

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI CATANIA
DOTTORATO DI RICERCA IN SCIENZE MOTORIE
XXII CICLO

Giuseppa Leonardi

L'APPRENDIMENTO DELLE ABILITA' POSTURALI
GENERA SCHEMI DI CONTROLLO SPECIFICI

TESI DI DOTTORATO

Coordinatore:

Tutor:

Chiar.mo Prof. Vincenzo Percivalle

Chiar.mo Prof. Antonino Casabona

ANNO ACCADEMICO 2009- 2010

RIASSUNTO

L'apprendimento di un'abilità motoria può generare modelli di controllo del movimento che possono essere utilizzati per ottimizzare altre abilità non ancora apprese. Il processo di generalizzazione o transfer è stato diffusamente studiato riportando un'elevata varietà di comportamenti: il processo non è sempre associato all'apprendimento e le cause di questa variabilità sono oggetto di discussioni a volte contrastanti. Gran parte degli studi sul transfer ha riguardato movimenti di singoli segmenti corporei trascurando gli effetti dell'apprendimento collegati a nuove forme di postura eretta.

Allo scopo di verificare la presenza di transfer in soggetti che hanno praticato e consolidato nuove forme di equilibrio posturale, la stabilità della stazione eretta di un gruppo di ballerine di danza classica è stata comparata con quella di un gruppo di soggetti sedentari considerando un set di 5 posture diverse.

Le singole posture sono state scelte in maniera da diversificare il livello di difficoltà della performance posturale, assegnando ad ognuna una precisa configurazione della posizione dei piedi. Tre delle cinque posture riproducevano forme comuni di stazione eretta: piedi paralleli e distanza intermalleolare di 10 e di 20 cm; piedi leggermente extra ruotati con angolo di apertura di 20° e distanza intermalleolare di 15 cm. Le altre due configurazioni imponevano forme più impegnative di stazione eretta: piedi fortemente extra ruotati con angolo di apertura di 140° con i talloni accostati (configurazione *duck*); piedi allineati lungo il piano sagittale con tallone e punta accostati (configurazione *tandem*). La stabilità posturale è stata valutata anche in condizioni dinamiche: i soggetti erano invitati ad eseguire l'elevazione laterale o la flessione in avanti di un arto rimanendo in equilibrio sull'arto controlaterale. La quantificazione della stabilità posturale veniva effettuata tramite una pedana dinamometrica determinando la posizione del Centro di Pressione (CoP) inteso come punto medio in cui si concentrano le forze applicate dai piedi sulla superficie d'appoggio. La ricostruzione della

traiettoria del CoP permetteva la determinazione di parametri spaziali (area complessiva del CoP, lunghezza della sua traiettoria), parametri relativi alla variabilità temporale sull'asse antero-posteriore e medio laterale (Root Mean Square Distance e Approximate Entropy) e parametri riguardanti il contenuto in frequenze del segnale oscillatorio (Mean Power Frequency).

La quantificazione della stabilità posturale, sia in condizioni statiche che dinamiche, ha evidenziato differenze significative tra il gruppo delle ballerine e quello dei soggetti di controllo solo nel caso in cui i piedi erano completamente extraruotati (configurazione *duck*) per la condizione statica e nel caso dell'elevazione dell'arto lateralmente per la condizione dinamica. Le ballerine, quindi, mostravano un miglioramento importante solo in quelle condizioni specificatamente associate alla pratica della danza classica. In questi casi le differenze erano a carico di tutti i parametri utilizzati per la valutazione degli spostamenti del COP. Nelle prove in cui i piedi assumevano le configurazioni tipiche della vita quotidiana i due gruppi non presentavano alcuna differenza per tutti i parametri considerati. Infine, la stabilità nella posizione tandem, poco ricorrente nella vita comune ma anche nell'attività coreutica, non risultava influenzata dall'esperienza specifica delle ballerine.

I dati sperimentali riportati in questa tesi permettono di affermare che la pratica della danza classica, seppur per lunghi periodi, non è in grado di produrre modelli generali tali da influenzare il controllo della stazione eretta in condizioni diverse rispetto all'esercizio praticato. Le implicazioni che questi risultati possono avere per la comprensione dei fattori che influenzano il transfer vengono discusse in relazione ai meccanismi nervosi sottostanti con particolare riferimento agli aggiustamenti posturali.

INTRODUZIONE

L'evoluzione posturale dell'uomo ha permesso un considerevole aumento delle sue possibilità d'interazione con l'ambiente. Questo processo ha richiesto una serie di aggiustamenti strutturali e neurali necessari per il mantenimento della postura eretta bipodalica, sia in condizioni statiche che dinamiche. Un'abilità motoria è tale solo se funzionale all'ambiente circostante ed alla struttura interna del soggetto agente.

Applicare questo principio essenziale alla postura significa prendere in considerazione molteplici fattori: per quanto riguarda l'ambiente esterno si fa riferimento alle forze gravitazionali, alla forza di reazione della superficie di appoggio ed agli eventuali ostacoli presenti; la struttura interna, invece, include fattori come il bagaglio genetico, la configurazione geometrica dei vari segmenti corporei, le caratteristiche inerziali del sistema locomotore e le forze di contrazione muscolare.

La giusta interazione tra questi elementi permette di sviluppare in maniera ottimale la capacità di contrastare la forza gravitazionale e le forze muscolari agenti sulle articolazioni, consentendo il mantenimento di una posizione stabile e l'esecuzione coordinata dei movimenti.

LA POSTURA ERETTA

Il mantenimento della postura eretta implica due requisiti fondamentali: il primo è quello di mantenere il centro di gravità all'interno della base di appoggio, il secondo è quello di creare un sistema di riferimento alle parti in movimento del nostro corpo.

Il centro di gravità è inteso come proiezione del centro di massa sul piano orizzontale di appoggio, laddove il centro di massa è considerato quel punto dello spazio tridimensionale che rappresenta il baricentro delle forze peso agenti su ogni parte del corpo (per una

monografia sulla biomeccanica della postura vedi Balasubramaniam e Wing, 2002).

