

UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA

Sede Amministrativa: Università degli Studi di Padova

**Dipartimento di Anatomia e Fisiologia Umana**

SCUOLA DI DOTTORATO: SCIENZE MEDICHE CLINICHE E SPERIMENTALI

INDIRIZZO: NEUROSCIENZE

CICLO XXII

**CONFRONTO DI DIFFERENTI PROGRAMMI DI ESERCIZIO  
SULLE CAPACITA' DI EQUILIBRIO NELLE PERSONE  
ANZIANE.**

**Direttore della Scuola:** Ch.mo Prof. Antonio Tiengo

**Coordinatore d'indirizzo:** Ch.mo Prof. Corrado Angelini

**Supervisore:** Ch.mo Prof. Carlo Reggiani

**Dottorando :** Davide Ippolito



## INDICE

<b>Riassunto</b>	<b>pag.</b>	<b>1</b>
<b>Abstract</b>	<b>pag.</b>	<b>3</b>
<b>1. Introduzione</b>	<b>pag.</b>	<b>7</b>
<b>2. Scopo del lavoro</b>	<b>pag.</b>	<b>25</b>
<b>3. Materiali e metodi</b>	<b>pag.</b>	<b>27</b>
<b>4. Effetti di due diversi programmi di esercizio in acqua sulla capacità di equilibrio negli Anziani.</b>	<b>pag.</b>	<b>49</b>
<b>5. Effetto di 20 settimane di allenamento funzionale sulla capacità di equilibrio in soggetti anziani.</b>	<b>pag.</b>	<b>63</b>
<b>6. Conclusione</b>		<b>71</b>
<b>7. Bibliografia</b>	<b>pag.</b>	<b>73</b>



## RIASSUNTO

L'invecchiamento del sistema neuromuscolare è caratterizzato da cambiamenti strutturali e funzionali che portano a un generale degrado delle risposte neuro muscolari. Come conseguenza, il processo di invecchiamento sfocia in una ridotta abilità di sviluppo della forza esplosiva e nello sviluppo della forza massima, come anche in un deficit nel controllo statico e dinamico della postura. Infatti, fra le numerose conseguenze del degrado delle risposte neuromuscolari un posto importante è occupato dalla difficoltà di mantenere la postura eretta e dal conseguente rischio di caduta. L'abilità di compenso, che può essere analizzata attraverso la pedana stabilometrica e lo studio dell'andatura, peggiorano con l'età mettendo in evidenza lunghe latenze iniziali nella risposta e inefficaci risposte posturali. Tutte le strutture partecipanti al sistema somato-sensoriale sono danneggiate dall'invecchiamento e perciò contribuiscono all'instabilità posturale.

Visto questa premessa ci siamo posti una domanda: quale attività potesse aiutare a migliorare l'equilibrio nelle persone anziane. Abbiamo quindi cercato di creare dei protocolli che potessero essere ripetibili e applicabili nelle tre attività motorie principalmente svolte dagli anziani.

Abbiamo usato diverse tipologie di allenamenti, due in acqua e uno svolto in palestra con piccoli attrezzi di allenamento funzionale. Per la valutazione dei soggetti è stata utilizzata la pedana stabilometrica ARGO delle RGM con i test della Postural Sway, Sharpened-Romberg, in piedi in posizione eretta in equilibrio su un arto (OL= one leg) e altri test come la camminata sugli 11 metri e il tandem-walking test.

Lo scopo era verificare se le principali tendenze nell'attività in acqua per anziani, l'ipotesi che attività dinamiche in acque dove non si ha il contatto dei piedi col suolo (o esercizio di corsa in acqua profonda ECAP) o classiche attività in acqua (NEA, normale esercizio in acqua) inducessero veramente un miglioramento nella capacità di equilibrio.

Abbiamo così condotto due studi sperimentali:

1) confronto tra gli effetti di due tipi di programmi di esercizio in acqua sulla capacità di equilibrio negli anziani. Un gruppo di quarantotto persone anziane in salute ( $60.4 \pm 4.1$  anni) sono state assegnate, in modo casuale a 2 gruppi, ad un gruppo che avrebbe svolto esercizio di corsa in acqua profonda (ECAP,  $n = 15$ ) e ad un gruppo che avrebbe svolto del normale esercizio in acqua (NEA,  $n = 15$ ). I partecipanti hanno svolto l'esercizio due volte a settimana per 20 settimane. Le sessioni di attività comprendevano 10 minuti di

riscaldamento a terra, 20 minuti di esercizio di camminata in acqua, 30 minuti di esercizio specifico in acqua, 10 minuti di riposo a terra, e 10 minuti di defaticamento in acqua. Alla fine dello studio la distanza postural sway e il tempo del tandem walking test erano diminuiti in modo importante nel gruppo ECAP. Nel gruppo NEA è diminuita in modo significativo la postural sway. I risultati di questo studio mostrano che per migliorare l'abilità di equilibrio negli anziani un programma di attività in acqua che includa un'attività dinamica di equilibrio è migliore di una normale e classica attività in acqua.

2) studio dell'effetto di 20 settimane di allenamento funzionale sulla capacità di equilibrio in soggetti anziani. Lo scopo di usare l'allenamento funzionale è che questo è di basso costo per la semplice attrezzatura, di semplice diffusione e quindi può essere distribuito sul territorio molto semplicemente.

Questo studio preliminare ha esaminato l'effetto di un programma dell'allenamento funzionale per 20 settimane sugli indici di equilibrio statico di persone anziane in buona salute. Cinquantadue anziani furono assegnati in maniera casuale ad uno o l'altro gruppo del protocollo di ricerca (1 ora, 2 volte/settimana, n= 28 persone) e un gruppo di controllo (n = 24 persone).

Dai dati raccolti possiamo affermare che

- L'allenamento funzionale è di più semplice e pratico rispetto alla piscina.
- L'allenamento funzionale risulta essere anche meno costoso, parametro non trascurabile per gli anziani.
- L'attività in acqua risulta più sicura nel senso di un minor rischio di cadute durante l'allenamento rispetto all'allenamento funzionale, che per contro ha la richiesta di avere tecnici altamente qualificati e un maggior numero di assistenti rispetto alla piscina.

In conclusione possiamo affermare che entrambe le attività risultano idonee al miglioramento dell'equilibrio degli anziani, l'allenamento funzionale sicuramente risulta di più facile espansione visto la scarsa necessità di attrezzature richieste e l'ampissima diffusione di centri fitness, palestre, e centri di attività motoria comunali.

## **ABSTRACT**

The ageing of neuromuscular system is characterized by structural and functional changes leading to a general decline in the neuromuscular response. As a consequence the process of ageing causes a lower ability to develop explosive as well as maximum strength, and a deficit in the static and dynamic control of the posture.

In fact, among the many consequences of decline of neuromuscular response, an important place is occupied by the difficulty to maintain erect posture and the consequent risk of falling. The ability to compensate, that can be analyzed through the stabilometric platform and the study of the gait, worsens with age putting in evidence long initial latencies in the responding to postural alterations and inefficient postural responses. All the structures participating in the somato-sensorial system are impaired by ageing and this contributes to postural instability.

In the present thesis we collect our work aimed to answer the following question: which activity or which training can help to improve stability in the elderly. To this end, we implemented some protocols that could be applied in aged men and women to test their postural ability and some training program to obtain improvements.

We carried out two experimental studies:

1. Comparison between the effects of two types of programs of exercise in water on the ability of stability in elderly adults. A group of sixty old persons in good health (60.4 +/- 4.1 years) have been randomly divided in 2 groups, one group that would have done Deep Water Exercise (DWE, n.=15) and a group Normal Water Exercise (NWE, n.=15). The participants completed a series of exercise 2 days/week for 20 weeks. The activity session included 10 minutes of warm-up on the floor, 20 minutes of water walking, 30 minutes of specific exercise in water, either DWE or NWE, 10 minutes of rest on the floor and 10 minutes of winding-down in water. At the end of the study, postural sway distance and the time in the tandem-walking test decreased in significant way in the DWE group. In the NWE group there was a significant decrease in postural sway.

The results of this study shows that to improve the ability in stability in elderly adults, a program of activities in water that includes a dynamic stability activity is better than a classic water activity in water.

2. Study on the effect of 20 weeks functional training on stability ability in elderly adults. The reason for choosing a functional training is that it has a low cost for the tools, is simple and can be easily learned and repeated. Fifty-two elderly adults have been assigned randomly at one or the other group of the protocol research (1 hour, 2 time/week, n.=28 persons) and a control group (n.=24 persons). Significant improvement in the postural control was observed in the trained group.

From the results obtained we can conclude that:

- Functional training is more simple and practical than the water training in the pool.
- Functional training is less expensive, and this aspect is not of little relevance for old people.
- Activity in water is more safe, in the sense of minor risk of falling during the training compared to the functional training, that requires, in addition, a great number of highly qualified assistants.

In conclusion we can confirm that all three activities are suitable to improve the stability in elderly adults, but the above reasons make functional training more advisable.

## **INTRODUZIONE**

### **Abstract**

L'invecchiamento del sistema neuromuscolare è caratterizzato da cambiamenti strutturali e funzionali che portano a un generale degrado delle risposte neuro muscolari. Come conseguenza, il processo di invecchiamento sfocia in una ridotta abilità di sviluppo della forza esplosiva e nello sviluppo della forza massima, come anche in un deficit nel controllo statico e dinamico della postura. Una diminuzione nel numero e nella dimensione delle fibre di tipo II gioca un ruolo importante, con particolare riferimento al declino per invecchiamento nella massa muscolare (sarcopenia) e nello sviluppo della forza. I processi di perdita d'innervazione e di nuova innervazione delle fibre muscolari sembrano essere responsabili della riduzione del numero delle fibre muscolari. Recentemente, è stato suggerito inoltre che non sia solo il declino nei motoneuroni che provoca la perdita nel numero delle fibre muscolari ma anche il potenziale disturbo nella rigenerazione delle fibre e delle re-innervazione. Inoltre, anche una riduzione nel numero delle cellule satelliti, provocata dall'invecchiamento, è stata associata alla sarcopenia.

Fra le numerose conseguenze del degrado delle risposte neuromuscolari un posto importante è occupato dalla difficoltà di mantenere la postura eretta e dal conseguente rischio di caduta. L'abilità di compensare analizzata attraverso la pedana stabilometrica e l'alterazione dell'andatura peggiorano con l'età come riflessi di sintomi latenti prolungati e una inefficace risposta posturale. Tutte le strutture interne al sistema somato-sensorio sono colpite dall'invecchiamento e perciò contribuiscono all'instabilità posturale. Ad ogni modo, i cambiamenti morfologici nella lunghezza dei muscoli degli anziani sembrano avere una responsabilità primaria nell'incapacità di compensare il rischio di perdere l'equilibrio. Essendo data questa limitazione neuromuscolare nell'anziano, è importante realizzare adeguati piani di allenamento che ritardino o anche invertano la tendenza dell'insorgenza e instaurazione di queste limitazioni.

L'allenamento per lo sviluppo della forza innalza la capacità di produzione di forza sia nella sua espressione massima che esplosiva. Questo avviene grazie a fattori muscolari e fattori neuronali, incluso un migliorato schema di reclutamento delle unità motorie, nella loro percentuale di scarico e sincronizzazione. Inoltre, un aumento nel numero delle cellule satelliti molto probabilmente è prodotto dall'allenamento indotto dall'ipertrofia muscolare. Studi recenti hanno indagato sull'impatto dell'allenamento di equilibrio nell'anziano, circa

lo sviluppo della forza massima e esplosiva. In aggiunta, sono stanti anche osservati gli effetti dell'allenamento di equilibrio sull'attività quotidiana durante la deambulazione. In base alle pubblicazioni, è evidente che le ricerche stanno sempre più focalizzandosi sugli effetti di programmi di allenamento studiati in modo specifico per la esecuzione nella popolazione anziana adulta. Perciò, nel prossimo futuro, l'allenamento della forza potrebbe essere sostituito da forme di allenamenti di potenza e allenamenti di equilibrio basati e scelti in base alle alterazioni presenti nell'anziano. Si ipotizza che questo nuovo approccio sia più efficace in termini di prevenzione nelle cadute che l'approccio tradizionale.

## **Aspetti generali**

Il rapido aumento nel numero dei cittadini anziani nei paesi occidentali industrializzati richiede un'intensa e attenta ricerca sugli effetti dell'invecchiamento delle risposte neuromuscolari e nelle loro conseguenze funzionali.

Questa prima parte della tesi passa in esame la letteratura scientifica sui seguenti temi:

- a) l'aumento di rischio di cadute nell'anziano;
- b) la riduzione della capacità di produzione di forza massima ed esplosiva;
- c) sarcopenia come causa della riduzione della produzione della forza massima ed esplosiva nell'anziano;
- d) la riduzione del controllo posturale nella terza età;
- e) la causa dello squilibrio del controllo della postura;
- f) l'importanza della forza nell'allenamento dell'anziano;
- g) i processi adattivi che seguono l'allenamento di forza nell'anziano;
- h) l'importanza dell'allenamento di equilibrio
- i) i processi adattativi successivi all'allenamento per l'equilibrio.

### **Aumento del rischio di caduta nell'anziano:**

Circa il 30 % degli individui sopra ai 65 anni dichiarano almeno una caduta in un periodo di un anno. Circa il 20% delle cadute richiede interventi medici; il 15% si risolve con un dislocazione articolare, la contusione dei tessuti molli e ematomi, mentre il 5% si risolve in fratture, con le fratture del collo del femore che si verificano per il 2% (Kannus et al., 1999). Queste cadute sono collegate con danni pesano notevolmente sul sistema sanitario pubblico. Negli Stati Uniti, la stima dei costi medici diretti per danni, fatali e non ,causati da cadute, è di \$ 19,2 miliardi nell'anno 2000 (Stevens, Corso, Finkelstein, & Miller, 2006). Accanto ai costi finanziari, i danni da caduta colpiscono i più anziani in termini di peggioramento della qualità della vita dovuta a restrizione nella mobilità e declino della funzionalità. Numerosi studi epidemiologici hanno identificato un numero elevato di fattori di rischio per le cadute.(Lord & Dayhew, 2001).

La riduzione della forza muscolare come anche i deficit nel controllo della postura statica e dinamica, sono importanti fattori di rischio nell'età anziana. (Hausdorff et al., 2001; Pijnappels, van der Burg, Reeves, & van Dieen, 2008).

## **Riduzione della capacità di produzione di forza massima ed esplosiva**

L'invecchiamento biologico produce una inevitabile diminuzione nella capacità di produzione di forza massimale e esplosiva (Skelton, Greig, Davies, & Young, 1994). Tra i 30 e gli 80 anni, la diminuzione media nella forza massima riportata in letteratura va dal 20 al 40 % (Frontera, Hughes, Lutz, & Evans, 1991; Merletti, Farina, Gazzoni, & Schieroni, 2002) basandosi su studi strutturati sia in modo trasversale che longitudinale, su diversi gruppi d'età (anziani contro molto anziani), di stato di salute (cioè: assenza di malattie croniche contro malattie croniche), e stile di vita (sedentaria contro attiva).

In termini di effetti collegati all'età e in riferimento alla muscolatura degli arti, il declino nella forza massima colpisce, più seriamente, i muscoli estensori delle estremità inferiori, in modo particolare gli estensori delle caviglie e delle ginocchia (Frontera et al., 1991; Lynch et al., 1999). Si suppone che questo sia dovuto ad una riduzione dell'attività fisica in vecchiaia, che riguarda inizialmente le estremità inferiori. L'impatto dell'invecchiamento neuromuscolare differisce non solo in termini di gruppi muscolari e tipi di contrazioni studiate, ma anche in relazione con la forza iniziale. Dati recenti indicano che le diminuzioni nella produzione di forza esplosiva, collegate all'invecchiamento, sono maggiori di quelle relative alla forza massima, con le perdite più serie che si verificano tra la settima e la nona decade della vita (McNeil, Vandervoort, & Rice, 2007). Questo declino è stato osservato nelle azioni di tipo concentrico dei muscoli, nei salti, nell'allungamento con cicli che si accorciano, come anche nelle contrazioni isometriche esplosive. (Bosco & Komi, 1980; Ha'kkinen, Pastinen, Karsikas, & Linnamo, 1995; Izquierdo, Aguado, Gonzalez, Lopez, & Ha'kkinen, 1999).

McNeil et al. (2007) hanno riportato una diminuzione del 25% nella potenza dei flessori dorsali (contrazioni isotoniche) dell'articolazione della caviglia tra la terza e la settima decade della vita. Questa riduzione raddoppiava nelle successive due decadi, così quegli uomini nella loro nona decade di vita producevano il 69 % in meno di potenza, rispetto agli uomini giovani (età media di 26 anni). Da un punto di vista funzionale o terapeutico, è interessante determinare se la capacità di forza massima e /o esplosiva abbiano un impatto sulle attività quotidiane (ADL in inglese), il controllo posturale e l'incidenza delle cadute. Sono stati riportati, collegamenti significativi tra la capacità di produzione della forza esplosiva degli estensori delle gambe e l'esecuzione di ADL, come il tempo di salita delle scale, la velocità normale e massima dell'andatura, e il tempo per completare un test di 6 minuti di passeggiata (Bean et al., 2002; Puthoff & Nielsen, 2007). Manini et al. (2007) ha

fornito i punti di rottura della forza dell'estensore del ginocchio definiti in base al sesso, in modo da identificare il buon funzionamento negli adulti anziani (tra i 70 e i 79 anni), con un alto e basso rischio di futuri problemi nella mobilità. Si è riferito che le donne e gli uomini con punti di rottura di 1,01 e 1,13 N/m/kg/1, rispettivamente, erano ad alto rischio di serie limitazioni alla loro mobilità (Manini et al., 2007). In un altro studio, Izquierdo e al. (1999) hanno analizzato le associazioni tra lo sviluppo della forza degli estensori della gamba e il controllo della postura in un gruppo di giovani (età media 21 anni), mezza età (età media 40 anni) e uomini più anziani (età media 71 anni). Gli autori hanno affermato che la diminuzione dell'abilità nello sviluppare forza rapidamente negli uomini più anziani era associata con una riduzione della capacità neuro muscolare nel controllo dell'oscillazione. In riferimento all'alta incidenza di cadute nell'età anziana, Pijnappels e al. (2008) hanno identificato nella diminuzione della forza negli arti inferiori e nel tempo di produzione della forza, i fattori limitanti la ripresa dell'equilibrio dopo il saltellamento. Questi autori hanno riferito che la massima forza isometrica nel salto con una gamba piegata, era la misura migliore per differenziare coloro che cadevano dagli altri. Di recente, le asimmetrie nella forza dei muscoli dell'arto inferiore è stata rilevata come un fattore di rischio per le cadute nelle donne anziane (età media 74 anni) (Skelton, Kennedy, & Rutherford, 2002). Si discute sul fatto che l'asimmetria tra gli arti probabilmente sposta il controllo del centro di gravità del corpo verso la base minore di supporto (Portegijs et al., 2006).

### **Sarcopenia come causa della riduzione della produzione della forza massima ed esplosiva nell'anziano**

È ben conosciuta l'associazione tra la grandezza della massa muscolare scheletrica e la forza che un muscolo può generare (Kirkendall & 326 U. Granacher et al. Downloaded By: [European College of Sport Science] At: 16:36 12 August 2009 Garrett, 1998). Perciò, una diminuzione nella massa muscolare scheletrica conseguente l'invecchiamento, anche conosciuta come "sarcopenia senile" (Roubenoff, 2000), deve contribuire alla perdita di forza dovuta all'invecchiamento. In effetti, alcuni studi hanno mostrato un 30/50% di diminuzione della massa muscolare scheletrica sia negli uomini che nelle donne di età compresa tra i 40 e gli 80 anni (Akima et al., 2001; Lexell, Taylor, & Sjostrom, 1988). Janssen e colleghi (Janssen, Heymsfield, Wang, & Ross, 2000) hanno studiato una risonanza magnetica di tutto il corpo in un campione eterogeneo (di etnie miste) di 468

uomini e donne di età tra i 18 e gli 88 anni e hanno osservato una riduzione nella massa muscolare scheletrica relativa alla massa corporea che iniziava già nella terza decade. Ad ogni modo, un considerevole decremento nella massa muscolare scheletrica assoluta non veniva identificato fino alla fine della quinta decade. La perdita nella massa corporea globale era un cambiamento indipendente dall'altezza ed era maggiore negli uomini che nelle donne, sia in termini assoluti che relativi alla massa corporea. Inoltre, la diminuzione della massa muscolare scheletrica con l'età era maggiore nella parte inferiore del corpo, sia negli uomini che nelle donne. Dato che i muscoli delle estremità inferiori sono necessari per la maggior parte delle ADL (cioè: camminare, salire le scale) la perdita massiccia nella massa muscolare della parte inferiore del corpo può essere spiegata principalmente con una riduzione dell'attività fisica collegata con l'invecchiamento.

### **Quali sono i fattori che contribuiscono alla sarcopenia?**

La diminuzione della massa muscolare con l'età è causata da: a) una riduzione del volume delle singole fibre; b) una riduzione del numero totale di fibre; c) una combinazione dei due (Faulkner, Larkin, Claflin, & Brooks, 2007), e d) alterazioni nell'organizzazione delle fibre muscolari all'interno del muscolo, conosciuta come "architettura muscolare". L'ultimo fattore fu analizzato da Narici e dai suoi collaboratori (Narici, Maganaris, Reeves, & Capodaglio, 2003), che studiarono la lunghezza dei fascicoli muscolari mediani del gastrocnemio, come anche la guaina tendinea (aponeurosi), in un gruppo di uomini attivi, giovani (età tra i 27 e 42 anni) e anziani (età tra i 70 e gli 80 anni) e trovarono che i fascicoli muscolari mediani del gastrocnemio erano più corti del 10% nei più vecchi a confronto quelle degli adulti più giovani. In aggiunta, la guaina tendinea era inferiore del 13% negli anziani. Questi cambiamenti sono molto probabilmente causati da una perdita nei sarcomeri in serie a causa dell'invecchiamento. Secondo Narici e al. (2003), questa perdita scompensa la funzione muscolare danneggiando i rapporti lunghezza/tensione, la forza/velocità e la potenza/velocità associati ai muscoli. Ad ogni modo l'invecchiamento non dà come esito solo la perdita dei sarcomeri in serie ma anche provoca anche il declino nei sarcomeri in parallelo. In effetti, una riduzione della massa muscolare prima dei 50 anni è principalmente attribuibile alla perdita nell'area della sezione trasversa di fibre individuali (sarcomeri paralleli) dovuta a uno stile di vita sedentario. (Lexell & Taylor, 1991). In seguito nella vita, un'ulteriore perdita di massa muscolare è provocata da una riduzione nel numero delle fibre muscolari. Lexell e al. (1988) hanno osservato una

diminuzione del 50% nel numero delle fibre muscolari nel vasto laterale negli uomini di età compresa tra i 50 e gli 80 anni. La riduzione nel numero delle fibre muscolari nell'età anziana è accompagnata da una infiltrazione di tessuto connettivo e di grasso (Edstrom & Ulfhake, 2005), come anche da una alterazione delle cellule satellite.

