria nel tempo.

Nel pendolo invertito è possibile stimare l'accelerazione orizzontale del pendolo x'' del CoM dalla relazione

$$\alpha = \frac{x''}{d}$$

ove d è la distanza dalla caviglia del CoM. Sappiamo inoltre che

$$Rp - Wg = I\alpha$$

$$Rp - Wg = I\frac{x''}{d}$$

$$R = W$$

$$p - g = \frac{Ix''}{Wd} = Kx''$$

Così è possibile affermare che le differenze che sussistono nella posizione del CoP e CoM sono proporzionali all'accelerazione orizzontale proprio del CoM.

Si può pensare alla differenza come un segnale di "errore" nel sistema di controllo dell'equilibrio, che causa proprio l'accelerazione del CoM; è fondamentale ricordare che l'accelerazione qui descritta è lungo la direzione A/P. La stessa accelerazione si ritrova anche nel movimento M/L.

*antero posteriore
mediale-laterale*

La stabilizzazione del corpo umano, in condizioni di riposo, è quindi un problema complesso che richiede un controllo preciso ed un'integrazione sensoriale articolata. La posturografia statica e dinamica danno due tipi di informazione complementari, che non sono riducibili l'una all'altra. L'interesse clinico dell'analisi stabilometrica e quindi del test di Romberg³ ad esempio, deriva dal fatto che può rivelare l'organizzazione spazio-temporale del controllo motorio e l'efficienza sensorimotoria.

2.2 MECCANISMO DI CONTROLLO E STABILIZZAZIONE POSTURALE

Il controllo della postura eretta richiede continuamente un inseguimento reciproco di CoM e CoP come si può facilmente notare dalla figura 7, in cui sono rappresentati in blu gli spostamenti del centro di pressione e in rosso gli spostamenti del centro di massa proiettati sulla superficie di appoggio; in figura 8 è possibile vedere la variazione di posizione del CoM e CoP nel piano sagittale.

Esistono 3 possibili meccanismi di stabilizzazione, che intervengono contemporaneamente:

- **MECCANISMO FISICO:** legato alla stiffness muscolare: si tratta di un controllo a feedback implicito, che agisce istantaneamente, senza ritardo.
- **MECCANISMO REATTIVO:** determinato da diversi tipi di riflessi agenti in modo indipendente: si tratta di un controllo in catena chiusa o a feedback, che agisce con i significativi ritardi di propagazione del segnale nervoso (diverse decine di millisecondi).
- **MECCANISMO ANTICIPATIVO:** di natura integrativa e di tipo centrale: si tratta di un meccanismo di controllo in catena aperta o a feedforward basato su un modello interno di fusione sensoriale e di predizione della dinamica, in grado di annullare i ritardi di trasduzione e propagazione delle informazioni sensoriali.

³ Con la locuzione Test di Romberg si intende un particolare esame diagnostico comunemente adoperato in Neurologia e Otorinolaringoiatria su pazienti che lamentano disordini dell'equilibrio o instabilità (atassia). La prova fu ideata dal neurologo Moritz Heinrich Romberg (1795-1873).

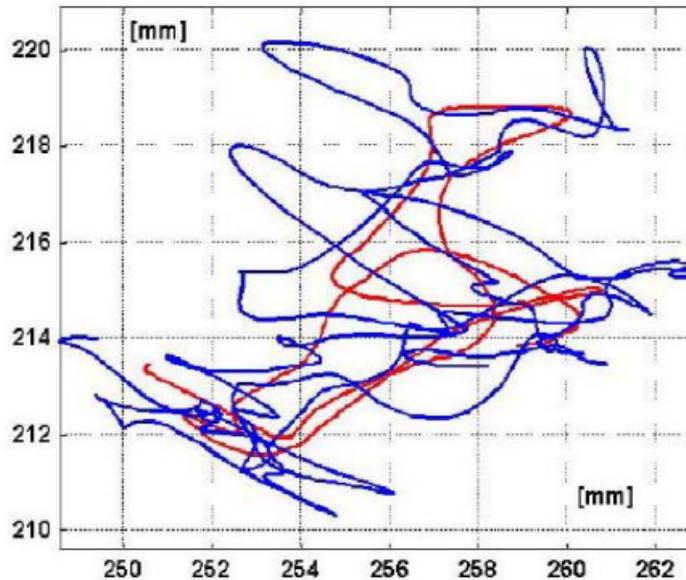


Figure 7:
Rappresentazione di CoM e CoP sulla superficie di base.

2.2.0.4 *Lo stiffness muscolare*

Si definisce stiffness la risposta efficace data da un muscolo ad una perturbazione meccanica del suo stato di riposo : la forza e la velocità cioè con cui un muscolo reagisce ad un movimento passivo improvviso ed inaspettato. A livello biomeccanico lo stiffness dipende in parte dalla tensione ed in parte dalla lunghezza muscolare al momento della perturbazione e ciò è collegato al rapporto forza/lunghezza, rapporto dinamico, in costante cambiamento per ogni singolo muscolo.

Lo stiffness di un muscolo rilassato o in condizioni di non carico antigravitario può essere molto basso; in questo caso la resistenza ad un movimento passivo opposta dal muscolo lo sarà altrettanto, facilitando stress di natura biomeccanica o muscolare.

Si può determinare matematicamente il valore critico di stiffness muscolare dovuto alla coppia gravitazionale: secondo la schematizzazione di figura 9 risulta

$$C_g = mgh\theta$$

Lo stiffness angolare dei muscoli della caviglia risulta però inferiore al valore critico di circa il 50% e non risulta pertanto sufficiente a stabilizzare la postura eretta.