Sistemi sensoriali deputati al controllo della postura eretta

Il mantenimento della postura eretta è il risultato di una complessa serie di interazioni neuromuscolari, perlopiù regolata da meccanismi riflessi e automatici, che il Sistema Nervoso Centrale (SNC) assolve integrando le informazioni provenienti da diversi canali sensoriali, ognuno dei quali fornisce uno specifico parametro di input per il controllo della postura (Maurer e coll., 2006). Tale integrazione permette di accoppiare i due sistemi principali di riferimento: quello egocentrico, che prende in considerazione la posizione di ogni segmento corporeo rispetto all'asse di un altro, e quello allocentrico, in cui il riferimento è dato dall'asse di gravità.

I sistemi sensoriali di particolare importanza per il controllo della postura sono: la visione, il sistema vestibolare, la propriocezione ed il tatto.

Il sistema visivo svolge la propria funzione informativa per il controllo della posizione eretta sia attraverso attività riflesse che mediante il controllo volontario. Le componenti del sistema visivo coinvolte nel controllo della postura sono la visione focale, riguardante la posizione dei vari segmenti corporei, e quella ambientale, che fornisce al SNC informazioni sulla stabilità, la velocità di spostamento nell'ambiente e la direzione verso cui ci si sposta. Il sistema visivo fornisce un importante contributo all'equilibrio soprattutto in condizioni perturbate permettendo la diminuzione del tempo di latenza della risposta posturale e, in caso di rischio di caduta, un anticipo dell'azione di aggiustamento (Massion, 1994).

Il sistema vestibolare fornisce informazioni relative al movimento del capo nello spazio ed al suo orientamento rispetto al vettore di gravità. I nuclei vestibolari integrano le informazioni provenienti dai propriocettori muscolo tendinei e articolari del collo con quelle provenienti dal vestibolo per trasmettere al SNC un'informazione univoca sulla posizione del corpo nello spazio. Dai nuclei vestibolari partono connessioni centrali che rendono possibili i riflessi

necessari per il mantenimento dell'equilibrio e la consapevolezza della propria posizione nello spazio (Allum e coll., 1993)

Il sistema sensoriale propriocettivo comprende i fusi neuromuscolari, gli organi tendinei del Golgi ed i recettori articolari. I primi rilevano la lunghezza dei muscoli mentre gli organi tendinei del Golgi segnalano lo stato di tensione muscolare. Dai fusi neuromuscolari ha origine il riflesso miotatico che, insieme al circuito alfa-gamma, rappresenta la base neuronale del tono muscolare e quindi anche della postura eretta.

Le modalità sensoriali della cute, in particolare la meccanorecezione, contribuiscono al controllo della postura fornendo, mediante i recettori di pressione, di vibrazione e di stiramento della cute, informazioni sul movimento dei vari segmenti corporei, sulla distribuzione della pressione e sulle sue variazioni all'interfaccia cute-superficie d'appoggio. I piedi quindi, ricevendo informazioni sia dai recettori articolari della caviglia che dai propri numerosi fusi neuromuscolari e dagli elementi esterocettivi cutanei, rappresentano un mezzo di informazione fondamentale per il controllo della stazione eretta (Meyer e coll., 2004; Kavounoudias e coll., 2001).

Meccanismi di controllo della postura eretta

Per mantenere una posizione stabile e restare eretti, tenendo le varie parti del corpo allineate fra loro, occorre eseguire una serie di aggiustamenti posturali. Questi aggiustamenti permettono la stabilizzazione del capo e del corpo contro la forza di gravità, il mantenimento della proiezione del centro di gravità all'interno del poligono d'appoggio e la stabilizzazione delle parti del corpo che servono da supporto quando altre sono in movimento (Massion, 1992, 1994, Melvill Jones, 2000).

Si distinguono a tal riguardo due tipi di meccanismi: gli aggiustamenti posturali anticipatori (APA) e quelli compensatori. I primi, detti anche a feed-forward, generano risposte programmate che assicurano il mantenimento della stabilità sulla base della previsione dei

disturbi che insorgeranno. Le risposte anticipatorie generano, quindi, aggiustamenti posturali prima dell'inizio dei movimenti volontari. Gli APA sono estremamente adattabili e variano a seconda delle esigenze comportamentali; vengono modificati con l'esperienza e la loro efficacia aumenta con l'esercizio.

Le risposte compensatorie o a feedback vengono evocate da stimoli sensoriali associati a perturbazioni improvvise dell'equilibrio. Fra esse ricordiamo i riflessi vestibolospinali e cervicospinali che svolgono un ruolo preponderante nel controllo automatico della postura eretta. Gli aggiustamenti posturali in feedback, che compaiono tipicamente a seguito di oscillazioni del corpo, sono relativamente rapidi e hanno un'organizzazione spazio-temporale stereotipata. Tali aggiustamenti hanno lo scopo di rendere stabile la postura e possono essere ottimizzati dall'esercizio e dall'apprendimento in maniera molto limitata.

L'intervento dell'uno o dell'altro meccanismo è strettamente legato al tipo di perturbazione che interviene sulla normale stabilità posturale: maggiore è la conoscenza che si ha del tipo di perturbazione, maggiore è la possibilità di prevedere l'entità della stessa e di conseguenza più consistente sarà l'intervento di meccanismi anticipatori. L'esempio più evidente di perturbazione prevedibile è dato dal movimento volontario di parti del corpo, come il sollevare un arto, ruotare il busto, ecc. In questo caso la possibilità di prevedere la perturbazione derivante dal movimento è massima, data la perfetta conoscenza del peso delle parti coinvolte e delle caratteristiche cinematiche del movimento elaborate dal SNC.

In merito alle modalità d'intervento dei meccanismi descritti, durante il mantenimento della stazione eretta tranquilla, sono state avanzate svariate ipotesi. Alcuni autori sostengono che il controllo in feedback rappresenti il principale meccanismo in grado di garantire la stazione eretta in condizioni statiche (Peterka, 2000; Winter e coll., 1998): per esempio secondo Winter (1998), in mancanza di perturbazioni forti, il controllo della postura eretta sarebbe affidato esclusivamente alla modulazione della resistenza artro-muscolare. Altri autori ritengono che, data la perfetta conoscenza della natura e dell'entità delle lievi perturbazioni che si osservano durante la stazione eretta tranquilla, sia possibile un intervento esclusivo dei

meccanismi anticipatori. In particolare alcuni di essi (Loram e Lakie, 2002; Jacono e coll., 2004; Bottaro e coll, 2005) ipotizzano un controllo della postura in feedforward attraverso una serie di incipienti cadute contrastate da scariche intermittenti che consentano l'anticipazione delle perturbazioni posturali cui andrà incontro il nostro corpo. Una soluzione intermedia è stata proposta da Morasso e Sanguineti (2002) i quali ritengono che in aggiunta ai meccanismi anticipatori possano intervenire azioni correttive in feedback.