Renault e colleghi (Renault, Thornell, Eriksson, Butler-Browne, & Mouly, 2002), osservarono una diminuzione della proporzione di cellule satellite nella misura di 1,44/1,77%, negli individui anziani (età media di 74 anni) rispetto ai giovani (età media di 23 anni). Il ridotto numero di fibre muscolari e di cellule satellite è stato attribuito all'invecchiamento indotto dalla sensibilizzazione all'apoptosi del nucleo (cioè: la morte del nucleo senza la morte dell'intera cellula) (Alway & Siu, 2008). Una diminuzione nel numero delle cellule satellite ha un doppio effetto negativo sull'invecchiamento muscolare. Primo, il potenziale di rigenerazione della muscolatura scheletrica umana è scompensato, secondo, la capacità della muscolatura invecchiata di rispondere ad un adeguato allenamento di carico con ipertrofia diminuisce. La questione del se una specifica tipologia di fibra venga colpita maggiormente dall'invecchiamento neuromuscolare richiede chiarificazione. Alcuni studi indicano che le fibre di tipo II sono più vulnerabili al processo d'invecchiamento rispetto a quelle di tipo I (Coggan et al., 1992; Lexell et al., 1988). Lexell e al. (1988) osservarono una riduzione del 26% nella dimensione delle fibre di tipo II nel vasto laterale dai 20 agli 80 anni. Lo studio di biopsie del muscolo gastrocnemio di giovani (età media 24 anni) e di uomini e donne più anziani (età media 64 anni) dimostrò che c'era una diminuzione dal 13 al 31% nel tipo IIa e IIb dell'area della sezione trasversa (Coggan et al., 1992). Sembra esserci anche una varietà di meccanismi responsabili della riduzione nel numero e dimensione delle fibre muscolari scheletriche nella vecchiaia. Un declino nell'attività fisica sembra essere una causa primaria nella perdita di dimensione del muscolo, mentre l'apoptosi delle fibre muscolari e una perdita degli stimoli neurali causano più probabilmente la riduzione, in particolare, delle fibre muscolari di tipo II (Alway & Siu, 2008; Doherty, 2003). L'ultima è provocata dalla perdita dei motoneuroni alfa fast (Terao et al., 1996b). La perdita dei motoneuroni lascia le fibre di tipo II denervate. Alcune fibre si re-innervano con la crescita assonale di nuovi rami di piccoli motoneuroni alfa (Roos, Rice, & Vandervoort, 1997). Il risultato è un aumento nella quota di innervazione nelle unità motorie lente (Roos et al., 1997). Le fibre che non si re-innervano rimangono denervate e, in seguito, vengono perse. Prove recenti suggeriscono che, comunque, non è la perdita dei motoneuroni ad essere responsabile per l'insorgenza della sarcopenia, ma un potenziale disturbo della rigenerazione e re-innervazione delle fibre

(Edstrom et al., 2007). Viene discusso se, la ridotta attività collegata con l'età e la frequenza delle cadute negli anziani, sia collegata con la perdita minima dei moto-neuroni (10/15%) (Ulfhake et al., 2000) o se questo declino non possa essere interamente addebitato alla diminuzione del numero delle fibre muscolari. Accanto alla diminuzione del numero e della dimensione delle fibre muscolari scheletriche, ci sono anche segni di rigenerazione in termini di un'aumentata espressione di elementi messi in evidenza delle fibre muscolari rigenerate. (Edstrom & Ulfhake, 2005). Questo implica che un numero di moto-neuroni è parzialmente scollegato dalle fibre muscolari; comunque, allo stesso tempo, i rami intatti di questi neuroni cercano di ricollegarsi nelle vicinanze delle fibre muscolari scollegate. A partire dalla diminuzione nella senescenza della plasticità dell'assone motorio (Carlson & Faulkner, 1998), non è la progressiva perdita dei moto-neuroni, ma il fallimento del processo di re-innervazione che porta al risultato di una perdita delle fibre muscolari. (Edstrom et al., 2007). La perdita di massa muscolare da sola non ha peso nella diminuzione collegata all'anzianità della capacità di produzione di forza massima ed esplosiva. In aggiunta, i fattori neuronali (Roos, Rice, Connelly, & Vandervoort, 1999), contribuiscono allo squilibrio nello sviluppo della forza nella terza età. In uno studio di Macaluso e alt. (2002) sono stati rilevati: il momento isometrico massimo (MVC) e la superficie elettromiografica (EMG) degli estensori del ginocchio (vasto laterale) in giovani (età media 23 anni) e in donne anziane in salute e attive anziane (età media 69 anni). Gli autori hanno riportato una notevole riduzione nella MVC degli estensori dei flessori del ginocchio negli anziani, in contrapposizione con i giovani adulti, in parallelo con una significativa diminuzione nell'esecuzione volontaria associata con i muscoli agonisti, come anche un aumento nella co-attivazione degli antagonisti durante l'estensione del ginocchio. I livelli aumentati della co-attivazione dell'antagonista in primo luogo contribuiscono al deficit di forza nell'anziano; in secondo luogo, sembrano servire come meccanismo di compensazione alla ridotta capacità di attivare pienamente il muscolo agonista; e in terzo luogo, irrigidiscono il complesso muscolare articolare e ciò fornisce una maggiore stabilità (Macaluso et al., 2002). La riduzione della conduzione centrale verso il muscolo agonista, può essere attribuita ad: un numero inferiore di unità motorie reclutate, una diminuzione nella quantità di rifornimento delle unità motorie individuali, e ad uno squilibrio nella sincronizzazione delle unità motorie (Macaluso et al., 2002). Connelly e i suoi colleghi (Connelly, Rice, Roos, & Vandervoort, 1999) hanno osservato la diminuzione collegata all'età della quantità di scarico delle unità motorie, relative all'anteriore tibiale. Ad ogni modo, Kamen and Roy (2000) non hanno trovato

differenze nella sincronizzazione delle unità motorie tra gli adulti giovani e gli anziani nel primo muscolo dorsale interosseo. Sulla base delle pubblicazioni esistenti, non è possibile attribuire il deficit neurale descritto né nella produzione di forza massimale né a quella esplosiva. Ulteriori studi sono necessari per chiarire l'origine del deficit neurale.

### **Carente controllo della postura negli anziani**

Il controllo posturale negli anziani è stato definito come il controllo della posizione del corpo nello spazio con lo scopo di bilanciarsi e orientarsi (Shumway-Cook & Woollacott, 2001). La capacità di controllare la postura può essere descritta come un processo dinamico attraverso il periodo di una vita. Ci sono prove che i bambini piccoli e gli adulti anziani mostrano la più una Postural sway più ampia, quando sono valutati sulla piattaforma di forza. Perciò, può essere postulata una dipendenza senza limiti tra l'equilibrio e l'età (Hytonen, Pyykko, Aalto, & Starck, 1993). Era e al. (2006) hanno valutato il controllo posturale statico su di una piattaforma a forza, in un campione di 7979 individui di età compresa tra i 30 e 90, selezionati a caso e hanno rilevato che ci sono cambiamenti, collegati con l'età, la cui responsabilità è del sistema neuro-muscolare che riduce la capacità di produzione di forza massimale ed esplosiva, come anche uno squilibrato controllo del controllo statico e dinamico della postura. Granacher e al. hanno osservato che il deterioramento dei meccanismi di controllo della postura inizia abbastanza presto nella vita. Differenze nell'equilibrio erano già state evidenziate tra i giovani (dai 30 ai 39 anni) e negli adulti di età media (tra i 40 e i 49 anni) e diventavano anche più pronunciate dopo i 60 anni. Le differenze tra i gruppi di età erano evidenziate sia negli uomini che nelle donne, ma nei maschi il declino con l'età era più evidente. (Maki, Holliday, & Fernie, 1990). Fattori antropometrici, come l'altezza e la lunghezza dei piedi, possono anche avere un peso nelle differenze osservate tra i sessi, almeno per alcuni tratti (Maki et al., 1990). In termini di effetti collegati all'età, relativi al controllo dinamico della postura, Lin and Woollacott (2002), hanno stabilito che la risposta del muscolo posturale era collegata con l'alterazione delle dimensioni delle superfici di sostegno nei giovani (uomini di 25 anni), anziani stabili (età media di 73 anni), e anziani instabili (età media 76 anni).

Questo inizio di tempi di ritardo e di minor risposta muscolare può essere collegato con il declino senile nel controllo posturale; la prolungata attivazione del muscolo potrebbe essere un meccanismo di compensazione attivato per conservare la stabilità della postura.

(Lin & Woolacott, 2002). E' interessante notare che, a differenza degli adulti anziani stabili, gli adulti anziani instabili non sono capaci di mostrare questo meccanismo di compensazione, in qualunque condizione di esame. Utilizzando un approccio più funzionale, Tang and Woollacott (1998) hanno analizzato le risposte posturali a inattesi scivolamenti durante la camminata negli adulti giovani (età media 25 anni) e negli adulti anziani attivi (età media 74 anni) ed è stata osservata una simile sequenza di attivazione nei muscoli posturali. Comunque, le risposte posturali negli anziani mostravano ampie latenze e sono minori rispetto a quelle negli adulti giovani. Gli adulti anziani mostravano anche una durata superiore della co-attivazione, riferita alla coppia agonista/antagonista del ginocchio, osservato nella condizione perturbata e non perturbata. Differenti caratteristiche di andatura (iniziali colpo contro laterale dei piedi, abbreviazione della falcata) sono state osservate tra i due gruppi di età. Le strategie di equilibrio inefficaci rendevano gli adulti più anziani più vulnerabili alle cadute rispetto ai giovani. Pavol e collaboratori (Pavol, Owings, Foley, & Grabiner, 2001), hanno identificato un ritardo nel carico di sostegno dell'arto (145 ms) in risposta all'alterazione esterna (saltello) come un deficit che aumenta il rischio di caduta. In più, Fernie e colleghi (Fernie, Gryfe, Holliday, & Llewellyn, 1982), hanno studiato degli individui di più di 63 anni e hanno osservato che l'oscillazione posturale era notevolmente superiore per coloro che erano caduti una o più volte in un anno, rispetto a quelli che non erano caduti. Downton e Andrews (1990), hanno riportato che il 49% dei partecipanti più anziani, di età superiore ai 75 anni, soffrivano di occasionali, o frequenti, sensazioni soggettive di instabilità posturale, che erano associati con l'aver subito cadute nell'anno precedente. In uno studio successivo, l'oscillazione posturale è stata misurata con il piatto a forza e è stata rilevata una associazione tra le sensazioni soggettive di instabilità e l'oggettiva carenza di equilibrio (Downton, Sayegh, & Andrews, 1991).

### **Fattori determinanti un carente controllo della postura negli anziani:**

Per molti anni, il controllo della postura è stato attribuito unicamente all'automatismo o all'attivazione riflessa controllata dai muscoli (Horak, Macpherson, Rowell, & Shepherd, 1996). Ad ogni modo, oggi si crede che fonti di attenzione siano necessarie per stabilizzare il centro di gravità del corpo in modo efficace su di un supporto di base. (Woollacott & Shumway-Cook, 2002). Perciò, può essere postulato che il controllo della postura richieda un processo complesso e integrato di informazioni sensoriali fornito dalla

vista, la propriocezione e il sistema vestibolare su una base spinale e sopra-spinale (Lephart & Fu, 2000). Ci sono prove che le informazioni della propriocezione contribuiscano in particolare al controllo sensoriale dell'equilibrio e alla realizzazione, con successo, di molte delle ADL negli anziani (Bacsi & Colebatch, 2005). Inoltre, Mion e al. (1989), hanno identificato nella riduzione dell'udito un fattore di contributo alla cadute tra i pazienti in attività di riabilitazione. Perciò, il centro dell'attenzione dovrebbe essere sugli effetti dell'invecchiamento sui recettori propriocettori anche se la deficienza collegata con l'età sia stata proposta per ogni fase del sistema di controllo posturale (Marchetti & Whitney, 2005). Diversi mecano-recettori articolari, muscolari e cutanei, fusi neuromuscolari, gli organi tendinei del golgi, i corpuscoli del pacini e le terminazioni nervose libere, sono coinvolti nella percezione sensoriale (Lephart & Fu, 2000). I fusi neuromuscolari in particolare contribuiscono alla regolazione della stazione eretta dell'uomo (Kavounoudias, Gilhodes, Roll, & Roll, 1999). E' stato riportato che l'invecchiamento causa cambiamenti morfologici nel fuso neuromuscolare in termini di un aumentato indurimento della capsula del fuso e in una perdita della catena di fibre intra-fusale e nucleare. (Liu, Eriksson, Thornell, & Pedrosa-Domellof, 2005; Swash & Fox, 1972). Questo deterioramento sembra essere specifico (Kararizou, Manta, Kalfakis, & Vassilopoulos, 2005) e, probabilmente si concretizza in una desensibilizzazione di questo tipo di recettori (Liu et al., 2005).

La riduzione degli input afferenti legati all'esercizio interessa il controllo della lunghezza del muscolo e della sua velocità di contrazione e perciò, la capacità individuale di rispondere adeguatamente ai pericoli per l'equilibrio. Alcuni studi hanno analizzato gli effetti dell'invecchiamento degli organi tendinei del golgi e dei recettori articolari, sebbene Morisawa (1998) abbia osservato che il numero totale dei corpuscoli del Paccini, i recettori di Ruffini, gli organi recettori simili a quello tendineo del golgi, e le terminazioni nervose libere, diminuiscono con l'età. Il declino nel numero dei recettori articolari molto probabilmente squilibra la risposta di feedback dei meccanismi di controllo dei movimenti articolari. In aggiunta, una demielizzazione degli assoni sensoriali (Scaglioni, Narici, Maffiuletti, Pensini, & Martin, 2003), una diminuzione nel numero dei neuroni sensoriali (Maisonobe, Hauw, Dani, Hori, & Walter, 1997), i cambiamenti nell'inibizione pre-sinaptica (Earles, Vardaxis, & Kocejka, 2001), e una riduzione degli interneuroni (Terao et al., 1996a), come anche negli alfa- e gamma- motoneuroni (McNeil, Doherty, Stashuk, & Rice, 2005) contribuiscono a diminuire drasticamente il senso della posizione dinamica dell'articolazione (Meeuwsen, Sawicki, & Stelmach, 1993; Verschueren, Brumagne,

Swinnen, & Cordo, 2002). Inoltre, il peggioramento della forza nel flessore plantare della caviglia, l'attivazione volontaria del muscolo e le proprietà meccaniche del tendine, sono stata recentemente associate con una diminuzione del controllo della postura statica. (Onambele, Narici, & Maganaris, 2006). Prese insieme, queste degenerazioni, danno come risultato uno squilibrio nel controllo della postura e, eventualmente, portano a una maggiore incidenza di cadute (Tinetti et al., 1988).

### **L'importanza dell'allenamento di forza negli anziani:**

Numerosi studi (Brochu et al., 2002; Izquierdo et al., 2003; Holviala, Sallinen, Kraemer, Alen, & Hakkinen, 2006), hanno analizzato gli effetti dell'allenamento di forza sulla massima contrazione volontaria, della percentuale di sviluppo della forza e del controllo della postura nella terza età. E' stato spesso osservato che anche in questo gruppo di età, l'allenamento ha dato risultati nell'aumento della produzione della forza massima, come anche, in quella esplosiva (Newton et al., 2002). Una volta affermato che la capacità di generare rapidamente la forza è, da un punto di vista funzionale o di prevenzione delle cadute, più importante che la capacità di produrre la forza massima (Suetta, Magnusson, Beyer, & Kjaer, 2007), risulta di fondamentale importanza l'adozione di programmi di allenamento di forza che permettano di aumentare la capacità di produzione di forza esplosiva. Lavori recenti hanno indicato che gli allenamenti di forza combinati con esercizi modificati di potenza o anche di allenamento di potenza ad alta velocità, hanno un impatto maggiore sulla capacità di produzione di forza esplosiva e sull'ADL nella vecchiaia rispetto all'allenamento tradizionale di resistenza pesante di forza (Sayers, 2007). Considerato da un punto di vista funzionale e terapeutico, è importante determinare se la forza ottenuta indotta con l'allenamento possa essere sostenuta nell'anziano. Smith e colleghi (Smith, Winegard, Hicks, & McCartney, 2003), hanno misurato la forza dinamica muscolare (una ripetizione al massimo, 1-RM, o con il carico che può essere alzato solo una volta) dei flessori/estensori del braccio e degli estensori della gamba, in tre gruppi di anziani adulti (età media 72 anni). Il gruppo I, è stato sottoposto all'allenamento del peso in modo continuo per 5 anni. Il gruppo II si è fermato dopo 2 anni e il Gruppo III ha agito come controllo. Dopo 2 anni di allenamento per la forza, i gruppi I e II hanno realizzato notevoli guadagni in tutti i gruppi muscolari analizzati. Dopo altri 3 anni di allenamento (il gruppo I) o di assenza di allenamento (il gruppo II), la forza muscolare è rimasta notevolmente superiore al livello base di valutazione per il gruppo I. Anche nel gruppo che ha interrotto

l'allenamento, mentre la forza dinamica del muscolo del gruppo di controllo è diminuita durante il periodo dei 5 anni. L'allenamento di forza certamente può aumentare la produzione di forza negli anziani. Ad ogni modo, sul lungo termine, i risultati degli effetti dell'allenamento di forza sul controllo della postura sono contraddittori. Mentre Brochu e al. (2002), e Holviala e al. (2006), hanno osservato un miglioramento nel controllo della postura dopo gli allenamenti di resistenza, Schlicht e collaboratori (Schlicht, Camaione, & Owen, 2001), invece non hanno rilevato gli stessi risultati [Per una esposizione sistematica circa questo argomento vedere Orr, Raymond, and Fiatarone (2008).] Uno studio recente ha analizzato gli effetti acuti dell'allenamento di resistenza sugli anziani relativo al controllo della postura. (Moore, Korff, & Kinzey, 2005). Questo studio suggerisce, tra l'altro agli allenatori e ai praticanti, di prestare attenzione immediatamente dopo l'allenamento di forza a causa di un possibile acuto effetto negativo indotto dalla fatica provocato dagli esercizi di forza per il controllo posturale. Molti studi hanno stimato l'efficacia dell'esercizio nella prevenzione delle cadute. Un certo numero di studi, comunque, ha studiato l'impatto che il solo allenamento di forza ha sulla prevenzione della caduta (Fiatarone et al., 1994), e, stando alle conoscenze dell'autore, non è stato evidenziato alcun effetto sulla prevenzione delle cadute. La maggior parte degli studi hanno usato una combinazione di esercizi di forza, equilibrio, resistenza e flessibilità, e hanno trovato una ridotta incidenza nel verificarsi delle cadute. (Rubenstein et al., 2000).

### **I processi adattativi che avvengono nell'allenamento di forza negli anziani:**

E' risaputo che nonostante l'invecchiamento il sistema neuro-muscolare ha la potenzialità di rispondere con la sua plasticità ad un adeguato regime di allenamento (Vandervoort, 2002). Diversi fattori che contribuiscono all'aumento della forza dipendono dalla durata e dal tipo di carico applicato: dopo 2 settimane si verifica principalmente una migliore capacità di coordinazione motoria, questo adattamento viene anche valutato come un effetto dell' apprendimento motorio, dopo 3-4 settimane di allenamento di forza, i meccanismi di adattamento del sistema nervoso sono i principali responsabili dell'aumento di forza nella performance (Sale, 2003). Ha'kkinen (2003) ha postulato che un aumento di attivazione è il principale fattore dell'aumento di forza (miglioramento dello schema di reclutamento, frequenza di scarico e sincronizzazione delle unità motorie), un aumento di co-attivazione dei sinergisti e una riduzione nella co-attivazione dei muscoli antagonisti, sono responsabili delle acquisizioni di forza indotte dall'allenamento durante questa fase.

Se un allenamento con pesi adeguato e progressivo viene applicato su di un periodo di 6 settimane o più, anche i fattori muscolari contribuiscono e migliorare le esecuzioni di forza. Usando le tecniche di immagine, come quella della tomografia computerizzata, si è osservato un allargamento della sezione trasversa del muscolo del 5/17%, negli anziani che seguono un programma di allenamento di forza della durata di 3 mesi (Ferri et al., 2003; Häkkinen & Häkkinen, 1995). Si è riscontrata un' ipertrofia delle fibre I, IIa, e IIb, in risposta all'allenamento di forza con i pesi (Trappe et al., 2000; Widrick, Stelzer, Shoepe, & Garner, 2002). Inoltre, un programma di allenamento di forza svolto in modo progressivo su 10 settimane, ha dato risultati di trasformazione nei sotto tipi II, da tipi IIb a IIab a IIa, in un gruppo di uomini anziani (età media 61 anni) (Häkkinen et al., 1998b). Questi risultati sono stati confermati da Sharman e al. (2001), che ha osservato uno cambiamento nell'espressione della catena pesante della miosina (MHC), con transizione nelle isoforme dalle MHC IIb alle MHC IIa (nel vasto laterale) dopo 6 mesi di allenamento di forza ad alta intensità, rivolto agli arti inferiori negli uomini e donne anziani (età media 65 anni).

### **Quali sono i meccanismi sottostanti all'induzione dell'ipertrofia per allenamento nella terza età?**

Le fibre muscolari sono cellule post-mitotiche e questo implica che non si verificheranno ulteriori divisioni nella cellula dopo che la differenziazione embrionale si è completata. Perciò, i miglioramenti indotti dall'allenamento nell'area della sezione trasversa del muscolo, potrebbero richiedere che vengano aggiunti nuovi nuclei alle fibre muscolari. Le cellule satellite (cellule staminali muscolari) sono fornitrici di mionuclei per la crescita post-natale delle fibre muscolari. Si pensa che queste cellule di riserva rimangano inattive a livello mitotico, ma siano mobilitate da un aumento di carico meccanico o da danno, e giocano un ruolo sia nell'adattamento che nella riparazione del muscolo (Goldspink & Harridge, 2003). L'attivazione della cellula satellite è stata documentata negli uomini giovani, dopo 4 e 8 giorni successivi ad un singolo periodo di esercizio massimale (Cramer et al., 2004).

Il numero delle cellule satellite aumenta negli uomini giovani del 19% nei successivi 30 giorni di allenamento di forza e del 31% dopo 90 giorni. Il numero delle cellule satellite, confrontato con le valutazioni antecedenti all'allenamento, è rimasto significativamente elevato a 3, 10 e 60 giorni ma non a 90 giorni di de-allenamento (Kadi et al., 2004). Kadi

and Thornell (2000), hanno mostrato una associazione tra l'aumento, indotto dall'allenamento, dell'area della sezione trasversa delle fibre muscolari e il guadagno nel numero dei mio-nuclei nelle singole fibre, suggerendo così che la proliferazione della cellula satellite sia responsabile dell'ipertrofia muscolare. Negli anziani maschi e femmine (età media 76 anni), è stato visto che la proliferazione delle cellule satelliti (27%) può essere indotta anche in risposta a 12 settimane di allenamento di forza per l'arto inferiore (Mackey et al., 2007). Questi risultati indicano che un allenamento di forza a lungo termine genera quantità simili di proliferazioni di cellule negli individui giovani e anziani.