2.2.0.5 *Controllo a feedback*

Questo meccanismo cerca di mantenere l'equilibrio basandosi su informazioni sensoriali riguardanti la posizione delle varie parti del

afferenze

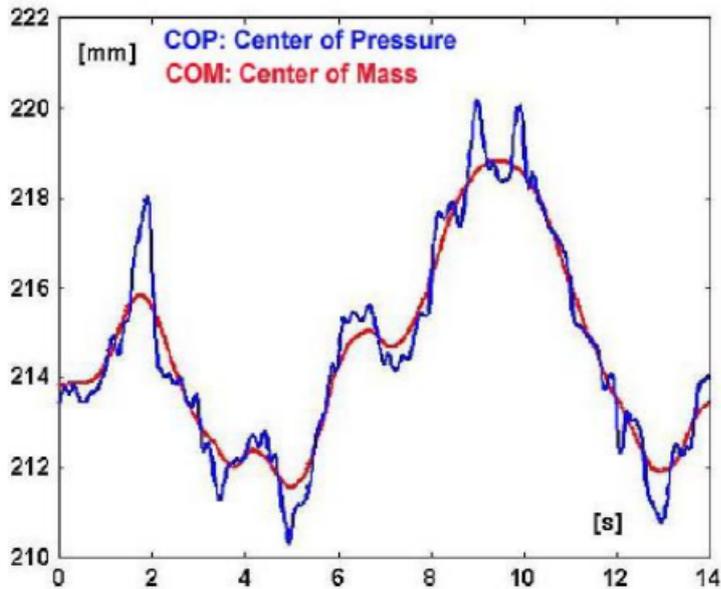


Figure 8:
Andamento delle oscillazioni di CoP e CoM in funzione del tempo, lungo il piano sagittale.

corpo. Le azioni muscolari vengono generate sulla base di informazioni visive, vestibolari, propriocettive e tattili.

2.2.0.6 *Controllo a feedforward*

Nel controllo feedforward le afferenze sensoriali non sono direttamente inviate al sistema neuromotorio ma ad un centro neurale associativo che si basa su un modello interno della biomeccanica e della fisica del mondo esterno. Le diverse azioni muscolari sono generate in anticipo rispetto agli eventi, in previsione degli effetti presunti. E' un controllo basato su meccanismi di apprendimento e di memoria ed è adattabile alle diverse condizioni ambientali. La predizione è efficace soltanto se i disturbi sono prevedibili e la loro dinamica è stata appresa.

2.3 PERCHÈ IL COP

Quando si misura l'equilibrio, le variabili più utilizzate per descrivere tale stato sono il CoP⁴ e le forze generate in relazione al CoM⁵. Chiaramente, quando si effettuano misurazioni, sono presenti anche diversi altri tipi di variabili e parametri, come il tempo di acquisizione di ciascun campione o la frequenza di campionamento, che possono influenzare il risultato della misura.

⁴ centro di pressione

⁵ centro di massa

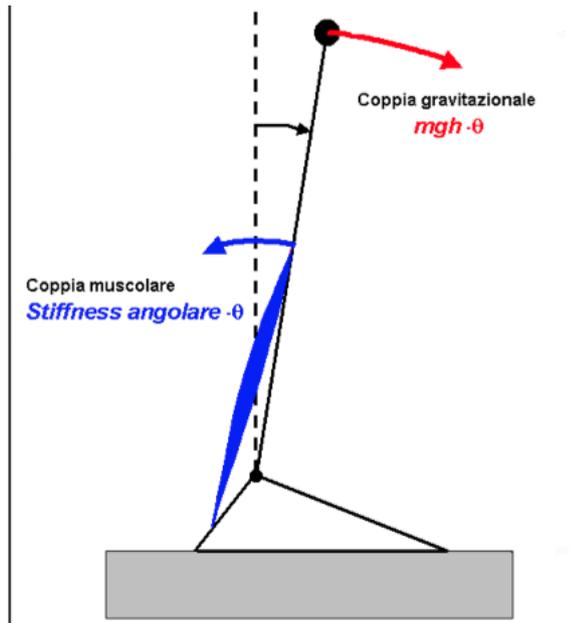


Figure 9: Rappresen-
tazione vettoriale dello Stifness muscolare

Rappresen-

Il CoP risulta la variabile più comunemente utilizzata quando si parla di valutazione dell'equilibrio [Jancova et al. 2008]. L'idea di utilizzare il CoP come misura di riferimento risulta particolarmente efficace quando si adotta anche il modello del pendolo rovesciato (13) per descrivere il movimento eseguito dal corpo per ritornare ad uno stato di equilibrio. Come visto precedentemente c'è un costante spostamento fra la posizione del CoP e CoM regolata da una legge matematica.

Alcune sperimentazioni sul CoP hanno provato a supportare tesi secondo le quali, tale punto, non sarebbe un parametro affidabile quando si parla di equilibrio. Goldie et al. [1989] verificò l'affidabilità e la validità di misure basate sul CoP e la loro correlazione con le forze in gioco per il mantenimento della stabilità posturale. I soggetti effettuarono 14 differenti esercizi di equilibrio, mentre i dati relativi alle forze e al CoP venivano registrati e analizzati tramite una piattaforma di forza. I test includevano esercizi ad occhi chiusi e aperti, e diverse posizioni tra cui appoggio monopodalico e bipodalico per la durata di 15 s. I risultati dimostrarono che i valori delle forze, effettivamente, erano in grado di produrre risultati sensibilmente più significativi rispetto ai valori rilevati per il CoP e che tali valori rilevati non erano collegati. In ogni caso recenti studi presenti in letteratura hanno rivisitato tale tesi e sono giunti a conclusioni differenti. Altri studi, come quello effettuato da Doyle et al. [2006] e LeClaire et al. [1996] hanno comprovato che prove effettuate basandosi sul CoP sono da ritenersi affidabili se condotte per un tempo sufficientemente lungo, variabile fra i 10 e i 30 secondi.

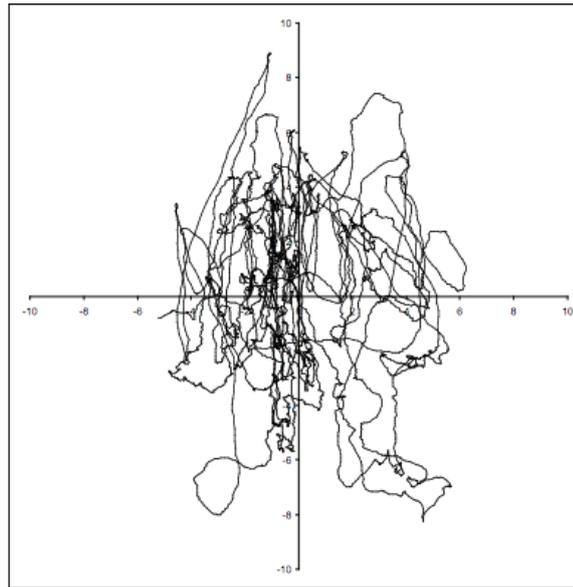


Figure 10: Esemplio di Statochinesigramma.