I processi che producono il sistema di controllo anticipatorio continuano ad essere argomento di dibattito nella comunità scientifica.

Un'ipotesi, già avanzata da Bernstein (1967) e ripresa da Massion (1992) prevede un doppio sistema di controllo nel quale un sistema sarebbe deputato a "programmare" il movimento ed un altro sarebbe preposto a selezionare gli aggiustamenti adeguati a contrastare le perturbazioni. In alternativa a tale ipotesi vi è quella che invece individua un unico "controllore centrale" capace di organizzare due pacchetti di comandi (Aruin e Latash, 1995; Aruin e coll., 2001): l'azione volontaria e gli aggiustamenti posturali associati rappresenterebbero i pattern periferici di un singolo processo di controllo. Un dato a riprova di tale ipotesi è rappresentato dalla mancanza di aggiustamenti anticipatori in assenza di un'azione volontariamente eseguita dal soggetto. In sintonia con la seconda ipotesi, ma basandosi sull'osservazione dei tempi di reazione, Slijper e coll. (2002) hanno anche ipotizzato che gli APA e l'azione volontaria possano avere inizio indipendentemente ma che le loro caratteristiche qualitative siano modulate da input comuni che tengono conto del tipo di azione e del compito da svolgere.

Apprendimento motorio e apprendimento posturale

L'apprendimento motorio è un processo articolato che prevede, dopo un periodo più o meno lungo di ripetizioni di un dato movimento e attraverso aggiustamenti e miglioramenti della prestazione, la stabilizzazione dello stesso.

Il controllo posturale può essere considerato un processo suscettibile di miglioramenti come è testimoniato dalle complesse e profonde modifiche che questa abilità subisce durante le varie fasi dello sviluppo. In particolare, l'abilità di mantenere la stazione eretta non perturbata viene acquisita intorno al primo anno di vita e, attraverso un processo di miglioramento a stadi, raggiunge nell'adulto un livello di stabilizzazione che si mantiene senza significative variazioni per il resto della sua esistenza.

La stabilizzazione dell'apprendimento posturale è quantificabile, come qualsiasi altra forma di apprendimento, attraverso la valutazione di processi quali la *retention*, ovvero il mantenimento del livello di prestazione a distanza di tempo o il *transfer*, ovvero la capacità di generalizzare e trasferire l'abilità acquisita ad un altro compito.

Nonostante si riconosca che il controllo della stazione eretta possa andare incontro a processi di apprendimento, i dati sperimentali che ne caratterizzano le proprietà non sono abbondanti quanto lo sono invece i dati riguardante l'apprendimento di compiti motori in cui si eseguono movimenti. In particolare, se qualche dato sperimentale è disponibile in relazione al miglioramento dell'equilibrio dinamico associato a perturbazioni, si sa ben poco sulla possibilità di modificare in maniera consistente e duratura la posizione statica non perturbata. Tarantola e collaboratori (Tarantola e coll., 1997) accertarono per esempio che solo condizioni difficili, come nel caso del mantenimento della postura ad occhi chiusi e con i piedi accostati, determinavano un miglioramento della stazione eretta bipodalica, giungendo alla conclusione che la posizione standard avesse ampiezze di oscillazione talmente ridotte da non essere suscettibile di miglioramento. Analoghe conclusioni furono tratte da altri autori, utilizzando la posizione eretta su una sola gamba (Buchele e coll., 1984) o con ridotte

superfici di appoggio (Kanaya e Takahashi, 1998). Altri autori hanno studiato le conseguenze della pratica sportiva sull'equilibrio (Judge e coll., 1993; Nagy e coll., 2007). Il miglioramento del controllo posturale associato all'attività fisica è stato riscontrato più frequentemente nel caso in cui i test richiedevano il mantenimento della postura in condizioni difficili anziché durante la stazione eretta tranquilla: per esempio, nella condizione ad occhi chiusi, sebbene solo nella stazione uni podalica, i ginnasti hanno dimostrato migliori prestazioni (Vuillerme e coll., 2001) rispetto a gruppi di sportivi praticanti altre attività.

SCOPO DELLA TESI

Gli autori che hanno studiato i processi di generalizzazione prodotti dall'apprendimento di nuove abilità motorie hanno focalizzato la loro attenzione quasi sempre sui movimenti degli arti (Criscimagna-Hemminger e coll., 2003; Francis, 2008; Malfait e coll., 2002; Pereira e coll., 2010; Shadmehr e Moussavi, 2000; Vangheluwe e coll., 2004; Wang e Sainburg, 2009; Birbaumer, 2007; Burgess e coll., 2007). Questi studi, insieme ai pochi lavori relativi alla postura (Asseman e coll., 2004, 2008; Ahmed e Wolpert, 2009). Il quadro che emerge dai risultati di questi studi risulta molto articolato in quanto la presenza di transfer non è omogenea tra i vari compiti motori e manca un accordo unanime tra gli autori sui possibili fattori che determinano questa variabilità (vedi Halsband e Lange, 2006; Poggio e Bizzi, 2004).

I dati relativi alla formazione di modelli di transfer associati all'apprendimento di abilità posturali sono ancora più frammentari ed incompleti rispetto agli studi condotti sui movimenti segmentari. L'obiettivo principale di questo studio è quello di fornire informazioni chiare sull'esistenza di questi processi nel caso dell'apprendimento di compiti posturali che presentano una forte specificità. Si vuole contribuire, inoltre, a fornire utili informazioni per individuare i fattori responsabili dei processi di generalizzazione.