### **Importanza dell'allenamento per l'equilibrio nella terza età:**

Diversi studi hanno esaminato l'impatto dell'esercizio di equilibrio standardizzato o dell'allenamento senso-motorio sulle esecuzioni di forza e sul controllo della postura negli anziani (Steadman, Donaldson, & Kalra, 2003; Granacher, Gollhofer, & Strass, 2006; Granacher, Gruber, Strass, & Gollhofer, 2007). Steadman e al. (2003) hanno riportato che 6 settimane di allenamento per l'equilibrio migliorano l'esecuzione nelle prove funzionali dell'equilibrio e della mobilità. Granacher e al. (2007), hanno mostrato che 12 settimane di allenamento per l'equilibrio migliorano la capacità di produzione di forza massima ed esplosiva in un gruppo di 40 uomini anziani in salute di età tra i 60 e gli 80 anni. (Hu & Woollacott, 1994; Mynark & Koceja, 2002; Williams, Burke, McClenaghan, Hirth, & Huber, 1997). Hu and Woollacott(1994), hanno studiato l'impatto di 2 settimane di allenamento per l'equilibrio multi sensoriale, sulle risposte di organizzazione posturale nel tempo e nello spazio. Williams e al. (1997), hanno selezionato gli effetti dell'allenamento per l'equilibrio a lungo termine sul riflesso del tendine di Achille. I risultati di questi studi sostengono l'affermazione che i risultati dell'allenamento per l'equilibrio consistono in un'iniziale abbreviata latenza della muscolatura posturale (Hu & Wollacott, 1994), come anche nel diminuzione dell'allenamento del riflesso di Hoffman (Mynark & Koceja, 2002), e del riflesso del tendine di Achille (Williams et al., 1997). In uno studio recente, Granacher et al. (2006), hanno esaminato gli effetti di 12 settimane di allenamento per l'equilibrio o per la forza ad alti intensità, sulla capacità di compensare l'alterazione dell'equilibrio di camminata negli uomini anziani. L'allenamento per l'equilibrio è sfociato in una diminuzione iniziale della latenza e in un aumento dell'attività riflessa nelle strutture principali che compensano impulso di decelerazione. Non sono stati osservati cambiamenti significativi nel gruppo di allenamento ad altra intensità per la forza o nel gruppo di

controllo. Questi risultati implicano che l'allenamento all'equilibrio potrebbe avere un effetto preventivo sulle cadute. In realtà, alcuni studi hanno dimostrato che l'allenamento per l'equilibrio ha le potenzialità per ridurre l'incidenza delle cadute negli anziani (Lord et al., 2003; Province et al., 1995). Recentemente, sono stati stabiliti programmi di allenamento per l'equilibrio più specifici, chiamati “ protocolli di allenamento basati sull'alterazione dell'equilibrio”, i quali hanno iniziato a ricevere molte attenzioni (Maki & McIlroy, 2005). Questo approccio si basa sul presupposto che il controllo neurale volontario dei movimenti dell'arto, sia diverso in alcuni fattori fondamentali rispetto alle reazioni evocate dalle alterazioni posturali (Maki & McIlroy, 1997). Perciò, Maki e al. (2008), hanno proposto che i programmi di allenamento più efficaci dovrebbero implicare l'uso delle alterazioni posturali. Di recente, Sakai e colleghi (Sakai, Shiba, Sato, & Takahira, 2008), sono riusciti a dimostrare che i programmi di allenamento a breve termine basti sulle alterazioni posturali su treadmill, diminuiva significativamente le oscillazioni posturali in un gruppo di 45 comunità abitate da individui anziani (età media 71 anni). I processi adattativi che seguono i programmi di allenamento per l'equilibrio nell'anziano e l'attività dei riflessi sono stati analizzati in modo specifico nella popolazione giovane (Gruber & Gollhofer, 2004; Taube e al., 2007). Si suggerisce che i meccanismi neuronali responsabili dell'aumento nella capacità produttiva di forza esplosiva dovuta all'allenamento, potrebbero manifestarsi all'interno di un muscolo (adattamento intramuscolare) o all'interno di un gruppo di muscoli (adattamento inter-muscolare) (Gruber et al., 2007). Gruber e Gollhofer (2004) hanno studiato l'impatto di 4 settimane di allenamento per l'equilibrio sulla qualità della forza esplosiva dei muscoli estensori della gamba durante le azioni isometriche massime in un gruppo di giovani partecipanti (età media di 28 anni). L'allenamento per l'equilibrio ha dato come esito un aumento nella capacità di produzione della forza esplosiva, che è stata messa in parallelo con un'aumentata attivazione neuromuscolare degli stessi muscoli. Gli autori suggeriscono che una conduzione ulteriormente facilitata proveniente dal sistema afferente in termini di una ridotta inibizione pre-sinaptica degli afferenti Ia, potrebbe avere importanza per la migliore attivazione muscolare nella fase iniziale della produzione della forza. Taube et al. (2007), ha studiato gli adattamenti corticali e spinali negli individui giovani (età media 25 anni) che seguivano un allenamento per l'equilibrio attraverso la stimolazione del riflesso di Hoffman (H-reflex), la stimolazione magnetica trans-craniale TMS), e il condizionamento del H-reflex attraverso la TMS. Dopo 4 settimane di allenamento per l'equilibrio, gli autori hanno osservato un miglioramento della stabilità posturale. Durante la fase iniziale

dell'allenamento, l'eccitabilità corticale era elevata. Dopo l'allenamento, gli autori hanno riferito una diminuzione delle potenzialità evocative motorie durante sedute di perturbazione posturale su treadmill. Questo potrebbe essere interpretato come se l'allenamento per l'equilibrio inducesse dei cambiamenti nella regolazione della postura eretta nell'uomo in termini di un cambiamento a partire dalla corteccia cerebrale. Perciò, i meccanismi supra-spinali, piuttosto che quelli spinali, sembrano essere responsabili per il miglioramento posturale indotto dall'allenamento. Sono disponibili poche informazioni circa i meccanismi adattivi che seguono l'allenamento per l'equilibrio negli anziani. Granacher e al. (2007), hanno dimostrato un rapido aumento nella capacità di produzione della forza degli estensori della gamba dopo le 12 settimane di allenamento per l'equilibrio in un gruppo di uomini anziani (età media 66 anni). Ad ogni modo, questo non è stato accompagnato da un aumento nell'attivazione neuromuscolare degli stessi muscoli. Perciò, viene suggerito che un guadagno nel miglioramento della coordinazione inter-muscolare per una aumentata capacità produttiva di forza esplosiva negli anziani, sia una conseguenza dell'allenamento per l'equilibrio, mentre i cambiamenti nella quota di reclutamento e attivazione delle unità motorie (coordinazione intramuscolare) siano il risultato di un aumentata produzione di forza esplosiva negli individui più giovani (Gruber & Gollhofer, 2004). Questa linea di discussione è rinforzata dai risultati di uno studio nel quale è stato studiato l'impatto di un allenamento per l'equilibrio sui movimenti isocinetici di una singola articolazione delle estremità inferiori negli individui anziani (età media 80 anni)(Judge, Whipple, & Wolfson, 1994). Gli autori non hanno osservato alcun cambiamento indotto dall'allenamento nella somma del momento massimo di flessione/estensione di anca, ginocchio e caviglia. Perciò, i risultati di Judge e al. (1994) e di Granacher e al. (2007), indicano che, negli anziani, l'allenamento per l'equilibrio ha effetti principalmente sulla manifestazione della forza in movimento che coinvolgono più articolazioni in termini di una migliore coordinazione inter-muscolare. In studi recenti, Granacher et al. (2006), ha esaminato gli effetti dell'allenamento per l'equilibrio durante l'andatura negli uomini anziani (età media 66 anni). Nelle 12 settimane di progressivo allenamento di equilibrio, i risultati sono stati una abbreviazione della latenza iniziale, come anche della attività riflessa nei muscoli. Gatts and Woollacott, (2006) hanno studiato i meccanismi neuronali che stanno alla base del miglioramento dell'equilibrio in seguito all'allenamento con il Tai Chi in un gruppo di anziani con scompensi dell'equilibrio (età media 77 anni). Tre settimane di allenamento Tai Chi ha avuto un impatto sull'incapacità di compensare le alterazione durante il cammino a una velocità selezionata

autonomamente, in termini di abbreviazione delle latenze e di riduzione di co-contrazione muscolare. Differenti siti all'interno del sistema nervoso centrale potrebbero essere responsabili dei risultati osservati (cioè: sistema propriocettore, visivo e vestibolare). Granacher e al. (2006), hanno suggerito un aumento di sensibilità dei fusi neuromuscolari come il meccanismo più probabilmente responsabile del miglioramento del controllo dinamico della postura. Effettivamente, ci sono prove che l'allenamento indotto modifichi le fibre intra-fusali dei muscoli. Inoltre, è stato dimostrato in precedenza che i cambiamenti nella sensibilità dei fusi sono possibili nella vecchiaia anche seguendo degli allenamenti per l'equilibrio a breve termine (Mynark & Koceja, 2002). Ad ogni modo, ulteriori ricerche sono necessarie per determinare i livelli del sistema neuromuscolare che sono responsabili del miglioramento della manifestazione della forza e del controllo della postura negli anziani che seguono allenamenti per l'equilibrio.

## SCOPO DELLA TESI

L'invecchiamento del sistema neuromuscolare è caratterizzato da cambiamenti strutturali e funzionali che portano a un generale degrado delle risposte neuro muscolari. Un dettagliato esame della letteratura ha portato a identificare nell'anziano alterazioni di più parametri fisici: ridotta abilità di sviluppo della forza esplosiva e nello sviluppo della forza massima, declino per invecchiamento nella massa muscolare (sarcopenia), come anche in un deficit nel controllo statico e dinamico della postura. Quest'ultimo richiede un processo complesso e integrato di informazioni sensoriali fornito dalla vista, la propriocezione e il sistema vestibolare (Lephart & Fu, 2000). A partire da questi presupposti in questo progetto di ricerca ci siamo posti il quesito di come si potesse intervenire efficacemente sull'equilibrio delle persone anziane utilizzando e adattando le attività principalmente svolte da questi per l'attività motoria, che vediamo qui sotto riassunte.

Attività motorie principalmente svolte dagli anziani

1. Ginnastica dolce
2. Palestra → Fitness
3. Piscina

La ginnastica dolce spesso è eseguita in palestre ed è caratterizzata da ginnastica a corpo libero e con piccoli attrezzi.

Il Fitness si distingue dalla ginnastica dolce per l'impiego di attrezzature caratteristiche di questa attività.

In piscina sono svolti corsi di ginnastica in posizione ortostatica con attrezzi per aumentare la resistenza dell'acqua.

Abbiamo così sviluppato due linee di ricerca:

1) lo scopo della prima linea di ricerca è stato investigare gli effetti di due diversi programmi di esercizio in acqua sulla capacità di equilibrio negli anziani. Abbiamo voluto vedere se l'attività in acqua potesse indurre miglioramenti sulla capacità di equilibrio. Ci siamo chiesti inoltre quale tra due attività: una in acqua profonda, dove non si tocca tramite mezzi di galleggiamento e una in acqua dove si tocca, potessero dare il miglior risultato sull'equilibrio.

2) nella seconda linea di ricerca abbiamo investigato l'effetto di 20 settimane di allenamento funzionale sulla capacità di equilibrio in soggetti anziani. La scelta di

utilizzare l'allenamento funzionale è che questo è di basso costo per la semplice attrezzatura, di semplice diffusione e quindi può essere distribuito sul territorio molto semplicemente.

## MATERIALI E METODI

### Le pedane di forza

Le pedane di forza offrono la lettura di come l'appoggio si muove sulle pedane stesse grazie alla risposta che queste danno in seguito alla spinta dei piedi. Tutto ciò avviene in un sistema di riferimento rigido.

La chiave di questo è il Centro di Pressione (COP) che rappresenta il punto in cui la pedana effettua la contropinta. Grazie alla rilevazione del movimento sulla pedana del COP possiamo studiare come il baricentro si muove, infatti il suo movimento è anticipato da uno spostamento del COP che permette al corpo di rimanere in equilibrio. Si ottiene quindi una valutazione indiretta della capacità dell'organismo di avviare ed attuare il segnale di controllo motorio col quale avvengono i vari aggiustamenti.

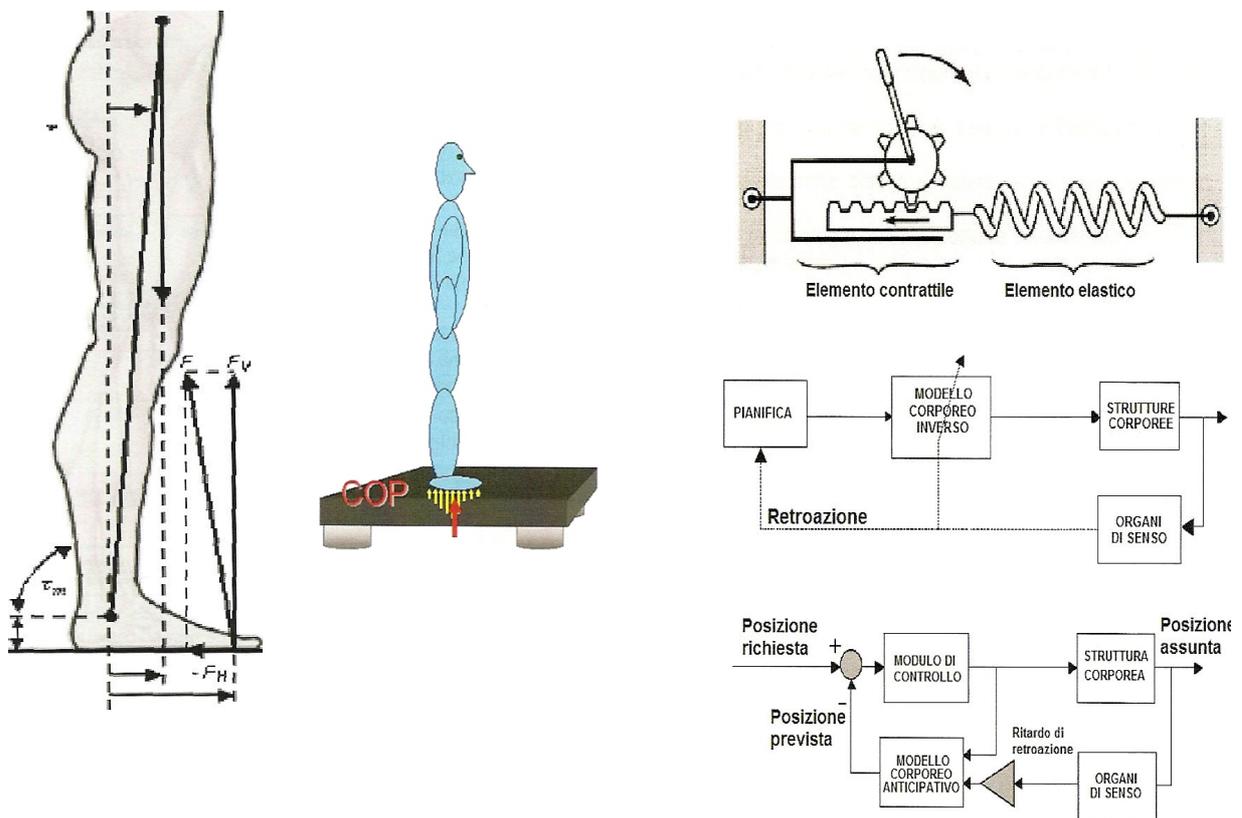


Fig. 1.1 Schema della pedana di forza e dei meccanismi a feed back per il mantenimento della stazione eretta

## **FATTORI CHE INFLUENZANO IL MANTENIMENTO DELL'EQUILIBRIO**

La complessità del meccanismo di equilibrio è descrivibile attraverso la definizione di tre meccanismi con cui questo si attua:

1. feedback implicito: permette di attuare la risposta adattativa senza ritardo
2. reattività: riflessi che attivano il segnale nervoso che consente la risposta d'equilibrio dopo alcuni millisecondi
3. anticipazione: basato sulla predizione

Come già accennato sono molteplici i sistemi che interagiscono per il mantenimento dell'equilibrio. Il sistema nervoso necessita quindi di inputs dai diversi apparati i quali svolgono la loro funzione ed ottengono le informazioni necessarie in modi differenti. Se il lavoro dei vari sistemi è attuato in maniera precisa da tutti allora anche la risposta sarà adeguata e facile da attuare. Se esiste la presenza di un deficit in uno qualsiasi dei sistemi operanti allora il nostro organismo dovrà fare in modo di sopperire a tale assenza, e compenserà cercando informazioni alternative nel caso in cui non le trovasse non metterà in atto un adattamento adeguato per il mantenimento dell'equilibrio.

## **POSTUROGRAFIA STATICA**

Il mantenimento della posizione eretta non deve essere considerato un compito semplice. Nel caso in cui infatti ci siano degli elementi di disturbo che alterano l'equilibrio statico, l'organismo mette in atto strategie che tengono conto dei feedback esistenti e attiva la capacità anticipatoria. Perciò lo studio statico e quindi l'esame in posizione eretta è utile per valutare e comprendere anche aspetti superiori del controllo.

Lo studio avviene facendo assumere alla persona la posizione cosiddetta di quiet stance o rilassata. È prevista l'adozione di due strategie da parte del soggetto. La prima fa riferimento ai feedback esterni quindi a fattori ambientali. In questo caso si attua un adattamento. Nel secondo caso si mettono in atto compensazioni che partono da deficit intrinseci alla persona.

Nella posturografia vengono analizzate diverse misure cinetiche attraverso le quali si risale al tipo di appoggio sulla pedana. Si può quindi valutare la strategia adottata per il mantenimento della posizione ortostatica. Le misure sono: le tre componenti delle forze e le tre componenti dei momenti rispetto al sistema di riferimento. La valutazione di queste misure sono più che sufficienti per la rilevazione del COP per il quale basta la componente

verticale della forza e i due momenti attorno agli assi orizzontali. Attraverso le grandezze rilevate si può definire il centro di massa (COM) e il centro di gravità (COG) che rappresenta la proiezione del COM a terra. Il COG è implicato nella condizione di stabilità. Infatti si parla di equilibrio quando questo resta all'interno della base d'appoggio. E' importante ricordare che, anche nella condizione di stabilità appena descritta, il soggetto non sarà mai immobile: ci sono continue oscillazioni di qualche millimetro che sottolineano come ci sia la necessità di continui piccoli adattamenti per mantenere l'equilibrio.

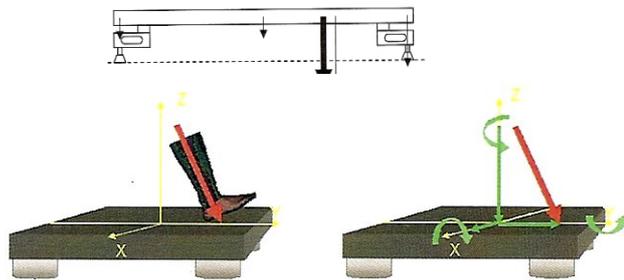
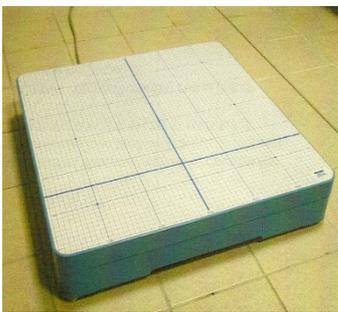


Fig.2.2  
Immagine

i della pedana stabilometrica ARGO

## LE PEDANE STABILOMETRICHE

Sono generalmente composte da una lastra al di sotto della quale sono posti i sensori che permettono di valutare il punto di applicazione del peso complessivo. I segnali rilevati vengono rielaborati tenendo conto del peso della pedana. La pedana viene inoltre facilmente sottoposta a controlli periodici per permettere misurazioni efficaci e precise. La calibrazione dei segnali della pedana avviene attraverso tre fasi: amplificazione, filtraggio e rimozione off-set.

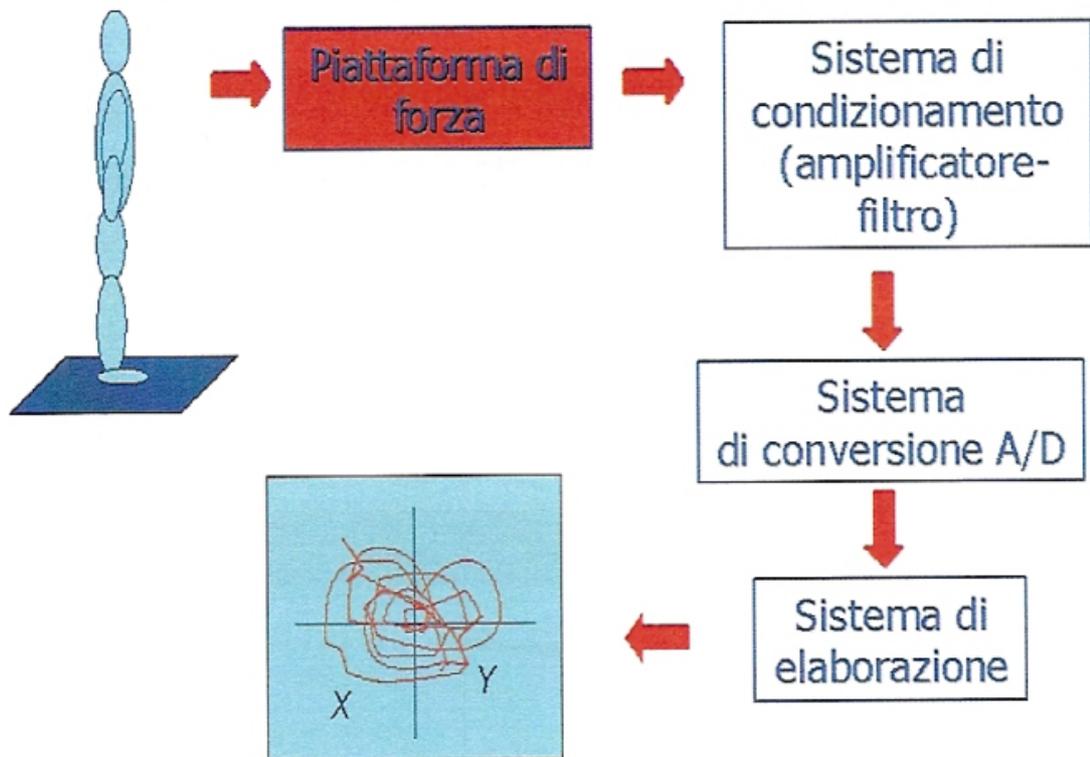
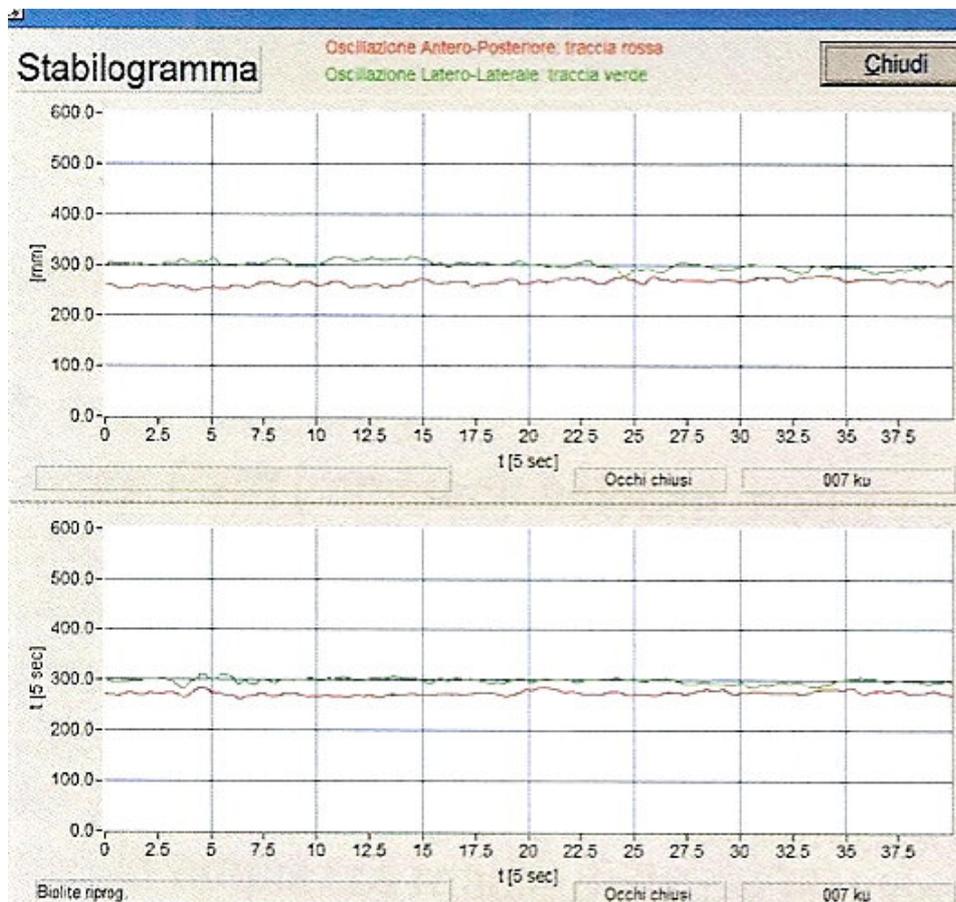


Fig.1.3 Flow chart del sistema di acquisizione e di elaborazione dati della pedana Argo

## ANALISI DEL SEGNALE E UNITÀ DI ELABORAZIONE

Una volta acquisito il segnale, e quindi le coordinate del COP, lo si analizza e lo si elabora attraverso diverse fasi:

- filtraggio e verifica
- si associano i dati al paziente
- si esegue lo stabilogramma e lo statokinesiogramma
- si evidenziano i dati utili i quali vengono rappresentati graficamente e in forma alfanumerica (sway density, analisi spettrale, ellisse di confidenza e posizione della base d'appoggio).
- diagnosi.