In conclusione, misure riferite al CoP sono ora le più comunemente utilizzate per la valutazione dell'equilibrio posturale con le piattaforme di forza; è considerato uno dei "gold-standard", o parametro di riferimento, nella ricerca [Deans, 2011].

2.4 ANALISI DEI DATI POSTURALI

La posturografia, ovvero l'analisi e la valutazione dell'equilibrio posturale di un soggetto, viene eseguita nei laboratori di ricerca con diversi strumenti, come le piattaforme dinamometriche. Per valutare le caratteristiche fondamentali del soggetto si rileva lo spostamento, nel tempo e nello spazio, del centro di pressione sul piano di appoggio. Quando si appoggia un piede al suolo, l'area di contatto con il terreno è sottoposta ad un sistema di forze distribuite sull'intera zona di contatto. Se al posto del suolo, disponiamo una piattaforma di forza, è possibile valutare la forza scambiata tra il piede e la superficie di appoggio. Misurando le variazioni di queste forze di contatto si possono ottenere due tipologie di grafico:

1. STATOCHINESIGRAMMA: rappresenta lo spostamento reale del centro di pressione in riferimento all'appoggio plantare. Figura 10.
2. STABILOGRAMMA : è la rappresentazione grafica dello spostamento del centro di pressione proiettato separatamente nei due piani, sagittale e frontale, in funzione della durata della prova [Sisti et al. 2007]. Figura 11 e Figura 12.

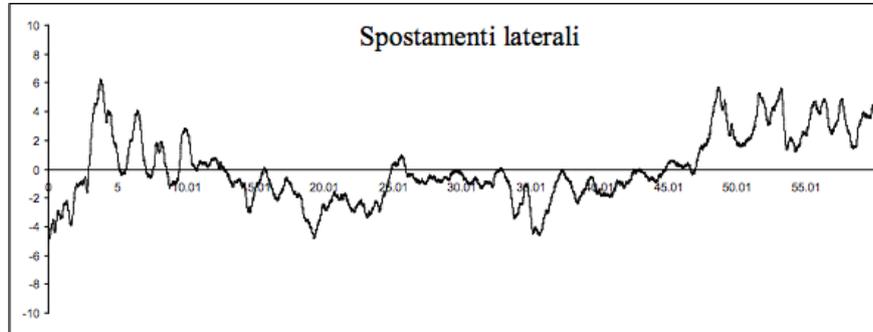


Figure 11:

Esempio di Stabilogramma, rappresenta gli spostamenti laterali del CoP

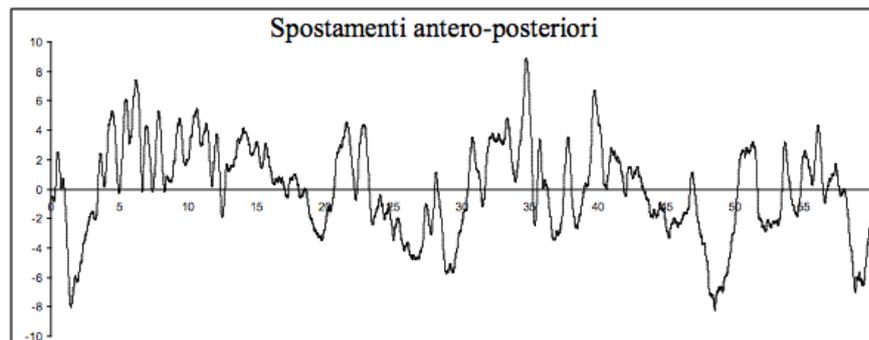


Figure 12:

Esempio di Stabilogramma, rappresenta gli spostamenti antero-posteriori del CoP

Le rappresentazioni grafiche risultano significative per un'analisi di tipo qualitativo, ma non forniscono sufficienti informazioni se si vogliono analizzare i risultati ottenuti da un punto di vista strettamente quantitativo.

Esistono numerosi modi per la quantificazione dei risultati grafici, dai quali si ottengono indici che caratterizzano le proprietà del gomitolo posturale.

I più di frequente utilizzati [Sisti et al. 2007] nell'analisi posturografica sono:

- la media delle distanze di ciascun punto dello sway⁶ dal centro dello stesso.
- la media delle distanze di ciascun punto dello sway dall'asse sagittale.
- la media delle distanze di ciascun punto dello sway dall'asse frontale.
- area dell'ellisse che è possibile associare allo stabilogramma; in questo caso si ottengono anche informazioni aggiuntive, quali la direzione media di tutti i punti dello stabilogramma e lo schiacciamento dell'ellisse.
- LFS (lunghezza in funzione della superficie); esso è semplicemente lo spostamento totale del baricentro diviso la superficie; si ritiene possa indirettamente misurare la spesa energetica per il mantenimento dell'equilibrio.

2.4.1 *Il calcolo della body sway area*

Come si è visto in precedenza, per la valutazione dell'equilibrio posturale, si utilizzano misure relative al CoP rilevato su soggetti in equilibrio sopra piattaforme di forza.

In particolare si valuta il movimento effettuato in un certo intervallo di tempo proprio dal centro di pressione: la traiettoria rappresenta la quantità di movimenti effettuati nell'intervallo di tempo in cui è effettuata la prova. Oltre alla valutazione della body sway area, altri parametri come la lunghezza dello sway path la velocità e la distribuzione dei campioni raccolti possono essere calcolati per una più completa classificazione delle oscillazioni posturali.

Esistono differenti modi per valutare e quantificare la traiettoria descritta dal CoP:

1. CONVEX HULL : è caratterizzato dalla misura dell'area che racchiude tutti i punti dello Sway path, approssimata dall'area di un poligono convesso.