A tale fine è stata analizzata la performance di un gruppo di ballerine di danza classica la cui esperienza decennale assicurava la presenza di abilità posturali ben consolidate e caratterizzate da una forte specificità motoria. La possibilità che dall'apprendimento di una specifica abilità posturale si sviluppino modelli di controllo generalizzabili ad altri contesti posturali è stata verificata comparando la performance posturale delle ballerine rispetto ad un gruppo di controllo durante il mantenimento di diverse posture statiche e dinamiche. Nel caso delle prove eseguite in condizioni statiche, il mantenimento della stazione eretta veniva diversificato utilizzando un set di posizioni dei piedi che riproduceva posture tipiche della vita quotidiana: in questo caso l'obiettivo era quello di verificare se le ballerine avessero

acquisito un vantaggio in termini di stabilità durante la normale stazione eretta. Sono state adottate anche posture erette con posizioni dei piedi molto instabili per valutare se l'eventuale processo di generalizzazione interessava anche condizioni estreme di stabilità. Il protocollo sperimentale prevedeva inoltre la verifica della presenza di transfer per quelle condizioni in cui il controllo della stazione eretta è associato all'esecuzione di movimenti volontari. In questo caso si potevano studiare eventuali processi di generalizzazione a carico dei meccanismi di controllo degli aggiustamenti posturali anticipatori.

MATERIALI E METODI

Il protocollo sperimentale è stato costruito per confrontare il livello di stabilità della stazione eretta tra ballerine di danza classica e soggetti sedentari. Le prove prevedevano diverse configurazioni della posizione dei piedi in maniera da includere sia condizioni tipiche della vita quotidiana che condizioni meno comuni.

SOGGETTI

Per il protocollo sperimentale sono stati reclutati 20 soggetti di sesso femminile divisi in due gruppi:

1. un gruppo di soggetti sedentari costituito da 10 ragazze (età media 27.6, SD \pm 5.03; altezza media cm 156,7, SD \pm 5.77; peso medio kg 57.21, SD \pm 6.16) che non avevano mai praticato discipline sportive correlate con lo sviluppo dell'equilibrio e che non avevano mai effettuato attività sportiva agonistica;
2. un gruppo di 10 ballerine (età media 23.7, SD \pm 2.49; altezza media cm 162, SD \pm 5.86; peso medio kg 53.35, SD \pm 4.80) con più di 10 anni di pratica di danza classica, e ancora in attività alla data di effettuazione dell'esperimento.

La scelta di selezionare solo soggetti di sesso femminile è stata dettata dalla necessità di costituire un gruppo omogeneo tenendo conto dell'influenza che le caratteristiche antropometriche hanno sui parametri posturali nonché della difficoltà di reclutare un congruo e comparabile numero di soggetti di sesso maschile rispondenti ai criteri di selezione del gruppo di praticanti la danza.

Altro elemento discriminante è stata la lunghezza del piede in quanto correlata generalmente ad alcuni fattori antropometrici come la statura ed il peso, che influenzano la postura (Chiari e coll., 2002).

Le sedute sperimentali sono state precedute da un'indagine anamnestica volta ad accertare precedenti eventi patologici occorsi ai soggetti e correlati al mantenimento dell'equilibrio come pure l'uso recente di farmaci; quanto alla vista i soggetti presentavano una visione normale o corretta con lenti che indossavano durante le sedute.

I soggetti non sono stati informati sullo scopo del lavoro, ma è stata loro richiesta una dichiarazione di assenso all'utilizzo dei dati per gli scopi sperimentali.

E' stato altresì richiesto loro di evitare l'uso di alcoolici la sera precedente le sedute sperimentali come pure attività fisica intensa o allenamenti nelle ore immediatamente precedenti gli esperimenti.

APPARECCHIATURE

I soggetti eseguivano le prove sperimentali su una pedana di forza (AMTI, modello OR6-7-1000, Watertown, MA) basata su sensori piezoelettrici il cui voltaggio variava in funzione delle forze di reazione prodotte dalla pressione applicata su di essa dai piedi del soggetto (fig. 1). L'apparecchiatura rilevava le variazioni di voltaggio causate dalle forze e dai momenti agenti sul piano d'appoggio con una frequenza di campionamento di 100 Hz. I segnali analogici venivano amplificati e successivamente digitalizzati tramite un'unità di elaborazione dati (CED 1401-18, Cambridge Electronic Limited LTD). I dati così acquisiti venivano poi convertiti in misure di forze e momenti in base alle istruzioni fornite dal costruttore ed infine trasformati nelle coordinate del COP (per maggiori dettagli sull'utilizzo della pedana dinamometrica si rimanda all'appendice A).

Le misurazioni riguardanti i movimenti degli arti sono state effettuate utilizzando un accelerometro biassiale applicato in corrispondenza della caviglia.

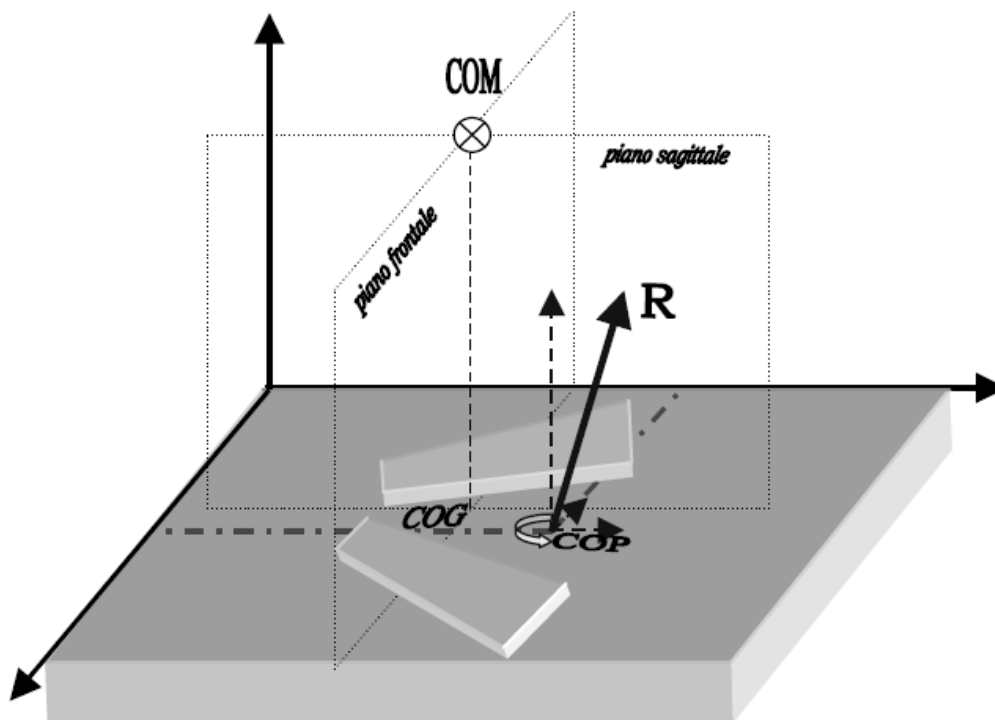


Figura 1. La pedana dinamometrica permette di misurare le oscillazioni del Centro di Pressione (CoP) all'interno del piano d'appoggio dei piedi