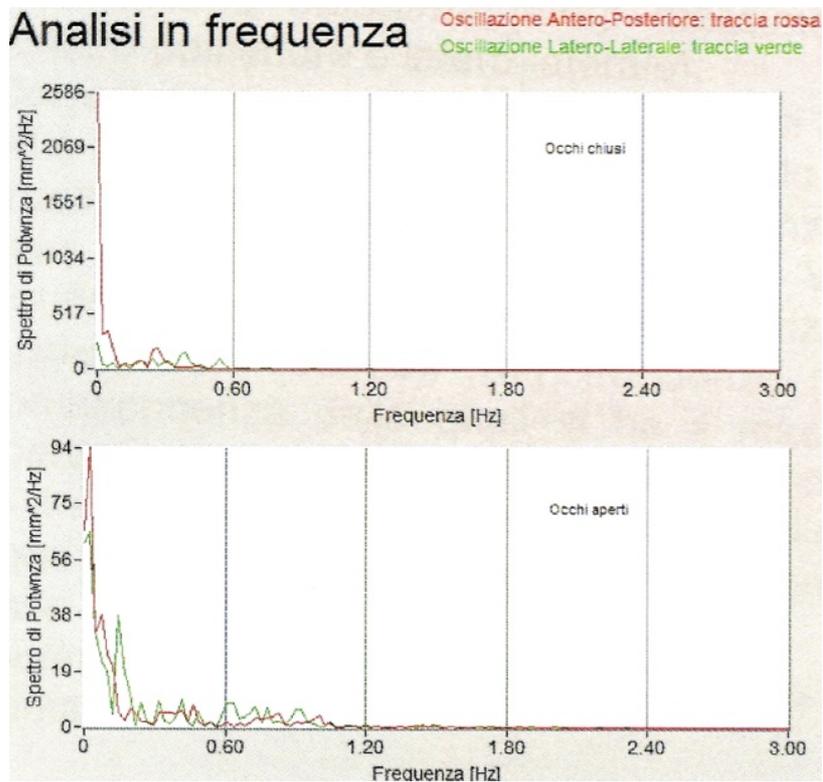
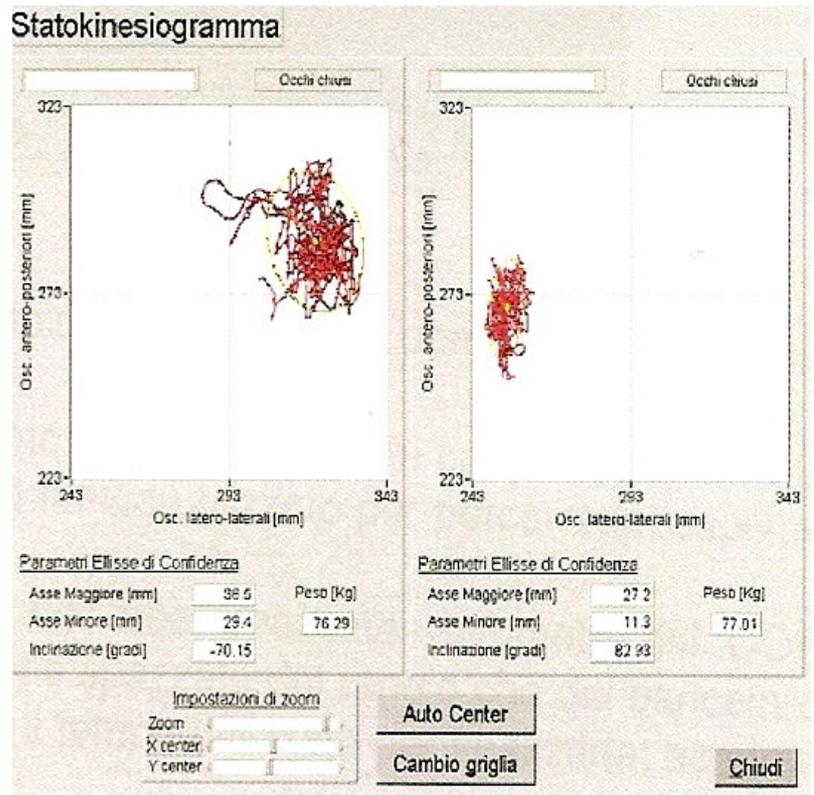


Fig. 1.4 immagini delle schermate ottenibili dal software abbinato alla pedana ARGO

## VISUALIZZAZIONI

Ci sono due modi di rappresentare i risultati ottenuti dall'analisi dei dati. Il primo fa riferimento al dominio del tempo: la presentazione dei dati si basa sullo spostamento del COP rispetto alle coordinate x,y del piano d'appoggio (statokinesiogramma), e sull'andamento delle stesse rispetto al COP nel tempo (stabilogramma). Tutto ciò consente all'osservatore di vedere le oscillazioni del paziente.

Il secondo metodo rientra nel dominio delle frequenze e quindi rispecchia l'andamento antero-posteriore e laterale.

## IL CALCOLO DEI PARAMETRI

Attraverso il sistema di elaborazione dei dati è poi possibile formulare una diagnosi e valutare costantemente a distanza di tempo l'efficacia dell'eventuale trattamento. I parametri valutati sono suddivisi in due famiglie: quelli globali e quelli strutturali e di sway-density.

Occhi chiusi		Occhi aperti	
Indice di correlazione (Time Shift = 0)	0.687	Indice di correlazione (Time Shift = 0)	0.135
<b>Parametri di Sway density (COS. Centri di stabilità)</b>		<b>Parametri di Sway density (COS. Centri di stabilità)</b>	
Tempo medio di permanenza [s]	0.47	Tempo medio di permanenza [s]	1.74
Distanza spaziale media [mm]	6.34	Distanza spaziale media [mm]	1.91
Distanza temporale media [s]	0.5336	Distanza temporale media [s]	0.5280
<b>Classici</b>		<b>Classici</b>	
Sway path [mm/sec]	25.5	Sway path [mm/sec]	9.8
Sway area [mm <sup>2</sup> /sec]	52.5	Sway area [mm <sup>2</sup> /sec]	17.3
Deviazione Standard AP	5.31	Deviazione Standard AP	5.43
Deviazione Standard LL	5.98	Deviazione Standard LL	2.74
<b>Oscillazioni massime</b>		<b>Oscillazioni massime</b>	
Antero-posteriore [mm]	31.1	Antero-posteriore [mm]	25.3
Latero-laterale [mm]	34.0	Latero-laterale [mm]	13.3
<b>Quoziente di Romberg</b>			
Sway Path	2.613		
Sway Area	3.030		

Confronta con campione di normalità    Esporta    Chiudi

Fig. 1.5 Immagine della schermata di visualizzazione dei parametri ottenuti con la pedana stabilometrica

### GLOBALI:

- sway path: velocità di oscillazione in mm/sec
- sway area: ampiezza media delle oscillazioni in mm<sup>2</sup>/sec
- oscillazione massima (mm)
- correlazione: si calcola la funzione di correlazione tra le oscillazioni sui due piani
- analisi in frequenza: caratteristiche delle oscillazioni
- armoniche principali: frequenze in Hz
- assi: asse più piccolo dell'ellisse in mm
- inclinazione angolare dell'asse maggiore rispetto al piano frontale

### STRUTTURALI E DI SWAY DENSITY

Questi parametri descrivono il moto del COP e l'organizzazione della sua traiettoria la cui osservazione denota la non costanza del moto stesso e mette in evidenza la presenza di un'alternanza tra accelerazioni e momenti di stabilità. Si può osservare quindi la funzionalità con cui si attivano i meccanismi di controllo e l'influenza di feedback esterni che generano instabilità o ricerca di stabilità. La traiettoria si analizza attraverso la curva di sway density nella quale si possono vedere i punti in cui il COP si stabilizza (centri di stabilità).

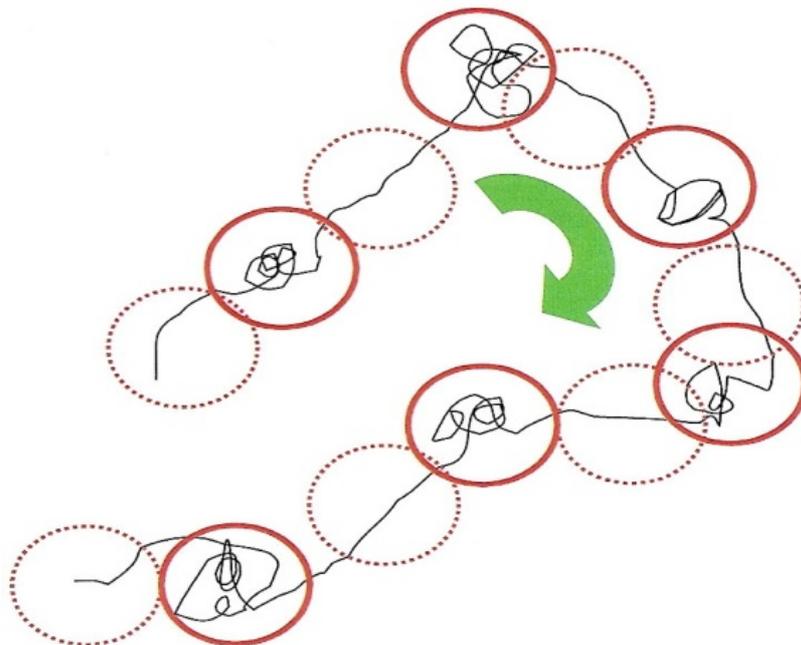


Fig. 1.6 Immagine della sway density (sono cerchiati i centri di stabilità dove vi è un maggiore tempo di permanenza)

I parametri sono:

- tempo medio di permanenza: media di permanenza del COP nei centri di stabilità
- distanza spaziale media tra i centri di stabilità
- distanza temporale media tra i centri di stabilità

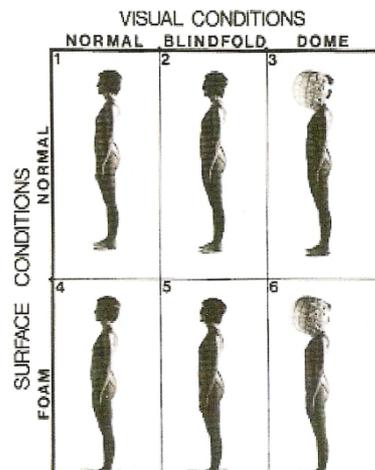


Fig. 1.7 condizioni di valutazione con pedana stabilometrica

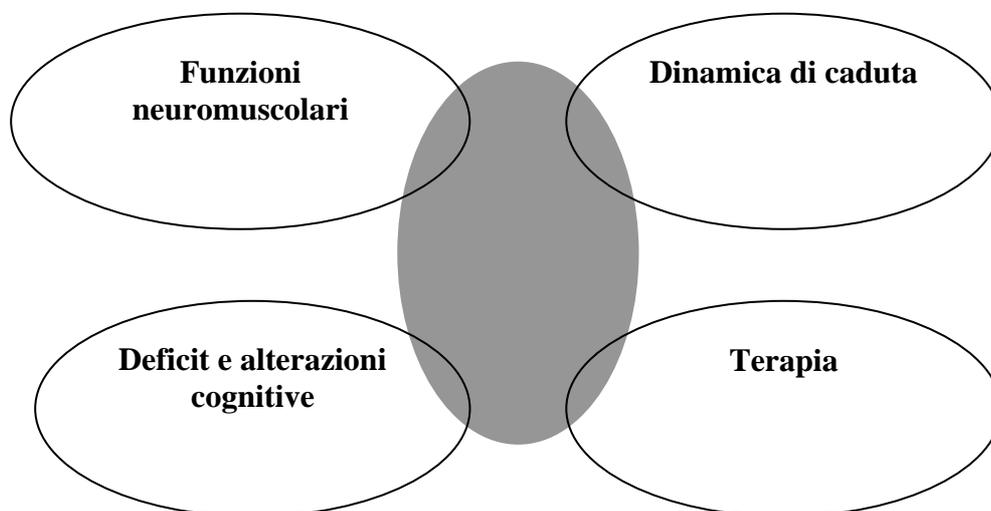


Fig. 1.8 Fattori del rischio di caduta

## L'IMPIEGO CLINICO

### ANALISI DEL TRACCIATO STABILOMETRICO – TEST DI ROMBERG

Le informazioni fornite dalla pedana di forza durante il test di Romberg permettono di individuare un deficit di controllo e definirne le cause. Perciò nel valutare la funzionalità neuro-motoria del paziente dà risultati importanti per il trattamento. Nell'analizzare i dati occorre seguire in linea di massima la seguente procedura:

- *modalità confronto* (occhi chiusi e aperti) L'entrata visiva, grazie alla retina permette la stabilità posturale per i movimenti antero-posteriori, grazie alla visione periferica. Per contro, per i movimenti destra-sinistra, la visione centrale diviene preponderante. L'entrata visiva è attiva quando l'ambiente visivo è vicino; se la mira visiva è distante 5 metri o più, le informazioni che vengono dal recettore visivo diventano così poco importanti da non venire più prese in considerazione dal sistema posturale fine P.F. (Bles, 1979).

- *presentazione dei parametri.* Nelle condizioni standard di registrazione posturografica (mira luminosa rischiarata a 90 cm di distanza dagli occhi), il peso dell'entrata visiva diventa importante. Viene valutato con il quoziente di Romberg, che è il rapporto della superficie occhi chiusi fratto la superficie occhi aperti moltiplicato per cento. (Van Parys, J.A.P., 1976).  
 $Q.R. = (\text{Sup. o.c.} / \text{Sup. o.a.}) \times 100$ . Se i quozienti di Romberg vanno di molto oltre l'unità c'è un deficit propriocettivo, se invece si avvicinano all'unità ma i parametri sono maggiori di quelli di riferimento c'è un deficit nel controllo. Se ad occhi chiusi i valori sono migliori c'è un deficit nel controllo visivo. Comparando i parametri di Sway Density vediamo che nel soggetto normale e in quello con deficit propriocettivo abbiamo un tempo di permanenza sul singolo centro istantaneo di equilibrio nella condizione occhi aperti maggiore della condizione occhi chiusi; sempre nella condizione OA è minore la distanza tra i singoli centri; la distanza temporale è costante.

- *presentazione dello stabilogramma.* Permette la visualizzazione delle oscillazioni del COP, del deficit associato all'equilibrio e la sua entità; la presenza di oscillazioni correlate in senso antero-posteriore e laterale data appunto dal coefficiente di correlazione che, se troppo elevata, denota un controllo compensatorio superiore al deficitario.

- *presentazione dello statokinesiogramma.* Mostra un confronto dei tracciati e consente l'individuazione del problema.

- *analisi del tracciato ad occhi chiusi*. È utile per uno studio più dettagliato del disturbo.

## L'EVIDENZA STRUMENTALE NEI TEST STABILOMETRICI E POSTUROGRAFICI

### Principi generali

Come già detto, la capacità di equilibrio ed il mantenimento della stazione eretta sono azioni che hanno alla base una complessità e quantità di fattori che rendono il tutto assai complicato. Per definizione l'equilibrio dell'essere umano è instabile, basti pensare che il baricentro è distante del punto d'appoggio ed il suo posizionamento è caratterizzato da diversi fenomeni che portano all'organismo informazioni estrinseche ed intrinseche, che vengono raccolte per pianificare azioni volontarie, reattive ed anticipative. Questo avviene grazie all'azione coordinata di ogni segmento componente questo pendolo, attivato dalle risposte delle catene muscolari che equilibrano la posizione degli stessi.

Il meccanismo del controllo posturale si attua attraverso l'integrazione dell'attività grossolana e di quella fine che interagiscono nell'utilizzare le diverse strutture di controllo. I vari meccanismi possono così essere valutati in seguito alla dimostrazione di alterazioni dell'equilibrio potendo indagare sulle cause del deficit.

### Uso clinico

Storia del Test di Romberg (Douglas 2000)	
<u>Specificità: per controllo propriocettivo</u>	
Marshall (1836)	
Romberg e Brach (1840)	Tabe Dorsale
Charcot (1888)	Malattia di Friedrich
	Neuropatia alcolica
	Alcuni casi di isteria
Barany (1910)	Deficit vestibolare acuto
Mauritz (1979), Diener (1992)	Patologia cerebellare

Il punto centrale del test di Romberg (utilizzato in maniera diffusa tra neurologi, fisiatri e otorinolaringoiatri) è il confronto del sway tra le due condizioni occhi chiusi e occhi aperti. Attraverso questo confronto vediamo infatti che nel paziente con deficit nel controllo propriocettivo

Nel momento in cui si svolge il test ad occhi chiusi l'instabilità aumenta vistosamente. Non è elevatissima l'evidenza dell'utilità del test nella valutazione del rischio di caduta, ma è fondamentale, dati epidemiologici alla mano, continuare gli studi. Altri esempi di utilità

nell'utilizzo del Romberg li troviamo nell'Alzheimer che risulta in una leggera retropulsione, nel Parkinson c'è uno sway incontrollato, problemi temporomandibolari, otorinolaringoiatrici che causano deriva, deficit propriocettivi che danno oscillazioni casuali soprattutto ad occhi chiusi, contratture antalgiche che causano deficit posturali definibili per una posizione asimmetrica.

Caratteristiche limitanti la validità del test sono la soggettività dell'operatore, la scarsa sensibilità, ripetibilità e confrontabilità.

Tutto ciò è superabile grazie alle moderne tecnologie che permettono di calcolare la traiettoria della reazione di vincolo sulla pedana che segue la proiezione del baricentro sul piano d'appoggio. Attraverso quindi l'utilizzo delle pedane stabilometriche si conferisce oggettività al test e permette inoltre il confronto intra ed inter-soggetto di parametri d'interesse comparando due pazienti o il paziente stesso nel tempo per descrivere l'evoluzione del disturbo. Migliore risulta inoltre la risoluzione e la sensibilità del test.

Ci sono però altri problemi per quanto riguarda l'esecuzione del test e la sua interpretazione. La tecnologia ci ha permesso di migliorare molto la precisione e la risoluzione dei dati forniti dalla pedana ma scarseggiano i riferimenti metodologici e metrologici che permettano di definire degli standard di normalità e dei parametri utili tali da evitare dispersioni.

Diversi sono i campi in cui è stato utilizzato il test: medicina legale, colpo di frusta, idoneità a particolari attività, valutazione sportiva, ecc.

Per il superamento dei problemi sopra descritti, è stato fondamentale fare alcuni passi:

- definizione dello strumento: progettato per essere usufruibile da tutti i medici. La pedana analizza la traiettoria del COP senza errori o artefatti. È comoda per il paziente avendo una base d'appoggio sufficientemente ampia. Il segnale è preciso e non viene alterato. Permette l'analisi delle sole informazioni veramente utili all'operatore.

- modello fisico: agli angoli della pedana ci sono le celle di carico che rilevano la pressione esercitata sulla pedana, che risulta essere maggiore quanto più le celle sono vicine al punto di applicazione della forza. Si calcola quindi la forza totale esercitata e su ogni angolo oltre al punto di applicazione. Si registra il COP e la sua traiettoria. Tutto ciò verrà analizzato per ricavarne le informazioni utili.

- vincoli e caratteristiche ingegneristiche: la pedana deve essere rigida, deve avere un momento d'inerzia alla rotazione per cui non ci sia influenza nei confronti del movimento del COP. La frequenza di campionamento deve essere sui 100 Hz e quella di taglio > 100

Hz. Il tempo di registrazione deve essere almeno 40 sec con 5 sec di scarto per l'adattamento iniziale del paziente.

## **ESECUZIONE DEL TEST DI ROMBERG SU PIATTAFORMA DI FORZA**

### **1. preparazione della piattaforma**

La sistemazione della pedana deve avvenire a 2 m dalle pareti che non devono avere riferimenti di alcun genere e su pavimento rigido, piano ed orizzontale, possibilmente verso un angolo della stanza. L'illuminazione deve essere diffusa e medio-bassa mentre l'acustica dovrà essere tale da non avere suoni alti. Un puntino sarà sistemato all'altezza degli occhi del paziente proprio di fronte ed esso.

### **2. condizioni preliminari per il paziente**

Nei 60 minuti che precedono l'esecuzione del test è necessario che il paziente non assuma farmaci o sostanze che alterino la funzione del sistema nervoso. È previsto l'utilizzo degli occhiali nei pazienti che ne facciano uso.

### **3. esecuzione del test**

la posizione che il paziente assumerà sulla piattaforma sarà naturale, rilassata, braccia lungo i fianchi, bocca chiusa e mandibola rilassata, piedi uniti e sguardo dritto avanti. Sulla superficie della pedana sono disegnate delle righe che fungono da riferimento. Una riga trasversale che serve per l'appoggio dei talloni e una sagittale esattamente al centro della pedana per il posizionamento simmetrico dei piedi. Sarà inoltre richiesto silenzio da parte del paziente.

Si registra quindi la posizione del secondo dito del piede e della spina calcaneare. Quindi si procede alla misurazione nelle due condizioni occhi chiusi e poi occhi aperti per evitare riferimenti che persistano a livello retinico, questo dopo aver stabilito il tempo di attesa (5-10 sec) e quello di registrazione (almeno 40 sec). Inoltre nel dare le consegne ed istruzioni al paziente si dovranno evitare reazioni emotive.

Un problema importante è la durata del test tra 20" ed alcuni minuti. Abbiamo deciso di non superare la durata di un minuto nei test e di non scendere sotto i 20" in base alla letteratura consultata ed anche ad alcune considerazioni generali. Ad esempio:

— il transitorio di avvio del test comporta una fase di adattamento del soggetto durante la quale i meccanismi neuro-sensoriali e neuromuscolari si adattano allo specifico task della ricerca dell'"equilibrio" funzionale: i parametri di tale fase, di per sé potenzialmente significativi, non lo sono ai fini della valutazione stabilometrica statica;

— l'affaticamento degrada le prestazioni neuromuscolari (si pensi al paziente anziano sovrappeso ma anche al soggetto che sta attuando un programma di

riabilitazione post-ictus);

— il rapido decadere dell'attenzione per un task motorio semplice, soprattutto da parte di soggetti che non presentino deficit o al più li presentino in forma marginale;

— l'onda respiratoria induce un movimento della cassa toracica che, alterando la posizione del baricentro del paziente, comporta evidentemente una causa perturbante che si riflette sulla coppia raddrizzante e quindi sulla posizione del COP;

la variabilità del ritmo cardiaco, associata al tono dell'equilibrio neurovegetativo (orto e parasimpatico) interferisce modificando le costanti di tempo delle reazioni neurofisiologiche ed introducendo quindi ulteriori intrinseci fattori di variabilità.