⁶ per sway si intende l'oscillazione compiuta dal corpo che, anche in configurazione di equilibrio esegue sempre dei piccoli movimenti per mantenere tale stato

2. PCA-PRINCIPAL COMPONENT ANALYSIS: è caratterizzato dall'analisi delle "componenti principali" della matrice delle covarianze.
3. AREA MEDIA DEI CERCHI: è un terzo tipo di approccio utilizzato per studi clinici che si basa, per il calcolo della "body sway area", sul calcolo dell'area media dei cerchi ottenuti prendendo come centro i punti campionati dello sway path e come raggio la distanza degli stessi dall'origine.

2.4.1.1 Convex Hull

L'involuppo convesso dei punti dello statochinesigramma rappresenta una approssimazione della body sway area. In figura 13 è possibile vederne un esempio.

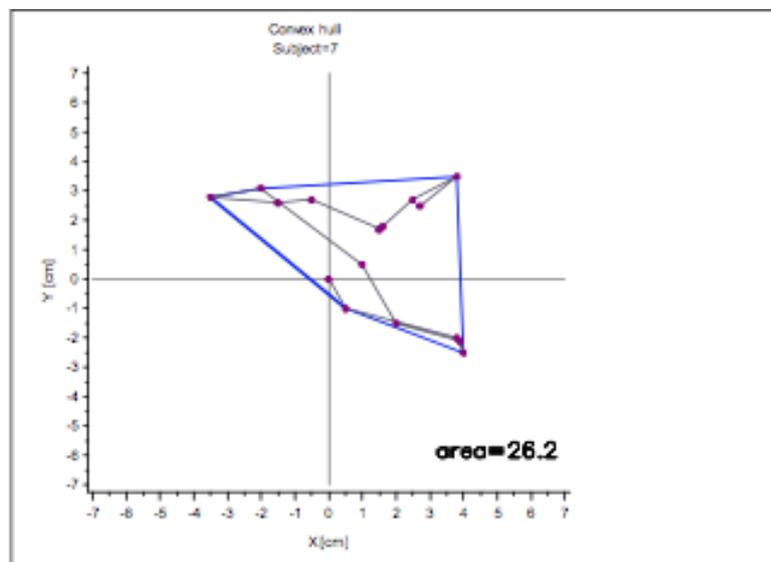


Figure 13: Un poligono convesso

L'area dell'involuppo può essere determinata usando un metodo di calcolo che utilizza il prodotto vettoriale. Le coordinate $(x_1, y_1) \dots (x_n, y_n)$ dei vertici del poligono sono sistemati in forma matriciale. Le coordinate devono essere prese girando in senso antiorario attorno al poligono, iniziando e finendo nello stesso punto. Così l'area può essere determinata dalla seguente formula:

$$Area_{ConvexHull} = \frac{1}{2} \begin{matrix} x_1 & y_1 \\ x_2 & y_2 \\ : & : \\ x_n & y_n \\ x_1 & y_1 \end{matrix} = \frac{1}{2} [(x_1y_2 + x_2y_3 + x_3y_4 + \dots + x_ny_1) - (y_1x_2 + y_2x_3 + y_3x_4 + \dots + y_nx_1)]$$

Se i punti del poligono sono ordinati in senso orario il risultato sarà un'area negativa altrimenti sarà positiva.

2.4.1.2 Analisi delle componenti principali (PCA)

L'analisi in componenti principali o PCA, dall'inglese principal component analysis, è una tecnica per la semplificazione dei dati utilizzata nell'ambito della statistica multivariata. Fu proposta nel 1901 da Karl Pearson e sviluppata da Harold Hotelling nel 1933. È nota anche come trasformata di Karhunen-Loève (KLT), trasformata di Hotelling o decomposizione ortogonale propria (POD, dall'inglese proper orthogonal decomposition).

Lo scopo primario di questa tecnica è la riduzione di un numero più o meno elevato di variabili (rappresentanti altrettante caratteristiche del fenomeno analizzato) in alcune variabili latenti (feature reduction).

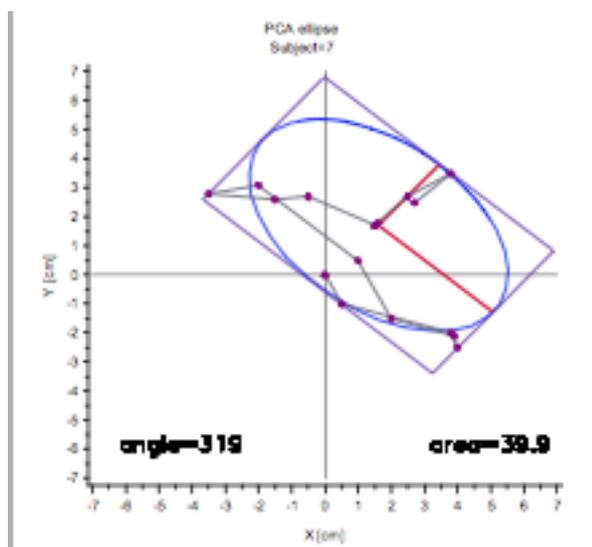


Figure 14: Ellisse che racchiude i punti dello Sway Path.

Gli autovalori (σ_0^2) sono calcolati a partire dalla matrice delle covarianze (σ_{xy}^2) in cui $\sigma_{xy}^2 = \frac{1}{N-1} \sum (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})$ e \bar{x} e \bar{y} sono i valori medi e la sommatoria è eseguita con tutti i punti ottenuti nella misura. La body sway area può essere calcolata quindi come l'area di un'ellisse che ha i due assi principali costruiti con gli autovettori e_1 ed e_2 e l'angolo θ ricavato da $\tan \theta = \frac{\sigma_{2,xy}}{\sigma_0^2 - \sigma_{yy}^2}$.