PROCEDURE

All'inizio della prima seduta il soggetto veniva invitato a compilare la scheda personale contenente i dati antropometrici ed il questionario anamnestico.

In tutte le sedute sperimentali, prima dell'inizio del test, il soggetto veniva invitato a salire sulla pedana senza scarpe e venivano disegnate su uno stesso foglio le impronte dei suoi piedi per ogni singola posizione.

Le sessioni di prove erano suddivise in due gruppi principali di test: il primo gruppo di test prevedeva che i soggetti mantenessero l'equilibrio in forma statica mentre il secondo impegnava i soggetti in prove di equilibrio in forma dinamica.

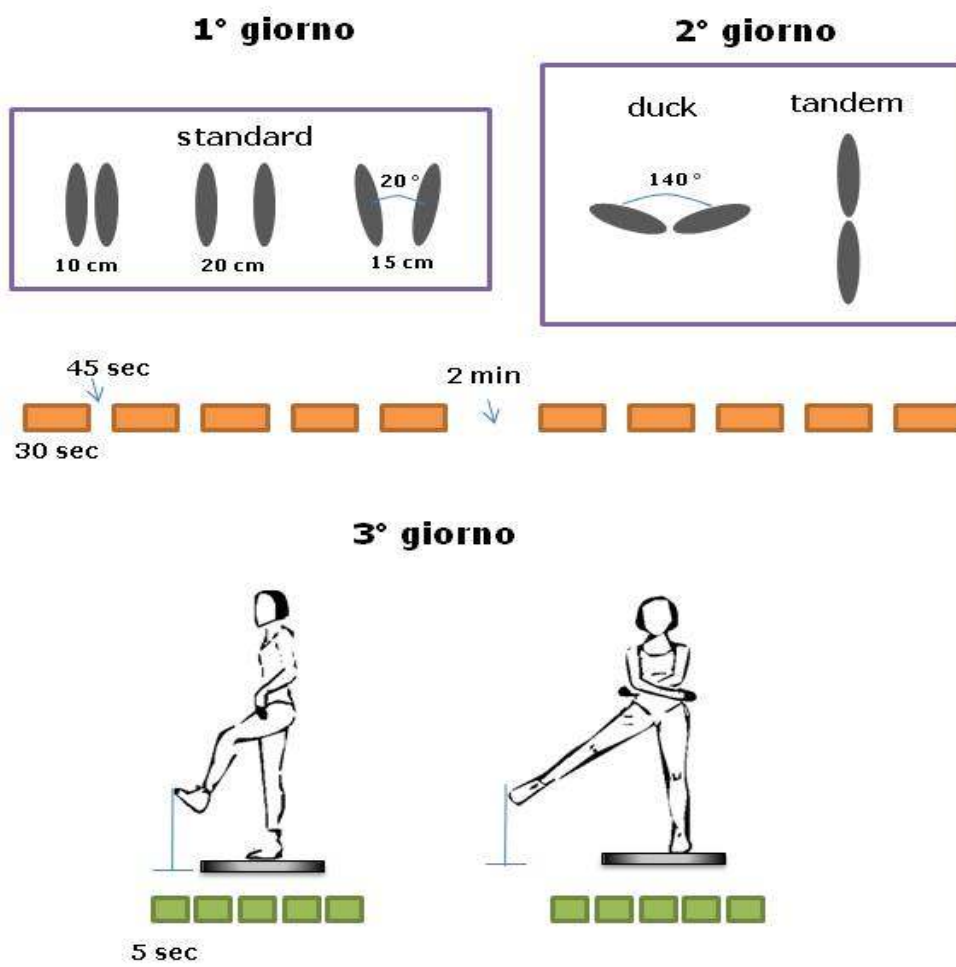


Figura 1. PROTOCOLLO SPERIMENTALE

Le prove riguardanti l'equilibrio statico venivano eseguite utilizzando 5 diverse configurazioni dei piedi sulla pedana (Fig. 2, in alto), mentre l'equilibrio dinamico veniva valutato durante l'esecuzione di 2 diversi movimenti di un singolo arto (Fig. 2, in basso).

Durante l'esecuzione delle prove i soggetti dovevano fissare un target posto all'altezza degli occhi e a 2 metri di distanza: in questo modo veniva garantito l'allineamento del capo rispetto al tronco.

Il protocollo prevedeva 3 sedute sperimentali distribuite in tre giorni con intervalli di 24 ore: durante le prime 2 venivano effettuate le prove in condizioni statiche, mentre durante l'ultima seduta venivano eseguite le prove in forma dinamica.

Nella prima seduta il soggetto veniva invitato a posizionarsi sulle impronte delle tre posizioni denominate "standard" (Fig. 2, in alto a sinistra):

- 1) piedi paralleli con distanza inter malleolare (IMD) di 10 cm (Standard Stance 1, SS1)
- 2) piedi paralleli con IMD di 20 cm, (Standard Stance 2, SS2)
- 3) piedi extraruotati con IMD di 15 cm e angolo di apertura di 20° (Standard Stance 3, SS3)

Nella seconda seduta (il soggetto veniva invitato a posizionarsi sulla pedana assumendo le seguenti posture (Fig. 2, in alto a destra):

- 1) piedi extra ruotati con IMD di 0 cm e angolo di apertura di 140° (*duck*)
- 2) piedi allineati sull'asse sagittale con l'alluce di un piede, a scelta, a contatto con il tallone dell'altro (*tandem*)

In entrambe le sedute "statiche" le ripetizioni per ciascuna posizione sono state 10 in tutto, con intervalli di 45"; un intervallo di 2' era previsto dopo le prime 5 ripetizioni.