#### 4. ripetizione

questa fase viene eseguita in un secondo momento per seguire l'evolversi della funzionalità del soggetto. Ciò verrà fatto rispettando scrupolosamente le stesse condizioni dei test precedenti.

Di seguito un esempio della diagnostica differenziale tra sindrome periferica e centrale in cui risulta utile l'utilizzo della pedana.

**Diagnostica differenziale della sindrome periferica e centrale<sup>1</sup>**

	<b>SINDROME</b>	
	<b>PERIFERICA</b>	<b>CENTRALE</b>
<b>VERTIGINE</b>	Intensa con segni neurovegetativi	Poco intensa
<b>UDITO</b>	Acufeni - Ipoacusie	Normale
<b>NISTAGMO</b>	Orizzonto-rotatorio o orizzontale. Fase lenta verso il lato colpito	Multiplo Verticale: peduncolare Orizzontale: protuberenziale Rotatorio: bulbare
<b>DEVIAZIONE DEGLI INDICI</b>	Verso il lato colpito	Incrocio o innalzamento non sistematizzato
<b>SEGNO DI ROMBERG</b>	Inclinazione fino alla caduta dal lato colpito	Instabilità non sistematica con la tendenza alla caduta posteriore
<b>MARCIA CECA</b>	A stella: instabilità laterale verso il lato colpito durante la marcia avanti e verso il lato opposto durante la marcia indietro	Deviazioni non sistematizzate prossime alla titubanza
<b>CONCLUSIONE CLINICA</b>	Tutte le deviazioni (fra le quali la lenta deriva del nistagmo) avvengono verso il lato colpito. Sindrome vestibolare armonica	Tutte le deviazioni sono incomplete, frammentarie e non sistematizzate. Sindrome vestibolare non armonica

<sup>1</sup> Traduzione della tabella 1 – pag. 99 – di Ph. Perrin, F. Lestienne Mécanisme de l'équilibration humaine Exploration fonctionnelle, application au sport et à la rééducation Masson 1994 Paris

## LO STRUMENTO

ARGO è uno pedana stabilometrica nata per ottenere il massimo dall'analisi del movimento e in particolare della traiettoria del centro di pressione grazie a sensori sensibili, ad una elevata accuratezza nelle misure ed una precisione e grande varietà di informazioni. Permette infatti di risalire alla radice del problema o disturbo funzionale e consente di valutarlo nel tempo attraverso la comparazione delle diverse misurazione facilitando il trattamento del paziente.

La piattaforma è dotata dei relativi cavi ed accessori ed un software per il computer.

Composta da un massello d'alluminio, è caratterizzata da una frequenza di taglio di  $\approx 113$  Hz, un'area di superficie di 60 cm x 60 cm. I dati vengono acquisiti con una frequenza di 100. i dati valutati dal software sono:

1. parametri globali classici:
  - sway path (SP): lunghezza della traiettoria normalizzata alla durata del rilievo
  - sway area (SA): integrale temporale dell'area spazzata dal raggio che collega la traiettoria del COP col baricentro della stessa, normalizzata alla durata del rilievo
  - ampiezza oscillazioni anteroposteriore (OAP) e medio laterale (OLL): valori delle proiezioni sui due piani degli assi dell'ellisse che contiene il 90% dei punti della traiettoria del COP
  - assi dell'ellisse che contiene il 90% dei punti della traiettoria del COP ed inclinazione dell'asse maggiore rispetto al piano antero-posteriore
  - coefficienti di Romberg
2. analisi in frequenza: spettro del segnale oscillatorio sui due piani (AP e LL)
3. funzione di correlazione tra le oscillazioni sui due piani
4. parametri strutturali
  - sway density: numero di successivi punti che cadono nella stessa cella circolare
  - distanza temporale media: tra due successivi punti di massimo della funzione SD
  - distanza spaziale media: tra due successivi punti di massimo della funzione SD
  - tempo di permanenza medio: nel punto di accumulazione.

A livello grafico vengono rappresentati lo stabilogramma che visualizza le oscillazioni sui due piani AP e LL; lo statokinesigramma che raffigura la traiettoria del COP; gli spettri di frequenza delle funzioni OAP e OLL; la funzione di correlazione fra le oscillazioni AP e LL; la funzione sway density.

Il software recupera i dati dalla porta USB e rielabora, visualizza, registra i dati, li stampa e li trasmette. Il software guida il soggetto nell'utilizzo delle informazioni e permette di fare referti accompagnati dai grafici. I dati del paziente che vengono registrati sono catalogati tra dati anagrafici, dati antropometrici e anamnesi clinica. Il tutto può venire trasmesso con telediagnostica.

## VERIFICHE SPERIMENTALI

In un convegno del 2004 a Genova, Baratto e coll. sono stati presentati degli studi sperimentali che sottolineavano come l'errore presente nelle rilevazioni con la pedana ARGO fosse trascurabile.

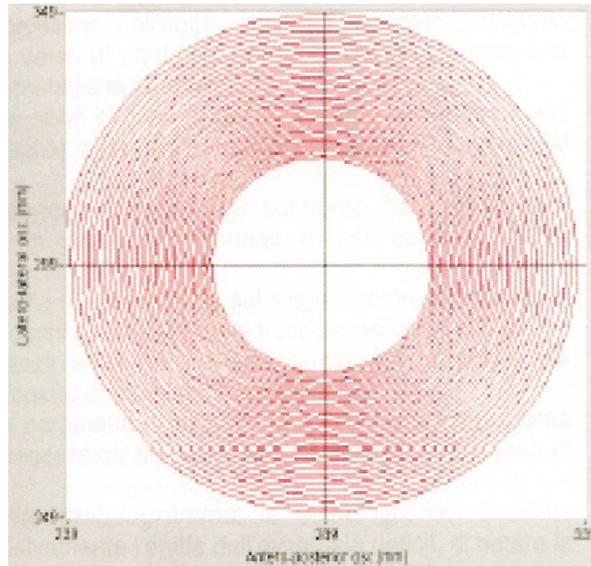
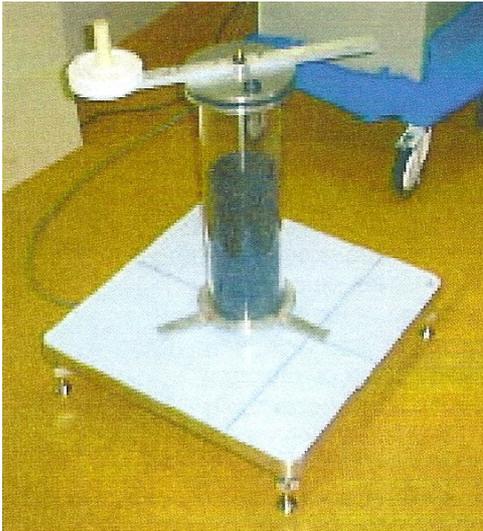


Fig. 1.9 Verifica sperimentale dell'errore di rilevazione della pedana Argo

Questa verifica è stata fatta utilizzando la strumentazione in figura, ovvero un asse verticale attorno al quale ruotava una massa. Dato che la traiettoria del COP è una spirale ben definibile, questa rotazione è stata utilizzata per definire l'errore tra il valore dato dalla piattaforma e il valore reale.

## Prove sperimentali

Sono state fatte delle prove per assicurarsi sulle prestazioni meccaniche ed elaborative del calcolo del COP e degli algoritmi. Acquisite queste certezze sono state eseguite prove di ripetibilità su soggetti sani anche per la stabilità dei parametri utilizzati.

È stato rilevato che la posizione dei piedi non influenza i parametri e che è difficile la confrontabilità tra i dati ottenuti da soggetti diversi sottolineando una dispersione statistica dei parametri dei singoli pazienti. I parametri inter-soggetto infatti risultano essere assai stabili cos' come la deviazione standard, mentre si conferma la dispersione statistica.

Di seguito le tabelle sui parametri classici strutturali:

PARAMETRI GLOBALI CLASSICI				
PARAMETRO	VALORE MEDIO	STD DEV	FASCIA NORMALITÀ	FASCIA NORMALIZZATA %
Sway Path OA	9,8	2,4	4,8	48,98
Sway Path OC	12,7	3,2	6,4	50,39
Sway Area OA	8,6	5,6	11,2	130,23
Sway Area OC	14,0	9,1	18,2	130,00
OAP OA	16,7	6,5	13,0	77,84
OAP OC	22,9	8,8	17,6	76,86
OLL OA	13,2	5,3	10,6	80,30
OLL OC	16,4	6,3	12,6	76,83

PARAMETRI STRUTTURALI				
PARAMETRO	VALORE MEDIO	STD DEV	FASCIA NORMALITÀ	FASCIA NORMALIZZATA %
STAY TIME OA	2,38	1,36	2,72	114,29
STAY TIME OC	1,37	0,69	1,38	100,73
STAY DISTANCE OA	2,21	1,01	2,02	91,40
STAY DISTANCE OC	3,32	1,27	1,54	76,51
TIME DISTANCE OA	0,61	0,044	0,088	14,43
TIME DISTANCE OC	0,578	0,032	0,064	11,07

Risulta difficoltosa l'utilizzo clinico delle informazioni a causa della loro dispersione. È necessario perciò compensare i valori per diminuire la variabilità antropometrica.

Se prendiamo in esame la descrizione del COM verrebbe da dire che è necessario utilizzare nelle equazioni che lo definiscono anche i dati del paziente quali altezza, peso, tono muscolare e dimensioni della base d'appoggio.

In ogni caso l'utilizzo della pedana stabilometrica Argo risulta validato da una serie di pubblicazioni nei range di utilizzo della nostra sperimentazione.

## **Effetti di Due diversi Programmi di Esercizio in Acqua sulla Capacità di Equilibrio negli Anziani.**

### **Abstract**

Questo studio sperimentale confronta gli effetti di due tipi di programmi di esercizio in acqua sulla capacità di equilibrio negli anziani. Un gruppo di quarantotto persone anziane in salute ( $60.4 \pm 4.1$  anni) sono state assegnate, in modo casuale a 2 gruppi, ad un gruppo che avrebbe svolto esercizio di corsa in acqua profonda (ECAP,  $n = 15$ ) e ad un gruppo che avrebbe svolto del normale esercizio in acqua (NEA,  $n = 15$ ). I partecipanti hanno svolto l'esercizio due volte a settimana per 20 settimane. Le sessioni di attività comprendevano 10 minuti di riscaldamento a terra, 20 minuti di esercizio di camminata in acqua, 30 minuti di esercizio specifico in acqua, 10 minuti di riposo a terra, e 10 minuti di defaticamento in acqua. Alla fine dello studio la distanza postural sway e il tempo del tandem walking test erano diminuiti in modo importante nel gruppo ECAP. Nel gruppo NEA è diminuita in modo significativo la postural sway. I risultati di questo studio mostrano che per migliorare l'abilità di equilibrio negli anziani un programma di attività in acqua che includa un'attività dinamica di equilibrio è migliore di una normale e classica attività in acqua.

### **Introduzione**

Per le persone anziane le cadute sono un serio problema specialmente in una società che sta invecchiando in quanto sono causa di fratture ossee e di riduzione delle attività fisiche nella vita quotidiana. Questo avviene a causa della paura che si possano ripetere questi incidenti sia da parte dell'anziano che di chi lo accudisce. (Vellas, Cayla, Bocquet, de Pemille, & Aalbaredé, 1987). Il principale fattore di caduta tra le persone anziane è il declino con l'età delle funzioni fisiche tra cui la forza muscolare, le capacità aerobiche, la flessibilità delle articolazioni e la capacità dell'equilibrio (Edelberg, 2001). La paura di trovarsi allettati o impossibilitati a muoversi liberamente nelle attività quotidiane, a causa dalle cadute, diminuisce ulteriormente le funzioni fisiche. La capacità dell'equilibrio è una funzione importante che evita le cadute perché è associata con il controllo della postura (Woollacott, 1993). Nelson e altri (2004) hanno mostrato che il miglioramento dell'equilibrio e l'allenamento dell'equilibrio sono cruciali per la prevenzione delle cadute. La capacità dell'equilibrio è nota decrescere con l'invecchiamento; è notevolmente più

bassa in coloro che hanno dai 60 anni in su. (Società Americana Geriatri, Società Britannica Geriatri e Convegno dell'Accademia Americana di Chirurgia Ortopedica per la Prevenzione delle Cadute, 2001). Perciò, gli esercizi per il miglioramento della capacità di equilibrio sono importanti per evitare, o almeno per prevenire, il declino della funzione fisica e le conseguenti cadute. Nelle persone anziane molti esercizi sono stati usati per evitare il declino della capacità di equilibrio (Gauchard, Jeandel, Tessier, & Perrin, 1999; Wong et al., 2001). Gli esercizi in acqua, come il camminare in acqua e gli esercizi aerobici in acqua, sono considerati attività efficaci e utilizzati nei programmi di fitness per il miglioramento della salute negli anziani o nei programmi di riabilitazione per le persone con disabilità (Foley, Halbert, Hewitt, & Crotty, 2003; Ruoti, Troup, & Berger, 1994).

Nell'acqua, la spinta di galleggiamento agisce contro il corpo riducendo il carico verticale alle giunture; inoltre, la resistenza dell'acqua richiede che l'individuo in acqua eserciti una forza maggiore che sulla terra. (Miyoshi,Shirota, Yamamoto, Nakazawa, & Aakai, 2004). Con riferimento alle influenze sulle risposte cardiovascolari, lo scorrimento del volume sanguigno dagli arti inferiori alla regione toracica durante l'immersione in acqua per mezzo della pressione idrostatica, fa aumentare la gittata cardiaca e il volume per battito (Arborelius, Ballidin, Lilja, & Lundgren, 1972). Altri vantaggi includono un basso rischio di cadute e la conseguente assenza di paura durante l'esercizio in acqua (Devereux, Robertson, & Briffa, 2005).

Suomi and Kocejka (2000) hanno descritto gli effetti positivi di un programma di allenamento acquatico sulla capacità d'equilibrio nelle persone con artrite reumatoide. Simmons and Hansen (1996) hanno condotto degli esercizi in acqua come camminare, marciare, fare passi laterali, calciare e fare torsioni con partecipanti anziani in salute che hanno perciò migliorato la loro capacità di equilibrio. Pochi studi, ad ogni modo, hanno fatto delle indagini sugli effetti degli esercizi in acqua e riguardo a questi interventi sulle persone anziane risulta importante stabilire quali programmi di attività in acqua siano più adeguati per migliorare l'equilibrio nelle persone anziane.

Anche se i benefici dell'esercizio in acqua sono noti, ci si può chiedere se sia di aiuto il correre nell'acqua profonda con i piedi staccati dal fondo della piscina, un tipo specifico di esercizio in acqua. I vantaggi di questo genere di esercizio includono una riduzione nell'impatto dello stress sulle articolazioni degli arti inferiori e degli effetti positivi sull'allenamento aerobico (Reilly,Dowzer, & Cable, 2003). La corsa in acqua profonda è usata ampiamente dagli atleti nell'allenamento di resistenza e dagli anziani nell'allenamento di fitness. (Broman et al., 2006; Svedenhag & Seger, 1992). Moening,

Scheidt, Shepardson, e Davies (1993) hanno descritto la corsa nell'acqua profonda come una catena cinetica aperta, in contrasto con una catena cinetica chiusa come quella della camminata in acqua. Per questa ragione, la corsa in acqua profonda potrebbe essere più instabile rispetto alla camminata in acqua. Si è così ipotizzato che la corsa in acqua profonda sia più vantaggiosa per il mantenimento della capacità di equilibrio rispetto alla camminata in acqua. Questo studio è stato progettato per confrontare gli effetti del programma di esercizio in acqua che include la corsa in acqua profonda con quelli del normale esercizio in acqua che consiste principalmente di camminata in acqua. Il programma è stato strutturato in modo speciale per migliorare la capacità di equilibrio negli anziani adulti. Si è valutata la capacità di equilibrio statico e dinamico dei partecipanti dopo 20 settimane di esercizio in acqua.

## **Metodi**

### *Partecipanti:*

Per questo studio in cieco singolo, sono stati reclutati 48 volontari residenti nella territorio di Bassano del Grappa. Tutti i partecipanti hanno presentato il certificato per attività sportiva non agonistica. I volontari che sono stati esclusi dallo studio avevano riferito dei problemi come malattie ortopediche delle estremità inferiori. I partecipanti con malattie circolatorie avevano ottenuto il permesso a partecipare dal loro medico; i risultati provenienti da questi partecipanti sono stati inclusi nei dati sperimentali. I partecipanti con bassa frequenza nelle sessioni di esercizio in acqua (percentuale di frequenza <50%) sono stati esclusi dall'analisi dei dati sperimentali. Non si sono potuti stabilire i risultati dei test successivi all'esecuzione per alcuni partecipanti a causa di malattia o di impegni di lavoro. Alla fine quindi sono stati inclusi i risultati di un totale di 15 partecipanti anziani per ciascun gruppo. Un diagramma di flusso dei partecipanti è fornito nella figura 1. I partecipanti sono stati istruiti nel non cambiare il loro normale stile di vita durante lo studio. Tutti i partecipanti sono stati informati sullo scopo dello studio.

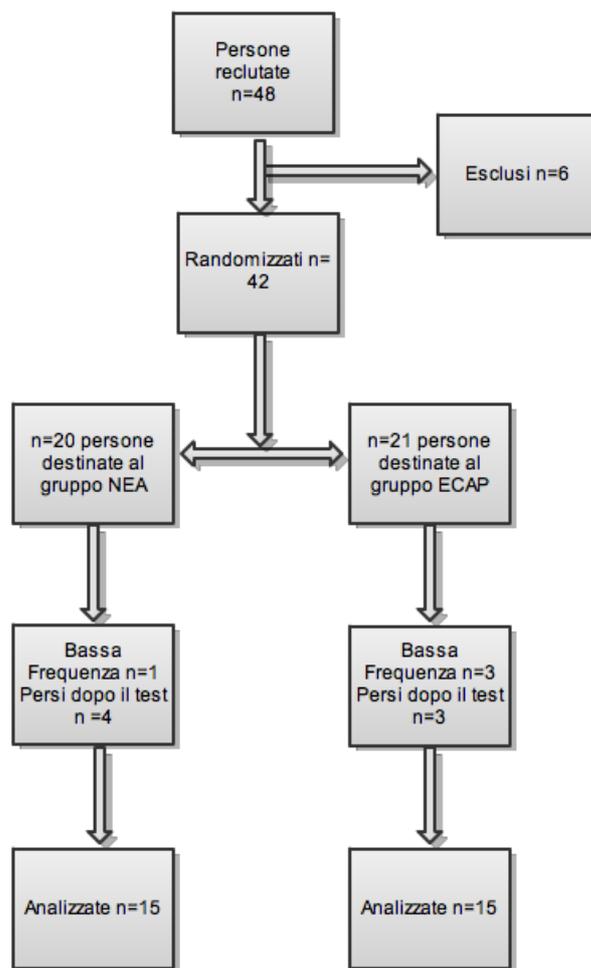


Figura 1 Flow Chart dei soggetti dello studio

## **Protocollo dell'allenamento**

L'intervento di esercizio in acqua è stato condotto con una frequenza di 2 volte alla settimana per 20 settimane. I partecipanti sono stati assegnati per metà al gruppo di esercizio normale in acqua (NEA - normal water exercise) o l'altra metà al gruppo di esercizio di corsa in acqua profonda (ECAP - deep- water- exercise), questa divisione è stata fatta in base ai dati raccolti precedenti all'esecuzione, così da assicurarsi che non ci fossero differenze tra i gruppi prima dell'intervento. Le sessioni di esercizio sono state divise in 10 minuti di riscaldamento a terra; 20 minuti di camminata in acqua; 30 minuti di esercizio specifico in acqua;; 10 minuti di riposo a terra e 10 minuti di defaticamento in acqua. La tabella 1 mostra la tabella di lavoro della sessione di esercizio in acqua. I partecipanti del NEA hanno eseguito una camminata in avanti, indietro, laterale, hanno calciato in alto, eseguito torsioni e altri esercizi di camminata in acqua simili per i 20 minuti di camminata in acqua stabilito dal protocollo di esercizio. I partecipanti al ECAP hanno eseguito esercizi di corsa senza che i loro piedi toccassero il fondo della piscina utilizzando delle attrezzature di galleggiamento (Reilly et al., 2003). Il programma d'esercizio in acqua è stato condotto in una piscina coperta che aveva una profondità di 1,1-1,3 metri e una temperatura dell'acqua di 30°C durante tutto il periodo. È stato eseguito un controllo delle condizioni di salute prima di ogni sessione, è stata misurata la pressione sanguigna nell'atrio della piscina utilizzando uno sfigmomanometro a polso (AND SF99 - SFIGMOMANOMETRO DA POLSO LIFE-W UB-511.). Utilizzando la scala di Borg (Borg, 1973) stati registrati i livelli di variazione della fatica percepita rilevati durante l'esercizio (RPE) in modo da poter analizzare l'intensità dell'esercizio dopo ogni singola sessione.

10 minuti :	esercizio di riscaldamento
20 minuti:	esercizi di camminata in acqua (in avanti, indietro, di lato, calci, con torsione del dorso a ginocchia sollevate;
30 minuti :	esercizio in acqua in gruppi separati (NEA e ECAP)
10 minuti:	riposo;
10 minuti:	defaticamento in acqua.

Figura 2 – Protocollo dell’ esercizio in acqua utilizzato in questo studio.

I partecipanti del gruppo NEA hanno svolto esercizi di camminata in acqua utilizzando una tavoletta di supporto. I partecipanti del gruppo ECAP hanno eseguito esercizi principalmente movimenti di corsa utilizzando degli ausili di galleggiamento.

### **Protocollo delle Misurazioni**

I test sono stati condotti prima e dopo i 20 settimane di allenamento. Le caratteristiche individuali (altezza, peso e indice di massa corporea) sono state misurate nel pre-allenamento. Il test di oscillazione posturale (postural sway) è stato condotto usando la pedana stabilometrica ARGO (Argo RGM Italy). I partecipanti stavano in piedi in silenzio sulla pedana, con i piedi nudi, guardando un punto segnato sul muro (distanza di 3 metri in avanti, altezza di 1,5 metri). I test sono durati 30 secondi e sono stati svolti con gli occhi aperti. Sono state analizzate: la distanza dell’ oscillazione posturale e l'area dell’ oscillazione della postura. I test della postural sway sono già stati usati molte volte per misurare la capacità di equilibrio statico (Colledge et al., 1994).

Ai partecipanti è stato fatto eseguire anche tandem-walking test, per questo test gli è stato richiesto di camminare in sequenza tacco-punta di piedi lungo una linea per 10 passi, il più velocemente possibile senza sbagliare il passo. É stato considerato un errore di passo una

totale uscita dalla linea di cammino, o l'errore nella sequenza tacco-punta. In seguito è stata eseguita la media dei tempi due prove senza errori sulle. Il tandem-walking è stata definito come una camminata con i piedi nella posizione uno di fronte l'altro durante la fase di doppio appoggio con un successivo movimento del piede posteriore anteriormente. Queste valutazioni sono state eseguite per stabilire il sistema di controllo della postura quando si ha una ridotta base di sostegno in confronto con la normale stazione eretta e camminata (Speers, Ashton-Miller, Schultz, & Alexander, 1998). Questo metodo è spesso usato nella valutazione del sistema nervoso centrale. (Lajoie & Gallagher, 2004).