2.4.1.3 Area media delle circonferenze

Il terzo metodo per il calcolo della Body Sway Area è il risultato di una approssimazione della traiettoria basata sulla somma delle aree delle circonferenze costruite sui singoli punti dello sway path come ben rappresentato in figura 15. Ogni punto sul piano è espresso in coordinate polari (r, θ) . Per ogni dato è definito un cerchio, avente come raggio la distanza dall'origine e le coordinate (x, y) del punto rappresenteranno il suo centro. Se due punti presentano lo stesso

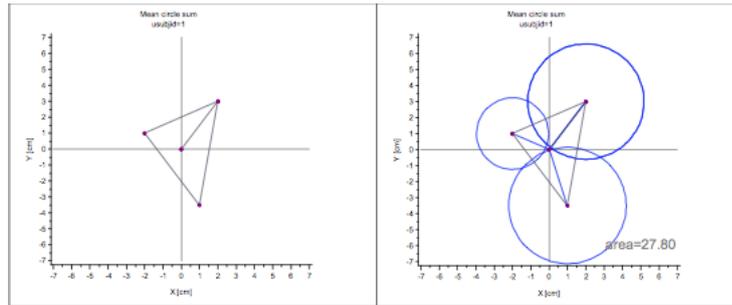


Figure 15: Cerchi ottenuti per la misurazione dell'area dello Sway Path.

valore dell'angolo θ rispetto all'origine, andrà considerato solo quello con raggio massimo. La media delle aree rappresenterà con buona approssimazione la body sway area.

L'algoritmo per il calcolo dell'area si basa sui seguenti punti

1. Trasformazione delle coordinate $P(x,y)$ in coordinate polari (r,θ) .
2. Calcolo dell'angolo di ciascun punto come valore integer (intero).
3. Calcolo del massimo raggio da associare a ciascun angolo.
4. Per i punti considerati quindi calcolare le aree delle circonferenze.
5. La body sway area è data dalla somma delle aree precedentemente calcolate.

2.4.2 Un confronto dei metodi

Come si può ben vedere in figura 16 le aree ottenute dallo stesso set di dati risultano notevolmente differenti. In particolare, la prima, ottenuta dall'involuppo, è 26.2 cm^2 , l'area dell'ellisse risulta 39.9 cm^2 e la terza e ultima area, ottenuta con il metodo dei cerchi risulta 37.1 cm^2 .

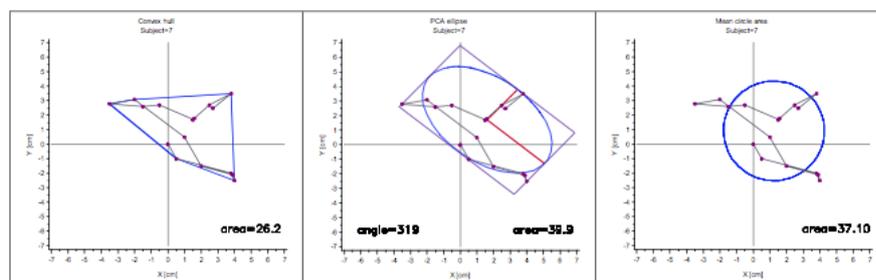


Figure 16: I 3 metodi a confronto

L'area dell'involuppo convesso risulterà sempre minore di quella calcolata tramite PCA mentre l'area calcolata con il metodo dei cerchi

dipende essenzialmente dalla distribuzione dei dati ottenuti; i primi due metodi risultano così comparabili mentre il metodo delle circonferenze non è confrontabile con gli altri in quanto risulta notevolmente differente quando i dati assumo una distribuzione lungo un unico asse principale.

Inoltre il calcolo tramite PCA fornisce le migliori indicazioni per quanto riguarda la direzione e l'ampiezza dell'oscillazione (sway direction e sway magnitude).

In conclusione, è possibile dire che tutti e 3 i metodi sono adatti per una corretta interpretazione dell'esame della posturografia [Wollseife, 2011]. Le aree risultano sì differenti, ma ogni metodo ha delle sue peculiarità: il calcolo dell'involuppo convesso è semplice da eseguire e il grafico ottenuto descrive con buona precisione la traiettoria seguita dal CoP, il metodo PCA utilizza l'ellisse per caratterizzare la traiettoria e in più quantifica con buona precisione la direzione e l'ampiezza delle oscillazioni del corpo sottoposto a misura mentre il terzo metodo è molto veloce, infatti sono eseguiti solo calcoli sulle aree e somme: i risultati sono una grezza approssimazione che dipende solamente dai dati in ingresso.

Part III

STRUMENTI DI VALUTAZIONE

STRUMENTI PER LA VALUTAZIONE DELL'EQUILIBRIO

3.1 PIATTAFORME DINANOMETRICHE

Al giorno d'oggi, una componente fondamentale per i laboratori che effettuano analisi di movimento è la piattaforma dinamometrica. Le prime nacquero sul finire del XIX secolo e prevedevano un funzionamento di tipo pneumatico. La naturale conseguenza fu l'invenzione di modelli basati sul principio di elettro-meccano trasduzione: la piattaforma doveva fornire un segnale di tipo elettrico proporzionale alla deformazione subita ad opera delle forze a cui era sottoposta.

Si possono distinguere diverse categorie di strumenti basate sul principio di funzionamento: capacitive, con estensimetri (strain gauge o gage), piezo-resistive o elettriche. Di fatto, il principio di funzionamento è sempre lo stesso: una forza causa un certo grado di deformazione dello strumento, detto anche sensore o trasduttore, il quale fa variare la grandezza assunta come riferimento.

Nelle PIATTAFORME A STRAIN GAUGE, la forza deforma leggermente ed in una delle sue dimensioni una lastra metallica alla cui superficie inferiore è attaccata una lastra metallica che altro non è che un circuito di resistenze elettriche (ponte di Wheatstone). La forza a cui è sottoposto il circuito crea delle deformazione che causano uno sbilanciamento elettrico direttamente dipendente dall'entità della forza stessa applicata.

Con le PIATTAFORME PIEZO-RESISTIVE chiamate anche elettriche, la forza causa una minuscola deformazione della struttura molecolare di speciali materiali con spiccate proprietà piezoelettriche¹. La modifica delle dimensioni fisiche comporta un cambiamento nelle proprietà elettriche (resistenza o voltaggio) che può essere convertito in un segnale proporzionale alla forza applicata per mezzo di componenti elettronici appropriati.