Per entrambe le sedute la sequenza delle posizioni era casuale e l'intervallo tra le posizioni durava 10'.

Nella terza seduta il soggetto era posto sulla pedana, con le braccia conserte, ed aveva un accelerometro applicato alla caviglia (Fig. 2, in basso). Eseguiva due serie di 10 prove, una per gamba, compiendo in successione 5 flessioni in avanti del ginocchio e 5 elevazioni laterali. L'inizio di ciascun movimento era condizionato da un segnale acustico al quale il

soggetto doveva reagire immediatamente. Alla fine del movimento i soggetti mantenevano la posizione unipodolica per 5''; fra le 2 serie era prevista una pausa di 2'. L'ampiezza dei due movimenti era vincolata da punti di riferimento che assicuravano escursioni comparabili tra i soggetti. I punti di riferimento venivano modificati in funzione della statura individuale (vedi fig. 2 in basso).

ANALISI DEI DATI

Analisi Posturografica

I segnali posturografici grezzi provenienti dalla pedana dinamometrica venivano filtrati applicando in filtro passa-basso (5Hz). Le coordinate del CoP venivano calcolate dai dati filtrati secondo la procedura riportata nell'appendice A. Le due coordinate del CoP, campionate con un intervallo di 10 ms, permettevano di ricostruire la traiettoria bidimensionale e le serie temporali lungo l'asse antero-posteriore (AP) e per il medio-laterale (ML). A partire dalle serie temporali sono stati determinati una serie di parametri capaci di descrivere il comportamento del CoP sia nel dominio dei spazio-temporale sia in quello delle frequenze (cfr. Prieto e coll., 1996). I parametri posturografici sono riassunti di seguito e nella fig. 3.

1. Area: misura la superficie totale della traiettoria del CoP assimilata ad un ellisse costruita in modo da avere il 95% di probabilità di contenere tutti i punti di una distribuzione bidimensionale.
2. Sway path: misura la lunghezza totale della traiettoria del COP come somma delle distanze fra due punti consecutivi nello spazio bidimensionale.
3. Root mean square (RMS) della distanza media: misura la variabilità sulla base del valore quadratico medio della distanza dei punti della traiettoria del COP dal punto centrale per ognuna delle due direzioni.

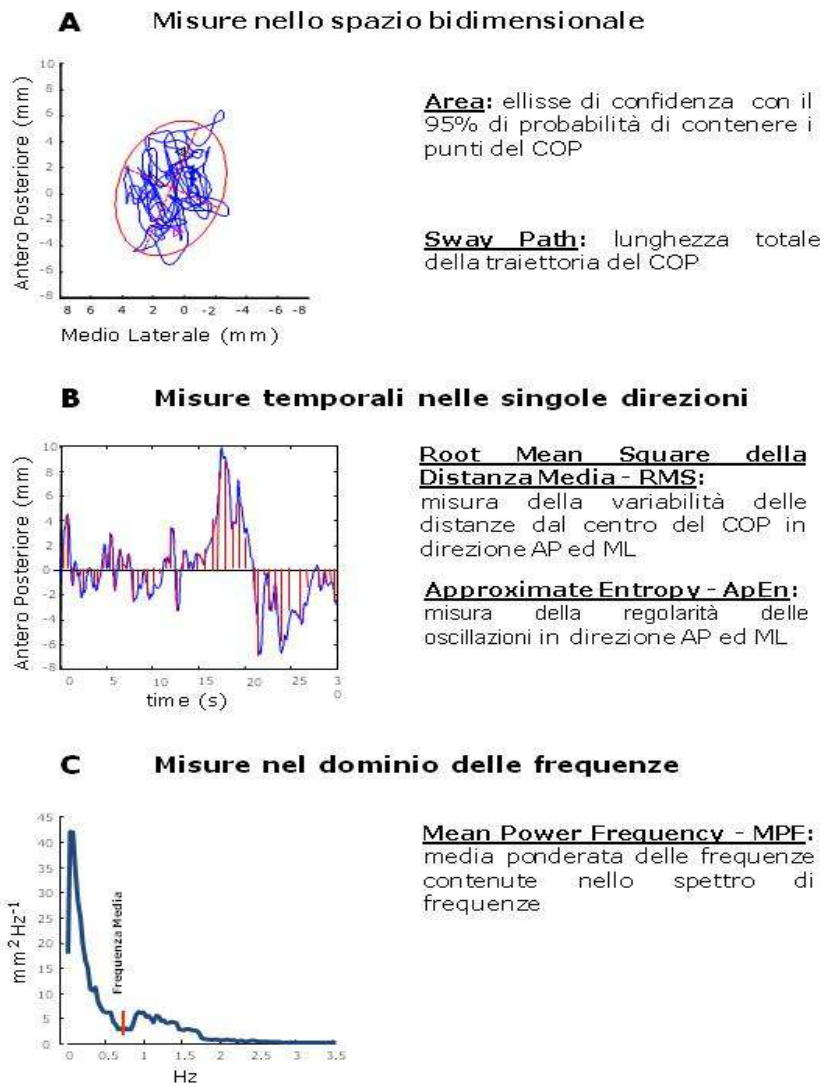


Figura 3. Parametri Posturografici misurati durante le prove eseguite in forma statica

4. L' Approximate Entropy (ApEn): misura la variabilità sulla base della stima del livello di . Rispetto alla RMS, che valuta la variabilità attraverso una media complessiva delle

variazioni delle oscillazioni, l'ApEn include nella stima della variabilità anche variazioni non lineari, aleatorie, che si possono verificare localmente lungo la serie temporale. I valori dell'ApEn sono compresi fra 0 e 2: lo 0 indica un fenomeno lineare, ovvero regolare e dunque completamente prevedibile, mentre il 2 indica un fenomeno completamente casuale; i valori intermedi sono propri di sistemi deterministici più o meno caotici.

5. Mean Power Frequency (MPF): misura la frequenza media dello spettro delle frequenze contenute nelle oscillazioni lungo le due direzioni.