Per i test di camminata, i partecipanti hanno camminato su di un percorso di 11 metri senza aiuti per la deambulazione. I partecipanti hanno completato questo test di camminata per 4 volte. Durante il primo e il secondo round, ai partecipanti è stato chiesto di camminare ad una velocità che gli fosse comoda per tutto il tempo. Durante il terzo e quarto round , gli è stato chiesto di camminare il più velocemente possibile senza correre. È stato misurato il tempo tra i 3 e gli 8 metri, ed è stata calcolata la velocità della camminata, poi è stata fatta una media delle velocità calcolate. La velocità della camminata è spesso usata per stabilire il livello generale di fitness negli anziani.(Himann, Cunningham, Rechnitzer, & Paterson, 1988).

### **Affidabilità test-retest:**

In uno studio pilota è stata indagata l'affidabilità test-retest delle cinque misurazioni effettuate. Hanno partecipato 12 dei volontari anziani in salute ( $62.8 \pm 5.8$  anni). I partecipanti hanno frequentato 2 sessioni di test a una settimana di distanza. I coefficienti di correlazione di interclasse (ICC) hanno rivelato un'alta attendibilità test-retest circa la distanza dell'oscillazione posturale (ICC=.89), della camminata in tandem (ICC=.87), e della velocità massima di camminata sugli 11 metri (ICC= .86). L'area di oscillazione posturale (ICC=.55) e la velocità normale di camminata (ICC=.67) hanno mostrato una attendibilità moderata. I valori misurati sono presentati nella Tabella 1.

### **Analisi Statistiche**

I valori misurati sono presentati come  $M \pm SD$  e i dati sono stati analizzati usando il computer software (SPSS v.14; SPSS Inc.). Tutti i gruppi di confronto sono stati rilevati usando un'analisi della varianza a due vie (ANOVA) con il test post hoc di Tukey per i dati parametrici. Il test *t* di Student è stato usato per rilevare le differenze tra prima e dopo il test in ogni gruppo, per stabilire le differenze tra i due gruppi. Il test di Wilcoxon è stato usato per stabilire le differenze tra i dati non parametrici prima e dopo il test, e un test U di Mann Whitney è stato usato per confrontare le differenze tra i due gruppi. I risultati sono stati considerati significativi da un punto di vista statistico quando  $p < .05$ .

### **I Risultati**

#### *Caratteristiche dei Partecipanti.*

Ci sono stati 15 partecipanti nel gruppo NEA (13 donne, 2 uomini) e 15 nel gruppo ECAP (12 donne, 3 uomini). Le caratteristiche dei partecipanti sono elencate nella Tabella 2. Non è stata trovata nessuna differenza significativa tra gli individui che si sono divisi tra i due gruppi.

<b>Tabella 1</b> Valori dell'esame e riesame dell'attendibilità delle Misurazioni. M $\pm$ SD			
	Test (n = 12)	Retest (n = 12)	ICC
Postural-Sway distance (cm)	48.51 $\pm$ 16.89	46.05 $\pm$ 12.67	.89
Postural-sway area (cm <sup>2</sup> )	2.29 $\pm$ 1.22	1.79 $\pm$ 0.82	.55
Tempo del Tandem-walking (s)	7.9 $\pm$ 1.3	7.9 $\pm$ 2.1	.87
velocità media di camminata sugli 11 m. (m/s)	1.47 $\pm$ 0.15	1.34 $\pm$ 0.18	.67
Velocità massima di camminata sugli 11-m (m/s)	1.97 $\pm$ 0.15	2.04 $\pm$ 0.19	.86

<b>Tabella 2</b> Caratteristiche Fisiche, percentuale di frequenza all'allenamento e intensità percepita dell'esercizio (scala di Borg) nella 20 settimane M $\pm$ SD		
	NEA – Normale esercizio in acqua gruppo (n = 15)	ECAP – Corsa in acqua profonda gruppo (n = 15)
Età (anni)	61.3 $\pm$ 3.9	60.9 $\pm$ 3.9
Altezza (cm)	153.5 $\pm$ 6.7	154.2 $\pm$ 6.7
Peso (kg)	57.4 $\pm$ 8.7	61.2 $\pm$ 10.9
Indice di massa corporea (kg/m <sup>2</sup> )	24.8 $\pm$ 2.5	25.6 $\pm$ 3.4
Frequenza (%)	81.9 $\pm$ 14.9	76.5 $\pm$ 14.4
Indice di fatica percepito (RPE)	11.5 $\pm$ 1.4	11.5 $\pm$ 1.2

## **Frequenza e RPE**

La percentuale di frequenza e la media del punteggio RPE durante le 20 settimane di esercizio sono mostrate nella Tabella 2. La percentuale di frequenza è stata rispettivamente dello  $81.9\% \pm 14.9\%$  e dello  $76.5\% \pm 14.4\%$  in 40 sessioni nei gruppi NEA e ECAP. La media dei punteggi RPE per tutte le sessioni di esercizio sul periodo di 20 settimane è stato del  $11.5 \pm 1.4$  e  $11.5 \pm 1.2$  rispettivamente nei gruppi NEA e ECAP. I punteggi RPE non hanno mostrato differenze significative tra i gruppi.

## **Valutazione della capacità di equilibrio**

I dati dei tests dei rispettivi gruppi sono presentati nella Tabella 3. Non si sono trovate differenze significative tra i due gruppi per nessuna delle caratteristiche studiate prima dell'inizio dell'intervento. Dopo l'intervento è stata riscontrata una significativa riduzione nella distanza di oscillazione posturale per quanto riguarda il gruppo ECAP ( $p < .05$ ). Con riferimento all'area di oscillazione posturale è stato rilevato un importante decremento nel gruppo NEA ( $p < .05$ ). Un importante calo è stato trovato nel tempo di tandem walking nel gruppo ECAP ( $p < .05$ ). Il tempo di reazione è diminuito in modo notevole in entrambi i gruppi ( $p < .05$ ). La velocità normale e massima sugli 11 metri non ha mostrato differenze significative tra i due gruppi e nessuna differenza è stata osservata in nessuna delle misurazioni tra il gruppo NEA e il gruppo ECAP dopo le 20 settimane di intervento.

**Tabella 3**Risultati per ogni test prima e dopo i nove mesi, M  $\pm$  SD

	<b>Pre</b>		<b>Post</b>	
	NEA n=15	ECAP n=15	NEA n=15	ECAP n=15
Postural-Sway distance (cm)	48.51 $\pm$ 16.89	46.05 $\pm$ 12.67	46.89 $\pm$ 15.73	42.18 $\pm$ 11.05*
Postural-sway area (cm <sup>2</sup> )	2.29 $\pm$ 1.22	1.79 $\pm$ 0.82	1.74 $\pm$ 0.65*	1.88 $\pm$ 0.84
Tempo del Tandem-walking (s)	7.9 $\pm$ 1.3	7.9 $\pm$ 2.1	7.5 $\pm$ 1.4	6.8 $\pm$ 1.2*
velocità normale di camminata sugli 11 m. (m/s)	1.47 $\pm$ 0.15	1.34 $\pm$ 0.18	1.47 $\pm$ 0.18	1.43 $\pm$ 0.17
Velocità massima di camminata sugli 11-m (m/s)	1.97 $\pm$ 0.15	2.04 $\pm$ 0.19	2.03 $\pm$ 0.20	2.11 $\pm$ 0.30

Note. NEA = gruppo di normale esercizio in acqua; ECAP = gruppo di corsa in acqua profonda.

\*Differenze significative tra prima e dopo l'allenamento, p < .05

## Discussione

Si è confrontato un gruppo di normale esercizio in acqua (NEA) e uno di esercizio di corsa in acqua profonda (ECAP) che hanno svolto questo genere di attività fisica in acqua durante un programma bisettimanale per 20 settimane. L'area di oscillazione posturale e il tempo di reazione sono stati migliorati nel gruppo NEA; nel gruppo ECAP sono migliorati, la distanza di oscillazione posturale, il tempo tandem-walking test. Sebbene non siano state trovate differenze tra i due gruppi tra prima e dopo il training, ognuno dei due tipi di attività in acqua ha migliorato diversi aspetti della capacità di equilibrio.

Non sono stabilite valutazioni sulla salute degli anziani per misurare l'oscillazione della postura durante l'intervento di esercizio in acqua. Il presente studio ha mostrato che la distanza di oscillazione posturale è diminuita nel gruppo ECAP. Sebbene la diminuzione dell'area di oscillazione nel gruppo ECAP abbia indicato che il disturbo della postura era più ampio, ad ogni modo non si sono riscontrate differenze tra i due gruppi. I risultati suggeriscono che i ECAP potrebbero non migliorare nella capacità di equilibrio statico. Nel gruppo NEA, l'area di oscillazione posturale è diminuita ma il valore successivo all'intervento era simile a quello del gruppo ECAP. Rogers, Fernandez, and Bohlken (2001), hanno riferito delle riduzioni nell'ampiezza dell'oscillazione laterale, nella velocità di oscillazione e nell'area di oscillazione posturale. Sono stati dimostrati dei miglioramenti nella deviazione standard dell'area di oscillazione laterale e sagittale, nelle donne con gli arti inferiori affetti da artrite, durante l'intervento di esercizio in acqua durante il programma acquatico della Fondazione per le Artriti, che era costituito da 68 esercizi in acqua strutturati per promuovere la forza, la varietà del movimento e la mobilità delle persone con artrite. (Suomi & Koceja, 2000). I risultati di questo studio e degli studi precedenti suggeriscono che l'esercizio in acqua abbia il potenziale per migliorare la postural sway. Comunque i coefficienti di correlazione di interclasse (ICC) hanno rivelato una moderata attendibilità test-retest nella Postural Sway area. Ciò potrebbe indicare che queste misurazioni sono influenzate dalle condizioni fisiche al momento degli esami. Perciò, è necessaria una valutazione più varia e dettagliata per chiarire gli effetti del training con esercizio in acqua sulla capacità di equilibrio statico nelle persone anziane in salute; in più il miglioramento delle distanze di oscillazione posturale e del tempo del tandem walking è stato osservato solo nel gruppo di studio ECAP.

Diversi studi hanno usato il tandem-walking test per analizzare la capacità di equilibrio dinamica paragonandola con la capacità con il Postural Sway test (Medell & Alexander,

2000; Nelson et al., 2004). Nelson e altri hanno indagato gli effetti di un programma di esercizi domestici di 6 mesi, che ha incluso l'allenamento di forza e di equilibrio in cui è stato riferito un miglioramento nel tempo del tandem-walking di 20 passi che si è riflesso nella capacità di equilibrio dinamico. Mendell e Alexander hanno anche studiato la capacità di equilibrio dinamico usando il tempo di camminata in coppia di 10 passi tra diversi gruppi di donne: giovani ( $21 \pm 2$  anni), anziane senza lesioni ( $69 \pm 3$  anni), e donne anziane con lesioni dell'equilibrio (più di una caduta nell'anno precedente) ( $77 \pm 6$  anni). Sono state riferite maggiori accelerazioni nei tempi del tandem-walking nelle giovani ( $7.5 \pm 1.1$  s) e nelle anziane senza lesioni ( $8.5 \pm 1.6$  s) rispetto che nelle donne anziane con lesioni ( $17.0 \pm 3.5$  s). I valori per i tempi della tandem walking misurati nelle giovani e nelle anziane senza lesioni si sono rivelati simili a quelli di questo studio. I valori dello studio presente suggeriscono che l'esercizio in acqua, inclusa la corsa in acqua profonda, sia efficace nel miglioramento della capacità di equilibrio dinamico negli adulti anziani.

In questo studio non è stato rilevato nessun miglioramento nei processi di camminata normale né in quella veloce sugli 11 metri. Chu e altri (2004) e Chandler, Duncan, Kochersberger, e Studenski (1998) hanno riferito una associazione tra la camminata a velocità normale e la forza muscolare delle estremità inferiori. La velocità massima è spesso utilizzata per affermare il livello totale di benessere fisico degli adulti anziani. (Himann, Cunningham, Rechnitzer, & Paterson, 1988; Nelson et al., 2004). Alcuni studi hanno dimostrato che l'attività muscolare delle estremità inferiori è molto più elevata durante la camminata in acqua che durante la camminata sulla terra a causa della resistenza dell'acqua (Kaneda, Kimura, Akimoto, & Kono, 2004; Miyoshi et al., 2004). In aggiunta, il muscolo dei bicipiti femorale è attivato maggiormente dalla corsa in acqua profonda che dalla camminata in acqua. (Kaneda, Sato, Wakabayashi, & Nomura, sulla stampa). L'intensità raggiunta nell'esercizio nell'attuale studio è approssimativamente 11 (leggera) sulla scala di Borg (Borg, 1973). Con questo livello d'intensità di esercizio i partecipanti non hanno ottenuto uno stimolo adeguato per il rinforzo del muscolo. (Nelson et al.; van Vilteren, de Greef, & Huisman, 2005). La differenza più importante tra i due programmi di esercizio in acqua utilizzati in questo studio è che i piedi dei partecipanti nel gruppo ECAP non toccavano il fondo della piscina. Moening e altri (1993) hanno descritto la corsa in acqua profonda come una catena cinetica aperta in contrasto con una catena cinetica chiusa, come quella della camminata in acqua. Per questa ragione, la corsa in acqua profonda potrebbe essere più instabile rispetto alla camminata in acqua. Kaneda e altri hanno riferito di una più elevata attività muscolare nei bicipiti femorali durante la corsa in

acqua profonda piuttosto che durante la camminata. Gli anziani attivano il tendine del ginocchio di più dei giovani quando cercano di aumentare la stabilità dell'articolazione dell'anca. Benjuya, Melzer, & Kaplanski, 2004; Laughton et al., 2003). La corsa in acqua profonda dovrebbe migliorare la stabilità dell'articolazione dell'anca, che ha influenzato i test sull'equilibrio statico e dinamico di questo studio. Wong e altri (2001) hanno riportato una maggiore importanza dell'informazione senso motoria nelle attività di equilibrio dinamico rispetto a quelle di equilibrio statico, perciò la corsa in acqua profonda potrebbe essere più importante per informazione senso motoria che la camminata in acqua perché la posizione instabile del primo esercizio assomiglia a quella utilizzata sul pavimento di schiuma che riduce le informazioni somato-sensorie. (Colledge et al., 1994; Woollacott, 1993). Molto probabilmente ciò influenza il miglioramento del tandem walking test nel gruppo ECAP.

Gauchard, Jeandel, Tessier, e Perrin (1999), hanno riferito che l'esercizio di equilibrio (yoga o ginnastica dolce) può migliorare la capacità di equilibrio dinamico e che l'esercizio aerobico (nuotare o andare in bicicletta) può migliorare la forza muscolare. Wolfson e altri (1996) hanno riferito anche miglioramenti nella capacità dell'equilibrio nei gruppi di esercizio dell'equilibrio e nei gruppi di potenziamento muscolare. In questo studio i risultati differiscono in base al tipo di esercizio acquatico. Principalmente quello della capacità di equilibrio dinamico, è migliorato in modo particolare quello relativo al ECAP. Questo studio ha dei limiti; primo, è necessaria una valutazione più varia e dettagliata degli esami sulla Postural Sway. I dati sulla Postural Sway area della postura, non sono sufficienti per interpretare in modo chiaro gli effetti dell'esercizio in acqua sulla capacità di equilibrio statico. I coefficienti di correlazione di interclasse (ICC) hanno rilevato una moderata attendibilità test-retest per la Postural Sway area (ICC = .55) e nell'esame della camminata sugli 11 metri (ICC = .67); questo potrebbe indicare che queste misurazioni sono influenzate dalle condizioni fisiche nel momento degli esami. In fine, ci sono molte misurazioni che non sono state condotte in questo studio (forza muscolare, flessibilità, capacità aerobica, ecc.) che potrebbero avere influenze sull'oscillazione della postura, il tandem walking test. Ciò nonostante, si è considerato che un programma di esercizio in acqua che includa la corsa in acqua profonda sia efficace nel miglioramento non solo della capacità aerobica ma anche di quella dell'equilibrio, in particolare dell'equilibrio dinamico, nelle persone anziane.

## **Effetto di 20 settimane di Allenamento Funzionale sulla Capacità di Equilibrio in Soggetti Anziani.**

### **Abstract**

Questo studio preliminare ha esaminato l'effetto di un programma dell'allenamento funzionale per 20 settimane sugli indici di equilibrio statico di persone anziane in buona salute. Cinquantadue anziani furono assegnati in maniera casuale ad uno o l'altro gruppo del protocollo di ricerca (1 ora, 2 volte/settimana, n= 28 persone) e un gruppo di controllo (n = 24 persone).

L'equilibrio fu valutato sia nel pre che nel post allenamento rilevando tramite registrazione delle variazioni del centro di pressione (COP durante l'esecuzione dei test di Sharpened-Romberg e posizione eretta in equilibrio su un arto (OL= one leg) .

Dopo l'esercizio, il gruppo di allenamento funzionale ha avuto una diminuzione significativa nel spostamento del COP nella posizione OL. Questi dati confermano che l'uso dell'allenamento funzionale ha un'efficacia significativa sul miglioramento del controllo dell'equilibrio statico anziani.

## **METODO**

### **Partecipanti**

Cinquantadue anziani di età media 70.4 +/- 4.8 anni; 40 donne e 12 uomini sono stati selezionati per partecipare alla ricerca. Nessuno dei partecipanti aveva precedentemente pratica o esperienza nell'allenamento funzionale. Tutti erano indipendenti nelle attività giornaliere e non richiedevano di nessun aiuto per camminare. Tutti i partecipanti si sottoposero ad una visita medica per attività sportiva non agonistica prima di partecipare allo studio. I criteri di esclusione sono stati: tutte le persone con diagnosi di problemi cardiovascolari moderati o elevati o sintomi cardiorespiratori di livelli moderati a elevati sforzi (ipertensione controllata scarsamente o ipertensione ortostatica), grave indebolimento cognitivo, diagnosi di ictus o altri disordini neurologici gravi, e neuropatie periferiche degli arti inferiori. I partecipanti furono assegnati ad uno o l'altro dei gruppi di

studio, divisi tra chi frequentava i gruppi di allenamento funzionale per 20 settimane (gruppo allenamento funzionale AFG; n=28 persone; 26 donne, 2 uomini; età 69.1 +/- 4.4 anni; massa corporea 68.8 +/- 7.8 Kg; altezza 167.2 +/- 5.2 cm) o il gruppo di controllo (CG; n=24 persone; 14 donne, 10 uomini; età 72.3 +/- 5.1 anni; massa corporea 70.2 +/- 9.9 kg; altezza 169.3 +/- 7,9 cm), e chi ha partecipato solo alle prove di pre-post intervento senza alcun allenamento.

### **Protocollo di lavoro**

I partecipanti del AFG frequentarono 40 sedute supervisionate di allenamento funzionale per 20 settimane consecutive (due volte a settimana). Ogni lezione aveva la durata di un ora ed era divisa in 3 fasi: riscaldamento con 5 minuti di stretching, allenamento funzionale con 50 minuti di esercizi, e defaticamento con 5 minuti finali di stretching.

<b>Tabella 1: Descrizione del protocollo di lavoro</b>	
<b>Fasi</b>	<b>Contenuti</b>
Warm-up	5 minuti di stretching
Training	Allenamento funzionale con 50 minuti di esercizi
Cool-Down	5 minuti finali di stretching

L'esercizio funzionale consisteva in esercizi che potessero poi essere utili nella vita di tutti i giorni come squat, sollevamento e spinte verso l'alto di oggetti da terra come piccoli sacchetti di sabbia o di acqua (scelti per la loro instabilità) con tecnica mutuata dai sollevamenti olimpici, esercizi con strumenti di sospensione come corde appese al soffitto.

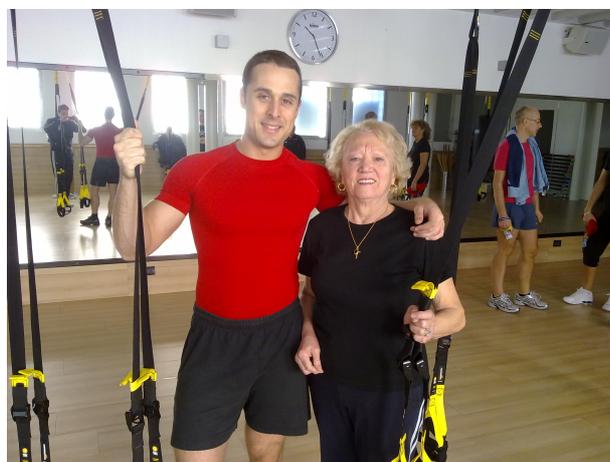


Figura: nella foto il trainer e uno dei soggetti con l'attrezzo cinghie di sospensione.

Per le prime due settimane l'allenamento funzionale durava 30-35 minuti per permettere un graduale condizionamento. L'allenamento funzionale consisteva in esercizi a basso impatto ed esercizi base individuali. L'allenamento funzionale era strutturato in maniera progressiva, dagli esercizi più semplici ai più difficili e dinamici.

Tutti gli allenamenti funzionali erano svolti con un'intensità da bassa a moderata (50-60% della massima frequenza cardiaca secondo Cooper) in modo da evitare effetti di affaticamento.

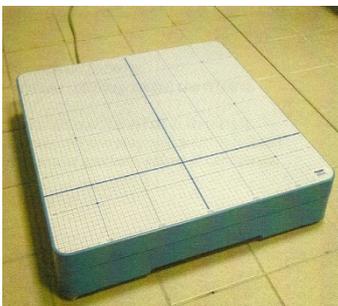
Quando un partecipante allo studio si sentiva a disagio durante gli allenamenti, gli era permesso di fermarsi durante quel particolare esercizio o sessione di allenamento.

Tra le varie sedute di allenamento vi era almeno un giorno di pausa. Tutti i soggetti hanno portato a termine l'allenamento.

### **Strumentazione e procedura per la valutazione**

Le caratteristiche della strumentazione sono riportate nella sezione Materiali e Metodi: la pedana ha le dimensioni di 600mm x 600 mm, pesa 12,4 kg, è alimentata da rete 230/115 Vac attraverso adattatore di alimentazione, ha un assorbimento elettrico di 0,3 A, ha una portata massima di 180 kg, è caratterizzata da una risoluzione di 12 g per il peso e di 0,01 mm per le coordinate del COP, ha una frequenza di campionamento dati di 100 Hz.

Il software recupera i dati dalla porta USB e rielabora, visualizza, registra i dati, li stampa e li trasmette. Il software guida il soggetto nell'utilizzo delle informazioni e permette di fare referti accompagnati dai grafici. I dati del paziente che vengono registrati sono catalogati tra dati anagrafici, dati antropometrici e anamnesi clinica. Il tutto può venire trasmesso con teleradiologia.



*Pedana ARGO*

L'equilibrio statico è stato valutato usando 2 test : il Sharpened (tandem) Romberg (SR, 15 s) e la posizione di equilibrio statico in appoggio ad un arto (one-leg OL, 10 s).