E' possibile rilevare, tramite le piattaforme di forza, anche le componenti di una forza ² lungo direzioni differenti grazie alla presenza contemporanea di più sensori posizionati ortogonalmente uno rispetto all'altro, in modo da creare un sistema di riferimento triassiale. Particolarmente frequente risulta essere l'impiego di tali strumenti per l'analisi posturale e del cammino. Solitamente, per questo tipo di utilizzo, viene misurata la reazione vincolare³ esplicita dal piede sulla

¹ quarzo, PZT

² è possibile determinare anche i momenti di una forza attorno a diversi assi

³ uguale alla forza esercitata sulla piattaforma per il Terzo Principio di Newton

piattaforma durante la marcia, la corsa, il salto o il mantenimento di una configurazione di equilibrio statico.

L'ingresso sul mercato di importanti società alla fine degli anni '60 ha contribuito in modo fondamentale all'evoluzione delle piattaforme di forza: prima di allora il loro sviluppo era effettuato solo in ambito universitario, all'interno di ospedali o in adeguati centri di ricerca. Una caratteristica importante, da tenere in considerazione quando si effettuano misurazioni, è la frequenza naturale di oscillazione⁴, propria e differente per ogni singolo strumento dinamometrico: è fondamentale che essa sia molto maggiore della frequenza del movimento che si vuole studiare. Normalmente, le piattaforme di forza rispondono a questo requisito.

Al giorno d'oggi sono tre i principali produttori al mondo di questi strumenti: KISTLER produce piattaforme di forza piezoelettriche tri-assiali da installazione fissa, mobile o portatili (solo uni-assiali), con o senza amplificatore integrato ed anche impermeabili. I trasduttori piezoelettrici sono però normalmente soggetti alla deriva termica, problema comunque minimizzabile, in condizioni di utilizzo per analisi del movimento, tramite periodici reset. Le piattaforme di forza a strain gauge sono paragonabili a quelle piezoelettriche come costo, prestazione ed integrazione per esempio con i sistemi di motion capture⁵. AMTI produce piattaforme di forza a strain gauge tri-assiali da installazione fissa, mobile o portatili, con o senza amplificatore integrato, anche impermeabili e non para-magnetiche. Anche BERTEC produce piattaforme di forza a strain gauge tri-assiali da installazione mobile, con amplificatore integrato.

3.2 PERCHÈ LA WII BALANCE BOARD

PERCHÈ LA WII: Il costo della strumentazione è uno dei limiti maggiori allo sviluppo e all'introduzione della RV⁶ in ambito clinico. Fino a pochi anni fa i sistemi più sofisticati erano a disposizione dei soli centri di ricerca.

Oggi, accanto a strumenti tecnologicamente avanzati e costosi, esistono dispositivi di RV economici. Le "console per videogiochi di settima generazione" sono accessibili a poche centinaia di euro e alcuni centri di riabilitazione le hanno adottate per applicarle alla clinica: tra queste figurano la Nintendo Wii, Microsoft Xbox 360, Sony Playstation 3.

NINTENDO WII è la console per videogiochi di settima generazione più venduta al mondo. Prodotta a partire dal 2006, si stima che a fine 2010 ne siano state vendute circa 84 milioni di unità. La modalità

4 frequenza di risonanza

5 con il termine motion capture si vuole indicare il sistema adibito all'acquisizione di dati relativi al movimento, effettuato tramite un sistema composto da telecamere in grado di emettere luce e di marker per la rilevazione vera e propria

6 realtà virtuale

d'interazione di Wii non si basa su rappresentazioni olografiche né su ricostruzioni della propria immagine corporea. Il soggetto, guardando lo schermo, vive un'esperienza in "terza persona" tramite un Avatar che può essere personalizzato nell'aspetto tramite l'opzione Mii, presente nel menu. A seconda che si utilizzi il controller o altre periferiche (pistola, spada, racchetta, volante) l'Avatar risponde ai movimenti in tempo reale e con una precisione millimetrica. In pratica il soggetto vede il proprio alter-ego come se avesse una telecamera che lo riprende posteriormente.

La WII BALANCE BOARD è una bilancia in grado di rilevare elettronicamente lo spostamento del peso corporeo durante le fasi di gioco grazie agli estensimetri presenti nella parte inferiore. Rilasciata in abbinamento con Wii-fit, è utilizzata per migliorare, tramite i vari programmi di allenamento disponibili, lo stato di forma di chi la utilizza, memorizzando e valutando i progressi effettuati fra le successive sessioni di allenamento. Il sistema di valutazione di Wii-fit [Wilkstrom et al. 2012] risulta inoltre particolarmente interessante e caratteristico: i punteggi realizzati sulla base di test del corpo (valutazioni dell'equilibrio) sono utilizzati per determinare lo stato generale di salute del soggetto interessato e fungono da riferimento per la successiva selezione di allenamenti specifici che il giocatore dovrà eseguire per raggiungere uno stato di salute e di equilibrio ottimale.

3.3 ANALISI DI WBB

La NINTENDO WII BALANCE BOARD è in grado, teoricamente con precisione comparabile alle piattaforme di forza, di determinare:

- il path lenght
- Il path trajectory
- la posizione del CoM (Centro di Massa)
- la posizione del CoP(Centre Of Pressure)
- il WBA (Weight bearing asymmetry)

Lo scopo di questo studio è di valutare l'affidabilità delle suddette misurazioni effettuate tramite WBB confrontandole con i dati ottenuti dalle più costose e performanti piattaforme di forza.

Un esito positivo del confronto renderà possibile l'impiego della più economica Wii Balance Board per la rilevazione di dati sperimentali in laboratorio.

La WBB contiene 4 trasduttori che forniscono le indicazioni sulla distribuzione delle forze. I protocolli di comunicazione wireless, che sono normalmente utilizzati dalla pedana per scambiare informazioni con la console di gioco possono essere sfruttati per comunicazione con un PC munito di apposita interfaccia software adibita alla raccolta dei dati inviati dallo strumento.