Per l'elaborazione del segnale grezzo, l'applicazione dei filtri e la determinazione dei parametri posturografici sono stati usati i pacchetti software Spike 2 (CED Lim., Cambridge, UK) e MatLab (Math Works Inc, Natick, MA). L'algoritmo relativo al calcolo dell'ApEn è descritto nel dettaglio da Pincus (1991): in questo lavoro, per il calcolo dell'ApEn è stata sviluppata una *routine* apposita scritta in formato MatLab.

Analisi Statistica

Determinati i valori dei parametri posturografici, per ogni prova e per ogni soggetto, sono stati calcolati i valori medi per sessione e le relative deviazioni standard. Le comparazioni statistiche tra i gruppi e le 5 configurazioni della posizione dei piedi effettuate utilizzando lo Student t-test e l'analisi della varianza a due vie a misure ripetute per la variabile posizione dei piedi. La significatività statistica è stata stabilita a valori di probabilità (p) inferiori a 0,05. I livelli di significatività relativi ai risultati delle valutazioni per misure ripetute tra le sessioni sono stati corretti tramite i metodi di Greenhouse-Geisser o di Huynh-Feldt per compensare le eventuali deviazioni dalle assunzioni di omogeneità della varianza interindividuale; nei casi di comparazione multipla a coppie di campioni è stato applicato il Post hoc Bonferroni Test ($p < 0,05$). Tutte le analisi statistiche sono state effettuate con l'ausilio del programma Excel 2007 (Microsoft Corporation, USA) e Systat vs 11 (Systat Software Inc. USA).

RISULTATI

I soggetti hanno eseguito le sessioni di prove mantenendo la sufficiente coerenza in relazione ai livelli di attenzione, fatica e motivazioni rendendo in questo modo comparabili i risultati descritti di seguito.

ANALISI DELLE PROVE ESEGUITE IN CONDIZIONI STATICHE

Nelle figure 4 e 5 sono rappresentati esempi di singole prove eseguite da un soggetto di controllo ed una ballerina. Le prove sono state selezionate dalle sedute sperimentali riguardanti le posizioni statiche e possono essere considerate quelle tipiche rispetto all'insieme delle prove.

Si può osservare che nelle tre posizioni "standard" la traiettoria descritta dal CoP non ha mostrato differenze apprezzabili fra i due soggetti esaminati; è importante notare, però, che l'area del CoP si riduceva progressivamente per ambedue i soggetti procedendo dalla posizione SS1 verso la posizione SS3. L'area del CoP aumentava nuovamente nelle due posizioni successive, ovvero il *duck* ed il *tandem*: nella prima si notava una sostanziale riduzione dell'Area nella ballerina rispetto al soggetto test; nel "tandem" invece il valore delle due Aree risultava sovrapponibile.

Un comportamento simile si può osservare nel caso dell'analisi della variabilità delle oscillazioni in senso antero-posteriore ed in medio-laterale (Fig. 5). Anche in questo caso le differenze si accentuavano nella posizione *duck*, ma la maggiore divergenza tra i due soggetti si osservava per la direzione medio-laterale rispetto a quella antero-posteriore. La figura 5 nel suo complesso mostra la natura non stazionaria del segnale posturografico per la quale abbiamo ritenuto di analizzare le oscillazioni utilizzando anche un approccio non lineare (vedi i risultati relativi all'Approximate Entropy più avanti).

Il riepilogo dei dati riguardanti le medie dei due gruppi ha confermato le differenze descritte

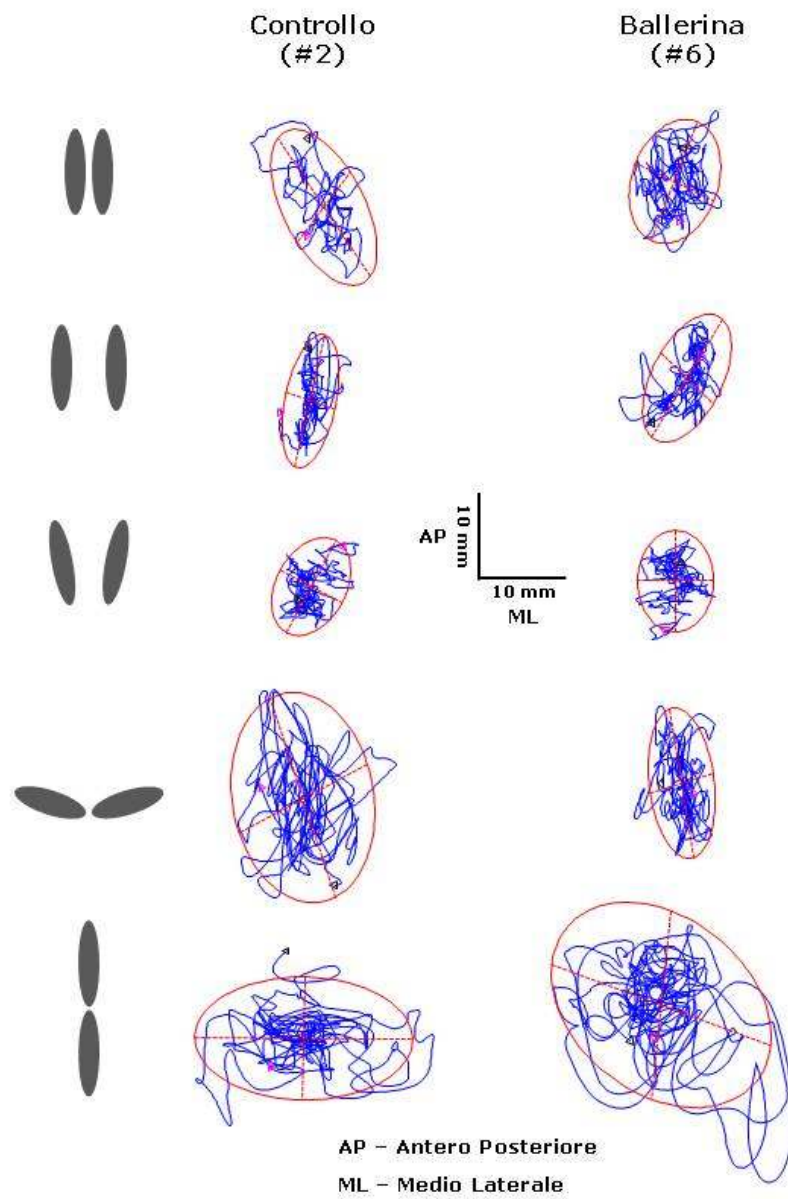


Figura 4. Esempi rappresentativi delle posizioni statiche. Traiettorie del Centro di Pressione relative a due soggetti.