Durate l'esercizio di SR i soggetti dopo essersi posizionati sulla pedana dovevano posizionare il tallone dell'arto non dominante di fronte all'alluce dell'arto dominante senza soluzione di continuità. Per la posizione OL veniva data la consegna di stare in appoggio sull'arto dominante flettendo il contro laterale e mettendolo in appoggio sotto sulla gamba dominante.

Per determinare l'arto dominante veniva chiesto ai partecipanti quale arto avrebbero scelto per stare in piedi in equilibrio su un solo arto.

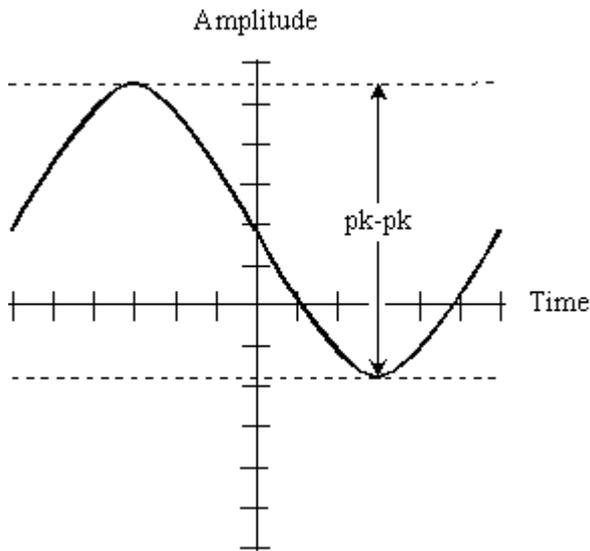
Gli arti superiori sono stati usati per dare stabilità, appoggiandoli a livello delle anche. Ai partecipanti fu richiesto di guardare durante la valutazione un punto di 3 cm posto di fronte all'altezza degli occhi su una parete a 1,5 m di distanza.

Veniva consentito in tutti i casi un certo tempo affinché i partecipanti potessero prendere confidenza con le posizioni richieste. Solo dopo aver ben compreso la postura richiesta si cominciava la acquisizione dei dati. Se i soggetti perdevano l'equilibrio il test veniva ripetuto.

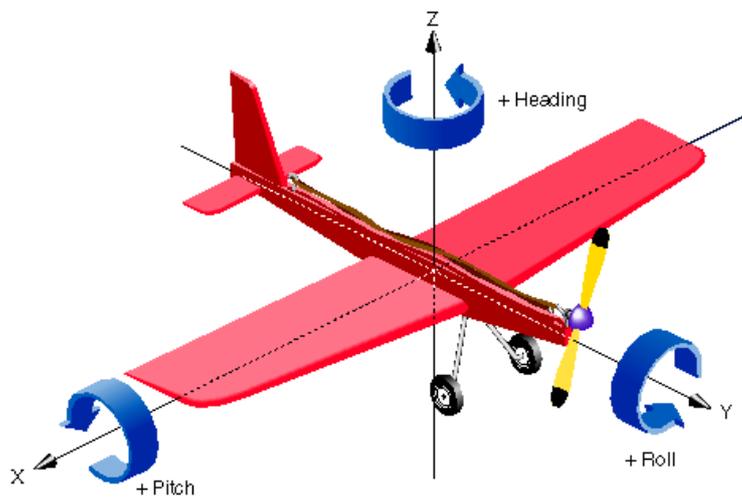
Venivano eseguite 5 prove per ogni test con 2 minuti di recupero. I test venivano eseguiti sempre alla stessa ora del giorno per evitare variabili cronobiologiche e l'ordine degli esercizi veniva bilanciato per evitare influenze sulla somministrazione dei test.

### **Dati rilevati e analisi**

Il software usato per la rilevazione dei dati è stato ARGO Software e per l'analisi è stato SPSS. I cambiamenti nell' equilibrio statico sono stati quantificati con le seguenti misure: ampiezza peak-to-peak (COP<sub>max</sub>) e la deviazione standard (COPSD ) della media di spostamento del centro di pressione (COP) lungo l'asse A/P o antero-posteriore (x) e L/L o latero-laterale (y).



Peak-to-Peak = pk-pk



I due gruppi di studio sono stati sottoposti a due test, uno iniziale pre training e uno post training, è stata usata l'analisi della varianza (ANOVA) per misure ripetute che ha determinato che vi erano differenze significative tra i gruppi.

Questo è stato ulteriormente confermato in maniera distinta per ogni gruppo dalla comparazione pairwise (o test Post-Hoc) basata sul metodo di Tukey.

## RISULTATI

### Equilibrio Statico

I due gruppi in esame, AFG e CG, erano equivalente per età, peso e altezza; questo è stato confermato dalla mancanza di differenze significative nei parametri delle misurazioni antropometriche tra i 2 gruppi. Inoltre, non vi era differenza significativa tra i due gruppi nel pre-esercizio di nessuna delle variabili dei test di equilibrio statico.

Il confronto pre-post allenamento non ha dimostrato nessuna significativa differenza sulla postural-sway durante il SR test. Questo è stato confermato dall'assenza di cambiamenti significativi nel COP e dalle misurazioni dello spostamento angolare del tronco in entrambi i gruppi studiati. (Tabella 1)

Tabella 1 Ampiezza Peak-to-Peak (COPmax) e Standard Deviation (COPSD) dello spostamento del Center-of-Pressure nell'asse anteroposteriore (x) e laterolaterale (y) durante la Performance del Sharpened-Romberg (SR), M $\pm$ SD.				
	Pre training		Post training	
	AFG	Control group	AFG	Control group
COPmax (x; cm)	3.338 $\pm$ 0.689	3.490 $\pm$ 0.628	3.502 $\pm$ 0.569	3.450 $\pm$ 0.307
COPmax (y; cm)	2.665 $\pm$ 0.894	2.303 $\pm$ 0.593	2.498 $\pm$ 1.039	2.493 $\pm$ 0.835
COPSD (x; cm)	0.714 $\pm$ 0.155	0.737 $\pm$ 0.163	0.735 $\pm$ 0.125	0.743 $\pm$ 0.112
COPSD (y; cm)	0.476 $\pm$ 0.141	0.445 $\pm$ 0.113	0.457 $\pm$ 0.193	0.467 $\pm$ 0.173

In contrasto, l'allenamento funzionale ha indotto un significativo cambiamento nella postural-sway nella performance del test su un arto solo (OL, Tabella 2). Sono stati significativi i cambiamenti dei seguenti parametri nel gruppo AFG, COPmax e COPSD nella direzione L/L, COPmax  $F(1, 24) = 5.21, p < .05$ , COPSD  $F(1, 24) = 5.72, p < .05$ . In particolare, l'analisi post hoc conferma che il gruppo di AFG ha ridotto in maniera significativa COPmax da 8.592 a 5.087 cm ( $p < .05$ ) e COPSD da 1.73 a 1.33 cm ( $p < .05$ ) nella direzione L/L. Gli adattamenti sono stati specifici per il gruppo di allenamento funzionale, infatti non ci sono stati cambiamenti significativi nel gruppo di controllo nei parametri COPmax e COPSD del CG i quali si sono ridotti nella direzione A/P, ma questa riduzione non è stata significativa: COPmax  $F(1, 24) = 4.48, p = .045$ , COPSD  $F(1, 24) =$

3.013,  $p = .095$ . Anche l'analisi post hoc non ha verificato statisticamente il variazione di questi cambiamenti. Ciò conferma che l'effetto della pratica dell'allenamento funzionale ha avuto effetto positivo su entrambe le ampiezze dei peak-to-peak e della SD del COP durante la performance del test su una gamba (OL). La comparazione post hoc pre e post training ha dimostrato che il gruppo di allenamento funzionale ha diminuito significativamente l'ampiezza del peak-to-peak come risultato dalla pratica dell'allenamento.

Una tendenza simile verso la diminuzione della Postural Sway è stata notata anche nella direzione di pitch, questa riduzione non è stata confermata significativa ne' per il peak-to-peak ne' per la SD del pitch della rotazione del tronco di entrambi i gruppi.

Tabella 2 Ampiezza Peak-to-Peak (COPmax) e Standard Deviation (COPSD) dello spostamento del Center-of-Pressure nell'asse anteroposteriore (x) e laterolaterale (y) durante la Performance del test equilibrio statico in appoggio ad un arto (one-leg OL),  $M \pm SD$ .

	Pre training		Post training	
	AFG	Control group	AFG	Control group
COPmax (x; cm)	6.333 ± 3.736	4.938 ± 1.580	4.609 ± 1.585	4.573 ± 1.679
COPmax (y; cm)	8.592 ± 5.866	7.198 ± 4.426	5.087* ± 3.058	6.165 ± 3.504
COPSD (x; cm)	1.332 ± 0.921	0.946 ± 0.212	0.937 ± 0.251	0.906 ± 0.277
COPSD (y; cm)	1.735 ± 1.157	1.423 ± 0.901	1.068* ± 0.0568	1.246 ± 0.636

\*differenza significative  $p < .05$ .

## DISCUSSIONE

In questo studio è stata esaminata l'efficacia di un programma di allenamento funzionale per 20 settimane per migliorare il controllo dell'equilibrio statico delle persone anziane.

La pratica dell'allenamento funzionale ha effettivamente ridotto la postural-sway durante la performance del test su una gamba sola o OL.

### **Equilibrio statico**

Come risultato della pratica dell'allenamento funzionale, il gruppo di allenamento o AGF ha ridotto significativamente l'ampiezza del loro spostamento del COP durante OL. Questi risultati si allineano con studi precedenti come quello condotto su persone anziane che avevano una lunga esperienza (> di 10 anni) in Tai Chi (Hong et al., 2000).

La riduzione di oscillazione notata durante il test OL potrebbe essere attribuito al rinforzo dei muscoli della caviglia derivante dall'allenamento. Ci sembra che l'allenamento funzionale porti ad una maggiore attivazione di muscoli della caviglia, che sono importanti per influenza sulla postura statica. Questa ipotesi è supportata da studi precedenti dove il miglioramento dei muscoli dorsali flessori della caviglia hanno portato a una effettiva riduzione della postural-sway negli anziani (Amiridis, Arabatzi, Violaris, Stavropoulos, & Hatzitaki, 2005).

Questo miglioramento è dovuto all'incremento nel uso dei meccanismi deputati alla caviglia nel mantenimento del equilibrio e forse a una riduzione del uso dell'anca il quale invece comporta un maggior rischio di caduta. Da queste premesse è possibile dedurre che svolgendo dell'allenamento funzionale si possa incrementare il contributo della caviglia nel controllo della postura statica, (Winter, Patla, Prince, Ishac, & Gielo-Perczak, 1998).

Anche se vi è stato un miglioramento della stabilità su OL, l'allenamento funzionale non ha avuto differenze significativa sulle postural-sway durante la performance del test SR o Sharpened Romberg test. Una possibile spiegazione di questo risultato è che l'allenamento funzionale ha indotto solo miglioramenti di capacità specifiche. Studi precedenti hanno riportato miglioramento specifico dell'equilibrio in base ai compiti (Sihvonen et al., 2004). Una altra possibile spiegazione possibile è data dalla relativa difficoltà nell'esecuzione del test somministrato. Stare su un arto in equilibrio richiede un controllo posturale maggiore del stare in appoggio su due arti uno di fronte all'altro a contatto fra loro come nel test SR.

## CONCLUSIONE

Alla luce delle valutazioni compiute l'attività in acqua ha dimostrato di essere in grado di migliorare la capacità posturale degli anziani che la praticano. Infatti sono state osservate diminuzioni della distanza di postural sway e il tempo del tandem-walking test in modo importante nel gruppo ECAP (esercizio di corsa in acqua profonda). Nel gruppo NEA (normale esercizio in acqua) è diminuita in modo significativo la postural sway. I risultati di questo studio mostrano che per migliorare l'abilità di equilibrio negli anziani un programma di attività in acqua che includa un'attività dinamica di equilibrio, come nel gruppo ECAP, è migliore di una normale e classica attività in acqua.

Abbiamo potuto inoltre dimostrare che l'allenamento funzionale ha dato una diminuzione significativa nel spostamento del COP (Centre of Pressure) nella posizione OL (One Leg). Questi dati confermano che l'uso dell'allenamento funzionale ha un'efficacia significativa sul miglioramento del controllo dell'equilibrio statico degli anziani.

Dai dati raccolti possiamo affermare che

- L'allenamento funzionale è di più semplice e pratico rispetto alla piscina.
- L'allenamento funzionale risulta essere anche meno costoso, parametro non trascurabile per gli anziani.
- L'attività in acqua risulta più sicura nel senso di un minor rischio di cadute durante l'allenamento rispetto all'allenamento funzionale, che per contro ha la richiesta di avere tecnici altamente qualificati e un maggior numero di assistenti rispetto alla piscina.

In conclusione possiamo affermare che entrambe le attività risultano idonee al miglioramento dell'equilibrio degli anziani, l'allenamento funzionale sicuramente risulta di più facile espansione visto la scarsa necessità di attrezzature richieste e l'ampissima diffusione di centri fitness, palestre, e centri di attività motoria comunali.



## **BIBLIOGRAFIA**

Akima, H., Kano, Y., Enomoto, Y., Ishizu, M., Okada, M., Oishi, Y., et al. (2001). Muscle function in 164 men and women aged 20–84 yr. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 220–226.

Alway, S. E., & Siu, P. M. (2008). Nuclear apoptosis contributes to sarcopenia. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 36, 51–57. Bacsí, A. M., & Colebatch, J. G. (2005). Evidence for reflex and perceptual vestibular contributions to postural control. *Experimental Brain Research*, 160, 22–28.

Allum, J.H., Carpenter, M.G., Honegger, F., Adkin, A.L., & Bloem, B.R. (2002). Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. *The Journal of Physiology*, 542(2), 643–663.

Amiridis, I., Arabatzi, F., Violaris, P., Stavropoulos, E., & Hatzitaki, V. (2005). Static balance improvement in elderly after dorsiflexors electrostimulation training. *European Journal of Applied Physiology*, 94, 424–433.

Amiridis, I.G., Hatzitaki, V., & Arabatzi, F. (2003). Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*, 350, 137–140.

Baratto L, Morasso PG, Re C., Soada G. A New Look at Posturographic Analysis In the Clinical Context: Sway-Density versus Other Parameterization Techniques; *Motor Control* 6, 2002.pp.246-70.

Baratto M, Cervera C, Jacono M. Analysis of adequacy of a force platform for stabilometric clinical investigations; ISHF & MCM 2004 207 IMEKO, IEEE, SICE 2<sup>nd</sup> International Symposium on Measurement, Analysis and Modelling of Human Functions – 1<sup>st</sup> Mediterranean Conference on Measurement - June 14-16, 2004, Genoa, Italy.

Bean, J. F., Kiely, D. K., Herman, S., Leveille, S. G., Mizer, K., Frontera, W. R., et al. (2002). The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50, 461-467.

Blake, A. J., Morgan, K., Bendall, M. J., Dallosso, H., Ebrahim, S. B., Arie, T. H., et al. (1988). Falls by elderly people at home: Prevalence and associated factors. *Age and Ageing*, 17, 365-372.

Bosco, C., & Komi, P. V. (1980). Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 45, 209-219.

Bottaro, M., Machado, S. N., Nogueira, W., Scales, R., & Veloso, J. (2007). Effect of high-versus low-velocity resistance training on muscular fitness and functional performance in older men. *European Journal of Applied Physiology*, 99, 257-264.

Barano M, Cervera C, Jacono M. Analysis of adequacy of a force platform for stabilometric clinical investigations; ISHF & MCM 2004 207 IMEKO, IEEE, SICE 2<sup>nd</sup> International Symposium on Measurement, Analysis and Modelling of Human Functions – 1<sup>st</sup> Mediterranean Conference on Measurement - June 14-16, 2004, Genoa, Italy.

Brochu, M., Savage, P., Lee, M., Dee, J., Cress, M. E., Poehlman, E. T., et al. (2002). Effects of resistance training on physical function in older disabled women with coronary heart disease. *Journal of Applied Physiology*, 92, 672-678.

Browne J, O'Hare N. A quality control procedure for force platforms. *Physiol Meas* 2000;21:515-23.

Campbell, A. J., Reinken, J., Allan, B. C., & Martinez, G. S. (1981). Falls in old age: A study of frequency and related clinical factors. *Age and Ageing*, 10, 264-270.

Campbell, A.J., Robertson, M.C., Gardner, M.M., Norton, R.N., Tilyard, M.W., & Buchner, D.M. (1997). Randomized controlled trial of a general practice programme of home based exercise to prevent falls in elderly women. *British Medical Journal*, 315, 1065–1069.

Carlson, B. M., & Faulkner, J. A. (1998). Muscle regeneration in young and old rats: Effects of motor nerve transection with and without marcadine treatment. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 53, B52–B57.

Carter, N.D., Kannus, P., & Khan, M. (2001). Exercise in the prevention of falls in older people. A systematic literature review examining the rationale and the evidence. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 31, 427–438.

Coggan, A. R., Spina, R. J., King, D. S., Rogers, M. A., Brown, M., Nemeth, P. M., et al. (1992). Histochemical and enzymatic comparison of the gastrocnemius muscle of young and elderly men and women. *Journal of Gerontology*, 47, B71–B76.

Collins JJ, De Luca CJ. Open-loop and closed-loop control of posture. A random-walk analysis of COP trajectories. *Exp Brain Res* 1993;95:308-18

Connelly, D. M., Rice, C. L., Roos, M. R., & Vandervoort, A. A. (1999). Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. *Journal of Applied Physiology*, 87, 843–852.

Cramer, R. M., Langberg, H., Magnusson, P., Jensen, C. H., Schroder, H. D., Olesen, J. L., et al. (2004). Changes in satellite cells in human skeletal muscle after a single bout of high intensity exercise. *Journal of Physiology*, 558, 333–340.

Di Fabio RP. Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying subjects with vestibular dysfunction. *Phys Ther* 1995;74:290-305.

Doherty, T. J. (2003). Invited review: Aging and sarcopenia. *Journal of Applied Physiology*, 95, 1717–1727.

Downton, J. H., & Andrews, K. (1990). Postural disturbance and psychological symptoms amongst elderly people living at home. *International Journal of Geriatric Psychiatry*, 5, 93-98.

Downton, J. H., & Andrews, K. (1991). Prevalence, characteristics and factors associated with falls among the elderly living at home. *Aging (Milano)*, 3, 219-228.

Downton, J. H., Sayegh, A., & Andrews, K. (1991). Preliminary study of measurements of sway in an elderly community population. *Clinical Rehabilitation*, 5, 187-194.

Earles, D., Vardaxis, V., & Koceja, D. (2001). Regulation of motor output between young and elderly subjects. *Clinical Neurophysiology*, 112, 1273-1279.

Edstrom, E., Altun, M., Bergman, E., Johnson, H., Kullberg, S., Ramirez-Leon, V., et al. (2007). Factors contributing to neuromuscular impairment and sarcopenia during aging. *Physiology and Behavior*, 92, 129-135.

Edstrom, E., & Ulfhake, B. (2005). Sarcopenia is not due to lack of regenerative drive in senescent skeletal muscle. *Aging Cell*, 4, 65-77.

Era, P., Sainio, P., Koskinen, S., Haavisto, P., Vaara, M., & Aromaa, A. (2006). Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology*, 52, 204-213.

Faulkner, J. A., Larkin, L. M., Claflin, D. R., & Brooks, S. V. (2007). Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 34, 1091-1096.

Fernie, G. R., Gryfe, C. I., Holliday, P. J., & Llewellyn, A. (1982). The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age and Ageing*, 11, 11-16.

Ferri, A., Scaglioni, G., Pousson, M., Capodaglio, P., Van Hoecke, J., & Narici, M. V. (2003). Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiologica Scandinavica*, 177, 69-78.

Fiatarone, M. A., Marks, E. C., Ryan, N. D., Meredith, C. N., Lipsitz, L. A., & Evans, W. J. (1990). High-intensity strength training in nonagenarians: Effects on skeletal muscle. *Journal of the American Medical Association*, 263, 3029-3034.

Fiatarone, M. A., O'Neill, E. F., Ryan, N. D., Clements, K. M., Solares, G. R., Nelson, M. E., et al. (1994). Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people. *New England Journal of Medicine*, 330, 1769-1775.

Fielding, R. A., LeBrasseur, N. K., Cuoco, A., Bean, J., Mizer, K., & Fiatarone Singh, M. A. (2002). High-velocity resistance training increases skeletal muscle peak power in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50, 655-662.

Flock of Birds. (2002). Installation and operation guide. Burlington, VT: Ascension Technology.

Frank, J.S., & Patla, A.E. (2003). Balance and mobility challenges in older adults: Implications for preserving community mobility. *American Journal of Preventive Medicine*, 25(3, Suppl. 2) 157-163.

Frontera, W. R., Hughes, V. A., Lutz, K. J., & Evans, W. J. (1991). A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. *Journal of Applied Physiology*, 71, 644-650.

Gagey PM, Weber B. *Posturologia regolazione e perturbazioni della stazione eretta 2° edizione riveduta ed ampliata*. Roma: Marrapese Editore, 2000.

Gatts, S. K., & Woollacott, M. H. (2006). Neural mechanisms underlying balance improvement with short term Tai Chi training. *Aging Clinical and Experimental Research*, 18, 7-19.

Gatts, S. K., & Woollacott, M. H. (2007). How Tai Chi improves balance: Biomechanics of recovery to a walking slip in impaired seniors. *Gait and Posture*, 25, 205-214.

Goldspink, G., & Harridge, S. (2003). Cellular and molecular aspects of adaptation in skeletal muscle. In P. V. Komi (Ed.), *Strength and power in sport* (pp. 231-251). Oxford: Blackwell Publishing.

Granacher, U., & Gollhofer, A. (2006). Die Auswirkungen von sensomotorischem Training im Alter unter besonderer Berücksichtigung alltagsmotorischer Aufgaben. *Orthopädieschuh-technik Zeitschrift für Prävention und Rehabilitation*, Sonderheft.

Granacher, U., Gollhofer, A., & Strass, D. (2006). Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait and Posture*, 24, 459-466.

Granacher, U., Gruber, M., Strass, D., & Gollhofer, A. (2007). Die Auswirkungen von sensomotorischem Training im Alter auf die Maximal- und Explosivkraft. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 12, 446-451.

Granacher, U., Strass, D., & Gollhofer, A. (2004). Maximal and explosive force production capacity in elderly men: Implications for exercise. *Isokinetics and Exercise Science*, 12, 43-44.

Grimby, G., Aniansson, A., Hedberg, M., Henning, G. B., Grangard, U., & Kvist, H. (1992). Training can improve muscle strength and endurance in 78- to 84-year-old men. *Journal of Applied Physiology*, 73, 2517-2523.

Gruber, M., & Gollhofer, A. (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *European Journal of Applied Physiology*, 92, 98-105.

Gruber, M., Gruber, S. B., Taube, W., Schubert, M., Beck, S. C., & Gollhofer, A. (2007). Differential effects of ballistic versus sensorimotor training on rate of force development and neural activation in humans. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 274-282.

Hageman, P.A., Leibowitz, J.M., & Blanke, D. (1995). Age and gender effects on postural control measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(10),961–965.

Haˆkkinen, K. (2003). Ageing and neuromuscular adaptation to strength training. In P. V. Komi (Ed.), *Strength and power in sport* (pp. 409–425). Oxford: Blackwell Publishing.

Haˆkkinen, K., Alen, M., Kallinen, M., Newton, R. U., & Kraemer, W. J. (2000). Neuromuscular adaptation during prolonged strength training, detraining and re-strength-training

U. Granacher et al. in middle-aged and elderly people. *European Journal of Applied Physiology*, 83, 51–62.

Haˆkkinen, K., & Haˆkkinen, A. (1995). Neuromuscular adaptations during intensive strength training in middle-aged and elderly males and females. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 35, 137–147.

Haˆkkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassila, H., Malkia, E., et al. (1998a). Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology*, 84, 1341–1349.

Haˆkkinen, K., Newton, R. U., Gordon, S. E., McCormick, M., Volek, J. S., Nindl, B. C., et al. (1998b). Changes in muscle morphology, electromyographic activity, and force production characteristics during progressive strength training in young and older men. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 53, B415–B423.

Haˆkkinen, K., Pastinen, U. M., Karsikas, R., & Linnamo, V. (1995). Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 70, 518–527.

Harridge, S. D., Kryger, A., & Stensgaard, A. (1999). Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle and Nerve*, 22, 831–839.

Hausdorff, J. M., Nelson, M. E., Kaliton, D., Layne, J. E., Bernstein, M. J., Nuernberger, A., et al. (2001). Etiology and modification of gait instability in older adults: A randomized controlled trial of exercise. *Journal of Applied Physiology*, 90, 2117-2129.

Hatzitaki, V., Amiridis, G.I., & Arabatzi, F. (2005). Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations. *Gait & Posture*, 22, 250–257.

Hatzitaki, V., & Konstadakos, S. (2007). Visuo-postural adaptation during the acquisition of a visually guided weight-shifting task: Age-related differences in global and local dynamics. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation Cerebrale*, 182(4), 525–535.

Hong, Y., Li, J.X., & Robinson, P.D. (2000). Balance control, flexibility, and cardiorespiratory fitness among older Tai Chi practitioners. *British Journal of Sports Medicine*, 34, 29–34.

Holviala, J. H., Sallinen, J. M., Kraemer, W. J., Alen, M. J., & Hakkinen, K. K. (2006). Effects of strength training on muscle strength characteristics, functional capabilities, and balance in middle-aged and older women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20, 336-344.

Horak, F. B., Macpherson, J. M., Rowell, L. B., & Shepherd, T. J. (1996). Postural orientation and equilibrium. In *Handbook of physiology Section 12: Exercise: regulation and integration of multiple systems* (pp. 255-292). New York: Oxford University Press.

Hruda, K. V., Hicks, A. L., & McCartney, N. (2003). Training for muscle power in older adults: Effects on functional abilities. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 28, 178-189.

Hotmann S, Scheer H. Standardization of electronically evaluated Romberg tests. *Laryngol Rhinol Otol Stuttg* 1984;63:375-7.

Hu, M. H., & Woollacott, M. H. (1994). Multisensory training of standing balance in older adults: II. Kinematic and electro-myographic postural responses. *Journal of Gerontology*, 49, M62-M71.

Hytonen, M., Pyykko, I., Aalto, H., & Starck, J. (1993). Postural control and age. *Acta Otolaryngologica*, 113, 119-122.

Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J. L., & Hakkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79, 260-267.

Izquierdo, M., Hakkinen, K., Ibanez, J., Anton, A., Garrues, M., Ruesta, M., et al. (2003). Effects of strength training on submaximal and maximal endurance performance capacity in middle-aged and older men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17, 129-139.

Janssen, I., Heymsfield, S. B., Wang, Z. M., & Ross, R. (2000). Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *Journal of Applied Physiology*, 89, 81-88.

Judge, J. O., Lindsey, C., Underwood, M., & Winsemius, D. (1993). Balance improvements in older women: Effects of exercise training. *Physical Therapy*, 73, 254-262.

Judge, J. O., Whipple, R. H., & Wolfson, L. I. (1994). Effects of resistive and balance exercises on isokinetic strength in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 42, 937-946.

Kadi, F., Schjerling, P., Andersen, L. L., Charifi, N., Madsen, J. L., Christensen, L. R., et al. (2004). The effects of heavy resistance training and detraining on satellite cells in human skeletal muscles. *Journal of Physiology*, 558, 1005-1012.

Kadi, F., & Thornell, L. E. (2000). Concomitant increases in myonuclear and satellite cell content in female trapezius muscle following strength training. *Histochemistry and Cell Biology*, 113, 99-103.

Kamen, G., & Roy, A. (2000). Motor unit synchronization in young and elderly adults. *European Journal of Applied Physiology*, 81, 403-410.

Kannus, P., Parkkari, J., Koskinen, S., Niemi, S., Palvanen, M., Jarvinen, M., et al. (1999). Fall-induced injuries and deaths among older adults. *Journal of the American Medical Association*, 281, 1895-1899.

Kararizou, E., Manta, P., Kalfakis, N., & Vassilopoulos, D. (2005). Morphometric study of the human muscle spindle. *Analytical and Quantitative Cytology and Histology*, 27, 1-4.

Kavounoudias, A., Gilhodes, J. C., Roll, R., & Roll, J. P. (1999). From balance regulation to body orientation: Two goals for muscle proprioceptive information processing? *Experimental Brain Research*, 124, 80-88.

Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E., Jr. (1998). The effects of aging and training on skeletal muscle. *American Journal of Sports Medicine*, 26, 598-602.

Kodde L. An application of mathematical models in posturography. *J Biomed Engl* 1982;4:44-8.

Lanska DJ, Coetz CG; Romberg's sign. *Neurology* 2000;55:1201-6.

Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2000). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Lexell, J., Downham, D. Y., Larsson, Y., Bruhn, E., & Morsing, B. (1995). Heavy-resistance training in older Scandinavian men and women: Short- and long-term effects on arm and leg muscles. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 5, 329-341.

Lexell, J., & Taylor, C. C. (1991). Variability in muscle fibre areas in whole human quadriceps muscle: Effects of increasing age. *Journal of Anatomy*, 174, 239-249.

Lexell, J., Taylor, C. C., & Sjoström, M. (1988). What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *Journal of the Neurological Sciences*, 84, 275-294.

Li, Y., Devault, C. N., & Van Oteghen, S. (2007). Effects of extended Tai Chi intervention on balance and selected motor functions of the elderly. *American Journal of Clinical Medicine*, 35, 383-391.

Lin, S. I., & Woollacott, M. H. (2002). Postural muscle responses following changing balance threats in young, stable older, and unstable older adults. *Journal of Motor Behavior*, 34, 37-44.

Liu, J. X., Eriksson, P. O., Thornell, L. E., & Pedrosa-Domellof, F. (2005). Fiber content and myosin heavy chain composition of muscle spindles in aged human biceps brachii. *Journal of Histochemistry and Cytochemistry*, 53, 445-454.

Lord, S. R., Castell, S., Corcoran, J., Dayhew, J., Matters, B., Shan, A., et al. (2003). The effect of group exercise on physical functioning and falls in frail older people living in retirement villages: A randomized, controlled trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51, 1685-1692.

Lord, S. R., & Dayhew, J. (2001). Visual risk factors for falls in older people. *Journal of the American Geriatrics Society*, 49, 508-515.

Lynch, N. A., Metter, E. J., Lindle, R. S., Fozard, J. L., Tobin, J. D., Roy, T. A., et al. (1999). Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *Journal of Applied Physiology*, 86, 188-194.

Macaluso, A., Nimmo, M. A., Foster, J. E., Cockburn, M., McMillan, N. C., & De Vito, G. (2002). Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle and Nerve*, 25, 858-863.

Macaluso, A., & De Vito, G. (2004). Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *European Journal of Applied Physiology*, 91, 450-472.

Myers, A.M., Powell, L.E., Maki, B.E., Holliday, P.J., Brawley, L.R., & Sherk, W.J. (1996). Psychological indicators of balance confidence: Relationship to actual and perceived abilities. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(1), M37–M43.

Mackey, A. L., Esmarck, B., Kadi, F., Koskinen, S. O., Kongs- gaard, M., Sylvestersen, A., et al. (2007). Enhanced satellite cell proliferation with resistance training in elderly men and women. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 17, 34–42.

Madureira, M. M., Takayama, L., Gallinaro, A. L., Caparbo, V. F., Costa, R. A., & Pereira, R. M. (2007). Balance training program is highly effective in improving functional status and reducing the risk of falls in elderly women with osteoporosis: A randomized controlled trial. *Osteoporosis International*, 18, 419–425.

Maisonobe, T., Hauw, J. J., Dani, S. U., Hori, A., & Walter, G. F. (1997). Changes in the peripheral nervous system. In S. U. Dani, A. Hori, & G. F. Walter (Eds.), *Principles of neural aging* (pp. 304–316). Amsterdam: Elsevier.

Maki, B. E., Cheng, K. C., Mansfield, A., Scovil, C. Y., Perry, S. D., Peters, A. L., et al. (2008). Preventing falls in older adults: New interventions to promote more effective change-in-sup- port balance reactions. *Journal of Electromyography and Kinesiol- ogy*, 18, 243–254.

Maki, B. E., Holliday, P. J., & Fernie, G. R. (1990). Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced- sway balance tests. *Journal of the American Geriatrics Society*, 38, 1–9.

Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance: The “change-in- support” strategy. *Physical Therapy*, 77, 488–507.

Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (2005). Change-in-support balance reactions in older persons: An emerging research area of clinical importance. *Neurologic Clinics*, 23, 751–783.

- Manini, T. M., Visser, M., Won-Park, S., Patel, K. V., Strotmeyer, E. S., Chen, H., et al. (2007). Knee extension strength cutpoints for maintaining mobility. *Journal of the American Geriatrics Society*, 55, 451-457.
- Marchetti, G. F., & Whitney, S. L. (2005). Older adults and balance dysfunction. *Neurologic Clinics*, 23, 785-805.
- McNeil, C. J., Doherty, T. J., Stashuk, D. W., & Rice, C. L. (2005). Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men. *Muscle and Nerve*, 31, 461-467.
- McNeil, C. J., Vandervoort, A. A., & Rice, C. L. (2007). Peripheral impairments cause a progressive age-related loss of strength and velocity-dependent power in the dorsiflexors. *Journal of Applied Physiology*, 102, 1962-1968.
- Meeuwssen, H. J., Sawicki, T. M., & Stelmach, G. E. (1993). Improved foot position sense as a result of repetitions in older adults. *Journal of Gerontology*, 48, 137-141.
- Merletti, R., Farina, D., Gazzoni, M., & Schieroni, M. P. (2002). Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography. *Muscle and Nerve*, 25, 65-76.
- Michalak K, Jakowski P. Dimensional complexity of posturographic signals: I. Optimization of frequency sampling and recording time. *Curr Topics Biophys* 2002;26:235-44.
- Mion, L. C., Gregor, S., Buettner, M., Chwirschak, D., Lee, O., & Paras, W. (1989). Falls in the rehabilitation setting: Incidence and characteristics. *Rehabilitation Nursing*, 14, 17-22.
- Moore, J. B., Korff, T., & Kinzey, S. J. (2005). Acute effects of a single bout of resistance exercise on postural control in elderly persons. *Perceptual and Motor Skills*, 100, 725-733.
- Morasso P, Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J Neurophysiology* 1999;82:1622-6.

- Morasso P. A testing device for the verification of the accuracy of the COP measurements in stabilometric platforms. *Gait Posture* 2002;16: SuppL 1:S215-S216.
- Morisawa, Y. (1998). Morphological study of mechanoreceptors on the coracoacromial ligament. *Journal of Orthopaedic Science*, 3, 102-110.
- Morse, C.I., Thom, J.M., Mian, O.S., Muirhead, A., Birch, K.M., & Narici, M.V. (2005). Muscle strength, volume and activation following 12-month resistance training in 70-year-old males. *European Journal of Applied Physiology*, 95(2-3), 197-204.
- Mynark, R. G., & Koceja, D. M. (2002). Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *Journal of Applied Physiology*, 93, 127-133.
- Nagy, E., Feher-Kiss, A., Barnai, M., Domjan-Preszner, A., Angyan, L., & Horvath, G. (2007). Postural control in elderly subjects participating in balance training. *European Journal of Applied Physiology*, 100, 97-104.
- Narici, M. V., Maganaris, C. N., Reeves, N. D., & Capodaglio, P. (2003). Effect of aging on human muscle architecture. *Journal of Applied Physiology*, 95, 2229-2234.
- Newton, R. U., Häkkinen, K., Häkkinen, A., McCormick, M., Volek, J., & Kraemer, W. J. (2002). Mixed-methods resistance training increases power and strength of young and older men. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 1367-1375.
- Norre ME. Sensory integration testing in platform posturography, *J Laryngol Otol*, vol. 107, no. 6, pp 496-501, 1993. H.H. Thyssen et al, "Normal ranges and reproducibility for the quantitative Romberg's test", *ACTA Neurol Scand* 1982;66:100-4.
- Onambele, G. L., Narici, M. V., & Maganaris, C. N. (2006). Calf muscle tendon properties and postural balance in old age. *Journal of Applied Physiology*, 100, 2048-2056.

Orr, R., Raymond, J., & Fiatarone, S. M. (2008). Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults: A systematic review of randomized controlled trials. *Sports Medicine*, 38, 317-343.

Pavol, M. J., Owings, T. M., Foley, K. T., & Grabiner, M. D. (2001). Mechanisms leading to a fall from an induced trip in healthy older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56, M428-M437.

Pijnappels, M., van der Burg, P. J., Reeves, N. D., & van Dieen, J. H. (2008). Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *European Journal of Applied Physiology*, 102, 585-592.

Portegijs, E., Sipila, S., Pajala, S., Lamb, S. E., Alen, M., Kaprio, J., et al. (2006). Asymmetrical lower extremity power deficit as a risk factor for injurious falls in healthy older women. *Journal of the American Geriatrics Society*, 54, 551-553.

Province, M. A., Hadley, E. C., Hornbrook, M. C., Lipsitz, L. A., Miller, J. P., Mulrow, C. D., et al. (1995). The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the FICSIT Trials. *Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques*. *Journal of the American Medical Association*, 273, 1341-1347.

Puthoff, M. L., & Nielsen, D. H. (2007). Relationships among impairments in lower-extremity strength and power, functional limitations, and disability in older adults. *Physical Therapy*, 87, 1334-1347.

Renault, V., Thornell, L. E., Eriksson, P. O., Butler-Browne, G., & Mouly, V. (2002). Regenerative potential of human skeletal muscle during aging. *Aging Cell*, 1, 132-139.

Roach, K.E., & Miles, T.P. (1991). Normal hip and knee active range of motion: The relationship to age. *Physical Therapy*, 71(9), 656-665.

Rochat, S., Martin, E., Piot-Ziegler, C., Najafi, B., Aminian, K., & Bula, C. J. (2008). Falls self-efficacy and gait performance after gait and balance training in older people. *Journal of the American Geriatrics Society*, 56, 1154-1156.

Ryan, A.S., Pratley, R.E., Elahi, D., & Goldberg, A.P. (1995). Resistive training increases fat-free mass and maintains RMR despite weight loss in postmenopausal women. *Journal of Applied Physiology*, 79, 818–823.

Roos, M. R., Rice, C. L., Connelly, D. M., & Vandervoort, A. A. (1999). Quadriceps muscle strength, contractile properties, and motor unit firing rates in young and old men. *Muscle and Nerve*, 22, 1094–1103.

Roos, M. R., Rice, C. L., & Vandervoort, A. A. (1997). Age-related changes in motor unit function. *Muscle and Nerve*, 20, 679–690.

Roubenoff, R. (2000). Sarcopenia and its implications for the elderly. *European Journal of Clinical Nutrition*, 54(suppl. 3), S40–S47.

Rose, D.J., & Clark, S. (2000). Can the control of bodily orientation be significantly improved in a group of older adults with a history of falls? *Journal of the American Geriatrics Society*, 48, 275–282.

Rubenstein, L. Z., Josephson, K. R., Trueblood, P. R., Loy, S., Harker, J. O., Pietruszka, F. M., et al. (2000). Effects of a group exercise program on strength, mobility, and falls among fall-prone elderly men. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55, M317–M321.

Sakai, M., Shiba, Y., Sato, H., & Takahira, N. (2008). Motor adaptations during slip-perturbed gait in older adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 20, 109–115.

Sale, D. G. (2003). Neural adaptation to strength training. In P. V. Komi (Ed.), *Strength and power in sport* (pp. 281–314). Oxford: Blackwell Publishing.

Sayers, S. P. (2007). High-speed power training: A novel approach to resistance training in older men and women. A brief review and pilot study. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 518–526.

Scaglioni, G., Ferri, A., Minetti, A. E., Martin, A., Van Hoecke, J., Capodaglio, P., et al. (2002). Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: Adaptations to strength training. *Journal of Applied Physiology*, 92, 2292-2302.

Scaglioni, G., Narici, M. V., Maffiuletti, N. A., Pensini, M., & Martin, A. (2003). Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and M wave. *Journal of Physiology*, 548, 649-661.

Schlicht, J., Camaione, D. N., & Owen, S. V. (2001). Effect of intense strength training on standing balance, walking speed, and sit-to-stand performance in older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56, M281-M286.

Shaffer, S. W., & Harrison, A. L. (2007). Aging of the somato-sensory system: A translational perspective. *Physical Therapy*, 87, 193-207.

Sharman, M. J., Newton, R. U., Triplett-McBride, T., McGuigan, M. R., McBride, J. M., Hakkinen, A., et al. (2001). Changes in myosin heavy chain composition with heavy resistance training in 60- to 75-year-old men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 127-132.

Shigematsu, R., Chang, M., Yabushita, N., Sakai, T., Nakagaichi, M., Nho, H., et al. (2002). Dance-based aerobic exercise may improve indices of falling risk in older women. *Age and Ageing*, 31, 261-266.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2001). *Motor control: Theory and practical applications*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

Sihvonen, S.E., Sipila, S., & Era, P.A. (2004). Changes in postural balance in frail elderly women during a 4-week visual feedback training: A randomized controlled trial. *Gerontology*, 50, 87-95.

Skelton, D. A., Greig, C. A., Davies, J. M., & Young, A. (1994). Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. *Age and Ageing*, 23, 371-377.

Skelton, D. A., Kennedy, J., & Rutherford, O. M. (2002). Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age and Ageing*, 31, 119-125.

Smith, K., Winegard, K., Hicks, A. L., & McCartney, N. (2003). Two years of resistance training in older men and women: The effects of three years of detraining on the retention of dynamic strength. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 28, 462-474.

Steadman, J., Donaldson, N., & Kalra, L. (2003). A randomized controlled trial of an enhanced balance training program to improve mobility and reduce falls in elderly patients. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51, 847-852.

Stevens, J. A., Corso, P. S., Finkelstein, E. A., & Miller, T. R. (2006). The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. *Injury Prevention*, 12, 290-295.

Suetta, C., Magnusson, S. P., Beyer, N., & Kjaer, M. (2007). Effect of strength training on muscle function in elderly hospitalized patients. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 17, 464-472.

Swash, M., & Fox, K. P. (1972). The effect of age on human skeletal muscle: Studies of the morphology and innervation of muscle spindles. *Journal of the Neurological Sciences*, 16, 417-432.

Tang, P. F., & Woollacott, M. H. (1998). Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 53, M471-M480.

Taube, W., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A., & Schubert, M. (2007). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: Correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiologica*, 189, 347-358.

Terao, S., Sobue, G., Hashizume, Y., Li, M., Inagaki, T., & Mitsuma, T. (1996a). Age-related changes in human spinal ventral horn cells with special reference to the loss of small neurons in the intermediate zone: A quantitative analysis. *Acta Neuropathologica*, 92, 109–114.

Terao, S., Takahashi, M., Li, M., Hashizume, Y., Ikeda, H., Mitsuma, T., et al. (1996b). Selective loss of small myelinated fibers in the lateral corticospinal tract due to midbrain infarction. *Neurology*, 47, 588–591.

Thyssen HH. Normal ranges and reproducibility for the quantitative Romberg's test; *Acta Neurol Scand* 1982;66:100-4.

Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *New England Journal of Medicine*, 319, 1701–1707.

Tinetti, M.E. (2003). Clinical practice: Preventing falls in elderly persons. *The New England Journal of Medicine*, 348, 42–49.

Trappe, S., Williamson, D., Godard, M., Porter, D., Rowden, G., & Costill, D. (2000). Effect of resistance training on single muscle fiber contractile function in older men. *Journal of Applied Physiology*, 89, 143–152.

Tsang, W.W.N., & Hui-Chan, C.W.Y. (2003). Effects of Tai Chi on joint proprioception and limits of stability in elderly subjects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 1962–1971.

Tsang, W. W., & Hui-Chan, C. W. (2004). Effect of 4- and 8-wk intensive Tai Chi training on balance control in the elderly. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36, 648–657.

Tsang, W.W., Wong, V.S., Fu, S.N., & Hui-Chan, C.W. (2004). Tai Chi improves standing balance control under reduced or conflicting sensory conditions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(1), 129–137.

Tsang, W. W., & Hui-Chan, C. W. (2005). Comparison of muscle torque, balance, and confidence in older tai chi and healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, 280-289.

Ulfhake, B., Bergman, E., Edstrom, E., Fundin, B. T., Johnson, H., Kullberg, S., et al. (2000). Regulation of neurotrophin signaling in aging sensory and motoneurons: Dissipation of target support? *Molecular Neurobiology*, 21, 109-135.

Vandervoort, A. A. (2002). Aging of the human neuromuscular system. *Muscle and Nerve*, 25, 17-25.

Van Vaerenberg J, Broos P. Positive Romberg test and the probability of falls in the aged. *Tijdschr Gerontol Geriatr* 1990;2171-4.

Verschueren, S. M., Brumagne, S., Swinnen, S. P., & Cordo, P. J. (2002). The effect of aging on dynamic position sense at the ankle. *Behavioural Brain Research*, 136, 593-603.

Widrick, J. J., Stelzer, J. E., Shoepe, T. C., & Garner, D. P. (2002). Functional properties of human muscle fibers after short-term resistance exercise training. *American Journal of Physiology: Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 283, R408-R416.

Wilkins, K. (1999). Medications and fall-related fractures in the elderly. *Health Reports*, 11(1), 45-53.

Williams, H. G., Burke, J. R., McClenaghan, B. A., Hirth, V., & Huber, G. (1997). Balance control: Mechanisms of adaptation to sensory-motor integration training in the elderly. In *Proceedings of the IV International Conference on Physical Activity and Aging* (pp. 118-130). Heidelberg: Health Promotion Publications.

Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80, 1211-1221.

Wolf, S.L., Barnhart, H.X., Kutner, N.G., McNeely, E., Coogler, C., & Xu, T. (1996). Reducing frailty and falls in older persons: An investigation of Tai Chi and computerized balance training. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44, 489-497

Wolf, S. L., Barnhart, H. X., Ellison, G. L., & Coogler, C. E. (1997). The effect of Tai Chi Quan and computerized balance training on postural stability in older subjects. Atlanta FICSIT Group. Frailty and Injuries: Cooperative Studies on Intervention Techniques. *Physical Therapy, 77*, 371-381.

Wolfson, L., Whipple, R., Derby, C., Judge, J., King, M., Amerman, P., et al. (1996). Balance and strength training in older adults: Intervention gains and Tai Chi maintenance. *Journal of the American Geriatrics Society, 44*, 498-506.

Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: A review of an emerging area of research. *Gait and Posture, 16*, 1-14.

Wu, G., Zhao, F., Zhou, X., & Wei, L. (2002). Improvement of isokinetic knee extensor strength and reduction of postural sway in the elderly from long-term Tai Chi exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 83*, 1364-1369.

Yarasheski, K. E., Pak-Loduca, J., Hasten, D. L., Obert, K. A., Brown, M. B., & Sinacore, D. R. (1999). Resistance exercise training increases mixed muscle protein synthesis rate in frail women and men 76 yr old. *American Journal of Physiology: Endocrinology and Metabolism, 277*, E118-E125.