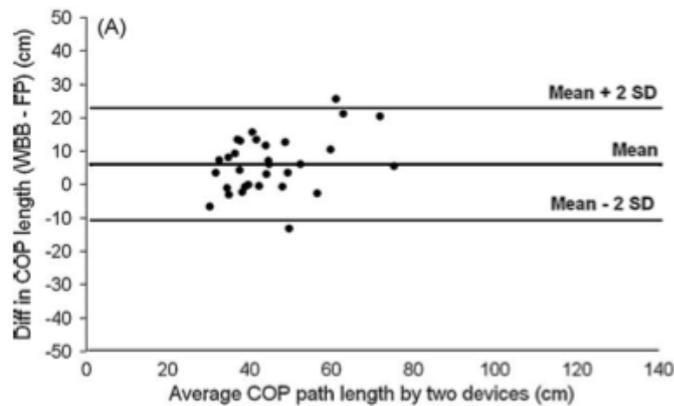


Figure 17: Il grafico di Bland-Altman rappresenta il confronto fra le piattaforme dinamometriche da laboratorio e la WBB per la misura effettuata su soggetti in appoggio monopodalico e con occhi aperti

3.3.1 Lo studio del path length

Lo studio di Clark et al. [2010] si basa proprio sul confronto della lunghezza del percorso del body sway per determinare l'affidabilità delle misure effettuate con WBB.

La WBB, economica, di facile trasportabilità e facilmente reperibile sul mercato sarebbe una sostituta perfetta per le piattaforme dinamometriche, ritenute il "golden standard" delle analisi effettuate in laboratorio. Lo studio è stato condotto su un campione di 30 soggetti che non presentavano nessun tipo di patologia, ai quali è stato chiesto di effettuare una serie di esercizi posturali in configurazione mono e bi podalica, con occhi chiusi e aperti. I dati provenienti dalla WBB sono stati acquisiti tramite un laptop. Dopo aver raccolto e esaminato i dati, la conclusione è stata che la WBB si presenta come uno strumento valido e affidabile per effettuare rilevazioni cliniche. Una delle 4 prove effettuate è riportata in figura 17.

3.3.2 Lo studio della traiettoria

Nello studio di Huurnink et al. [2013] è effettuata la verifica della misura della traiettoria del body path. Il confronto è eseguito sempre con le FP ma con un approccio innovativo: la raccolta dei dati è stata effettuata simultaneamente posizionando la WBB direttamente sopra la pedana dinamometrica.

Sono stati selezionati 14 soggetti per lo studio, tutti in buona salute, a cui è stato chiesto di portare a termine una sequenza di 10 esercizi posturali differenti, i quali comprendevano sia configurazioni di equilibrio monopodalico che bipodalico e con occhi chiusi e aperti.

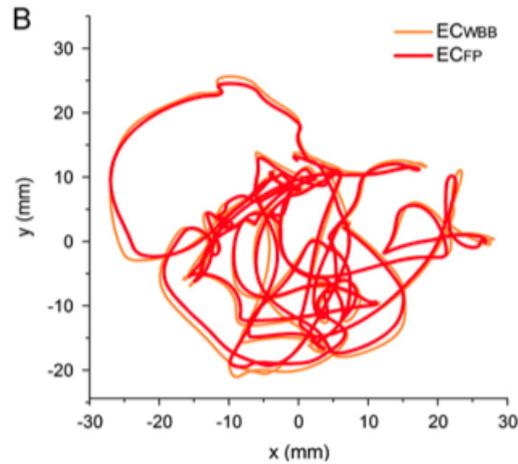


Figure 18: Tipico esempio della traiettoria seguita dal CoP, rilevata con WBB e FP. Il soggetto teneva gli occhi chiusi mentre eseguiva il “task”

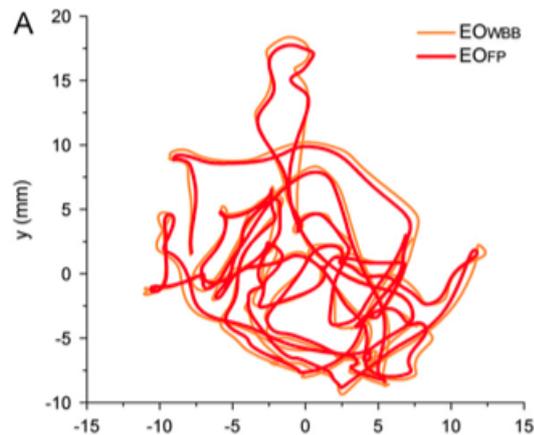


Figure 19: Tipico esempio della traiettoria seguita dal CoP, rilevata con WBB e FP. Il soggetto teneva gli occhi aperti mentre eseguiva il “task”

Lo studio ha rivelato che nella WBB è presente un sovrastima generalizzata nelle misure della velocità e delle oscillazioni, tali però da non compromettere la misura della traiettoria; l’ampiezza e velocità risultano apprezzabili solo in configurazioni monopodaliche. Alcuni dei risultati ottenuti in questo studio, il confronto delle traiettorie ottenute con le diverse strumentazioni, sono riportate in figura 18 e 19.

3.3.3 Lo studio del CoP e del CoM

González et al. [2012] ha verificato la possibilità di impiegare due strumenti come la WBB e il Microsoft Kinect⁷ per ottenere un tracciato

⁷ inizialmente conosciuto con il nome Project Natal, è un accessorio originariamente pensato per Xbox 360 sensibile al movimento del corpo umano

dei movimenti del centro di massa: i metodi attuali per la stima del CoM richiedono l'utilizzo di più tipologie di strumentazione (motion capture e FP). I risultati conseguiti da tale studio dimostrano che il metodo SESC⁸ può essere utilizzato anche al di fuori del laboratorio con l'ausilio dei due strumenti sopracitati.

L'analisi dell'affidabilità del tracciato del CoP invece è stata effettuata da Young et al. [2011]: per la verifica è stata implementata una interfaccia software in grado di gestire i segnali emessi dagli estensimetri della WBB e in grado di determinare la posizione del CoP, rappresentandolo all'interno di una realtà virtuale appositamente concepita per la diagnostica di problemi o per il semplice miglioramento dell'equilibrio.

3.3.4 *Il WBA*

Una distribuzione asimmetrica dei pesi negli arti inferiori può condizionare una performance sportiva e incrementare il rischio di infortunio. Riuscire a quantificare e ridurre tale asimmetria non è semplice. Lo studio condotto da McGoug et al. [2012] dimostra come sia possibile utilizzare la WBB e una interfaccia software personalizzata per migliorare l'indice WBA. Lo studio è stato condotto su 15 giocatori australiani professionisti di football, 32 soggetti in condizioni normali e di età variabile, le misurazioni sono state effettuate mentre i soggetti effettuavano degli squat. I risultati dello studio indicano, oltre al fatto che il WBA risulta molto più accentuato nei soggetti non allenati, che lo stesso parametro può essere ridotto grazie ad un sistema di feedback visivo in tempo reale realizzato proprio grazie alla WBB. Uno strumento non costoso, portatile e largamente disponibile sul mercato può essere utilizzato quindi per le misurazioni del WBA in test clinici e sportivi.

3.4 CONCLUSIONE

Dalla revisione della letteratura osservata si può dedurre che la WBB è, statisticamente, un valido strumento per le misure relative all'equilibrio posturale. Il significato di questi studi a cui ci si riferisce è di fornire evidenze sperimentali tali per cui sia possibile considerare la WBB uno strumento in grado di fornire dati confrontabili con quelli delle costose piattaforme dinamometriche. Delle conclusioni di questo tipo possono fornire opportunità importanti a ricercatori che decidono di impiegare questo strumento in ambito clinico.

Le possibilità di impiego della WBB possono ritenersi limitate solo dalle caratteristiche strutturali: le sue dimensioni e il peso limite sopportabile rappresentano un limite per il suo impiego rendendola uno strumento non universale. La conclusione più importante che si può

⁸ statically equivalent serial chain

trarre da questi studi è che la WBB è in grado di svolgere al meglio il compito per cui è stata effettivamente progettata, fornire indicazioni sull'equilibrio. Il fatto che la bilancia fornisca, in diverse misure, una sovrastima del valore vero è dovuta al fatto che non è in grado di rilevare le forze che agiscono orizzontalmente le quali sono molto importanti per la determinazione del CoP, nonostante questo però le correzioni richieste ai valori acquisiti sono significativamente moderate.

Part IV

APPENDICE

BIBLIOGRAPHY

- [1] Benoit G. Bardy, Thomas A. Stoffregen, Olivier Oullier, and Reinoud J. Bootsma. Dynamics of human postural transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 28(3):499–514, 2002.
- [2] F. Casabona. *TEORIA E METODOLOGIA DEL MOVIMENTO - Metodi di studio del movimento umano*. PhD thesis, Facoltà di Medicina e Chirurgia e Scienze della Formazione- Università di Catania, 2004.
- [3] Ross A. Clark, Adam L. Bryant, and Yonghao Pua. Validity and reliability of the nintendo wii balance board for assessment of standing balance. *Gait & Posture*, 31:307–310, 2010. (Cited on page [32](#).)
- [4] Sabrina Deans. *Determining the validity of the Nintendo Wii balance board as an assessment tool for balance*. PhD thesis, University of Nevada, Las Vegas, 2011. (Cited on page [20](#).)
- [5] J R. Doyle and T. Hsiao-Weckslar. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait & Posture*, 25:166–171, 2006. (Cited on page [19](#).)
- [6] P A. Goldie and T. Bach. Force platform measures for evaluating postural control: Reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabilitation*, 70(510-517), 1989. (Cited on page [19](#).)
- [7] A. Gonzalez, M. Hayashibe, and P. Fraisse. Estimation of the center of mass with kinect and wii balance board. *RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2012. (Cited on page [33](#).)
- [8] B. Horak and L. Nashner. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1986.
- [9] A. Huurninkn, Duncan P. Fransz, and I. Kingma. Comparison of a laboratory grade force platform with a nintendo wii balance board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. *Journal of Biomechanics*, 2013. (Cited on page [32](#).)
- [10] J. Jancova. Measuring the balance control system – review. *ACTA MEDICA*, 51(3):129–137, 2008. (Cited on page [19](#).)
- [11] K. Laver. Virtual reality for stroke rehabilitation. virtual reality for stroke rehabilitation. virtual reality for stroke rehabilitation.

- virtual reality stroke rehabilitation. *Eur J Phys Rehabil Med.*, 48 (3):523–30, settembre 2011.
- [12] S J. Lec. *Pensieri spetinati*. Bompiani, 1957. (Cited on page 3.)
- [13] K. LeClaire and C. Riach. Postural stability measures: what to measure and how long. *Clinical Biomechanics.*, 11(3):176–178, 1996. (Cited on page 19.)
- [14] R. McGough, K. Paterson, and Bradshaw J. Improving lower limb weight distribution asymmetry during the squat using nintendo wii balance board and real-time feedback. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(1):47–52, january 2012. (Cited on page 34.)
- [15] D. Sisti, A R. Calavalle, R. Panebianco, M. Del Sal, and V. Rocchi MLB. Stocchi. Il controllo posturale, le forze platform e lo sport, 2007. (Cited on pages 20 and 22.)
- [16] M. Stortini, P. Gianarelli, and S. Cherubini. Rapporto postura/-movimento: training specifico per la stabilità e l'azione. *EUROPA MEDICOPHYSICA*, 44(3), 2008. (Cited on page 5.)
- [17] Erik A. Wikstrom. Validity and reliability of nintendo wii fit balance scores. *Journal of Athletic Training*, 47(3):306–313, 2012. (Cited on page 31.)
- [18] David A. Winter. Human balance and posture control during standing and walking. *i;CEGait & Posture*, 3:193–214, December 1995. (Cited on pages 13 and 14.)
- [19] David A. Winter, Aftab E. Patle, and Fracois Prince. Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 1998.
- [20] Thomas Wollseifen. Different methods of calculating body sway area. *PHuse*, 2011. (Cited on page 26.)
- [21] W. Young, S. Ferguson, and S. Brault. Assessing and training standing balance in older adults: A novel approach using the 'nintendo wii' balance board. *Gait & Posture*, (33):303–305, 2011. (Cited on page 34.)

DECLARATION

Padova, 2013

Giacomo Sinigaglia