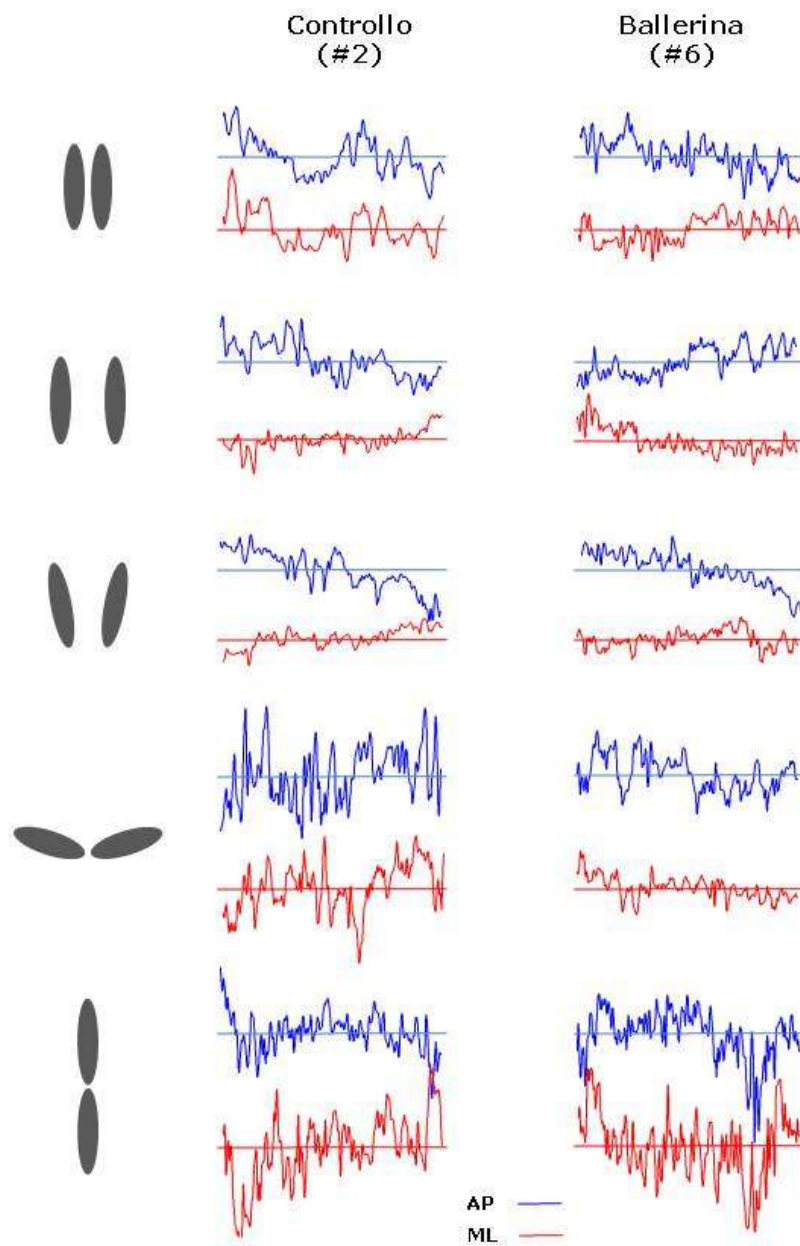


Figura 5. Esempi rappresentativi delle posizioni statiche. Serie temporali del Centro di Pressione lungo l'asse antero-posteriore (AP) e medio-laterale (ML).

per i singoli soggetti individuando nella posizione *duck* le uniche differenze statisticamente significative fra i gruppi in tutti i parametri considerati (Figg. 6 e 7).

L'Area delimitata dalla traiettoria del CoP (Fig. 6A posizione *duck*) risultava ridotta nelle ballerine (190 mm²) rispetto ai soggetti di controllo (303 mm²; $p = 0.017$); lo stesso comportamento si osservava per lo Sway Path, (429 mm, ballerine; 523 mm, controllo; $p = 0,023$).

La RMS (fig. 7° posizione *duck*) presentava differenze significative per ambedue le direzioni mostrando una variabilità ridotta nelle ballerine (3.7 mm, AP; 2.5 mm, ML) rispetto ai soggetti di controllo (4.5 mm, AP; 3.5 mm, ML), ed un indice di significatività statistica maggiore per la direzione medio-laterale ($p = 0.006$) rispetto a quella antero-posteriore ($p = 0.022$).

Anche nel dominio delle frequenze, la MPF esibiva significative differenze nella posizione *duck* fra i soggetti di controllo (0.55 Hz, AP; 0.63 Hz, ML) e le ballerine (0.63 Hz, AP; 0.73 Hz, ML), con un indice di significatività simili tra la direzione medio-laterale ($p = 0.049$) e quella antero-posteriore ($p = 0.035$).

Per quanto riguarda le stime non-lineari, l'*Approximate Entropy* ha mostrato valori significativi con differenze a favore delle ballerine, sia in antero-posteriore (1.00 unità, ballerine; 0.84 unità, controllo; $p = 0.049$) che in medio-laterale (1.08 unità, ballerine; 0.91 unità, controllo; $p = 0.006$).

E' importante sottolineare che i parametri relativi al dominio delle frequenze (MPF) e quelle relative alla variabilità (RMS e ApEn) tendono a mostrare maggiori differenze lungo la direzione medio laterale non solo per la posizione *duck* ma anche per le posizioni standard.

L'analisi della varianza riportata in tabella 1, mostra gli effetti dei gruppi, delle posizioni e dell'interazione tra gruppi e posizioni riguardanti le configurazioni dei piedi in condizioni di postura standard. I risultati di quest'analisi mettono in evidenza che il principale effetto sui parametri studiati dipende dalle diverse configurazioni della posizione dei piedi: le differenze statisticamente significative riguardano l'area e lo sway path e solo limitatamente alla

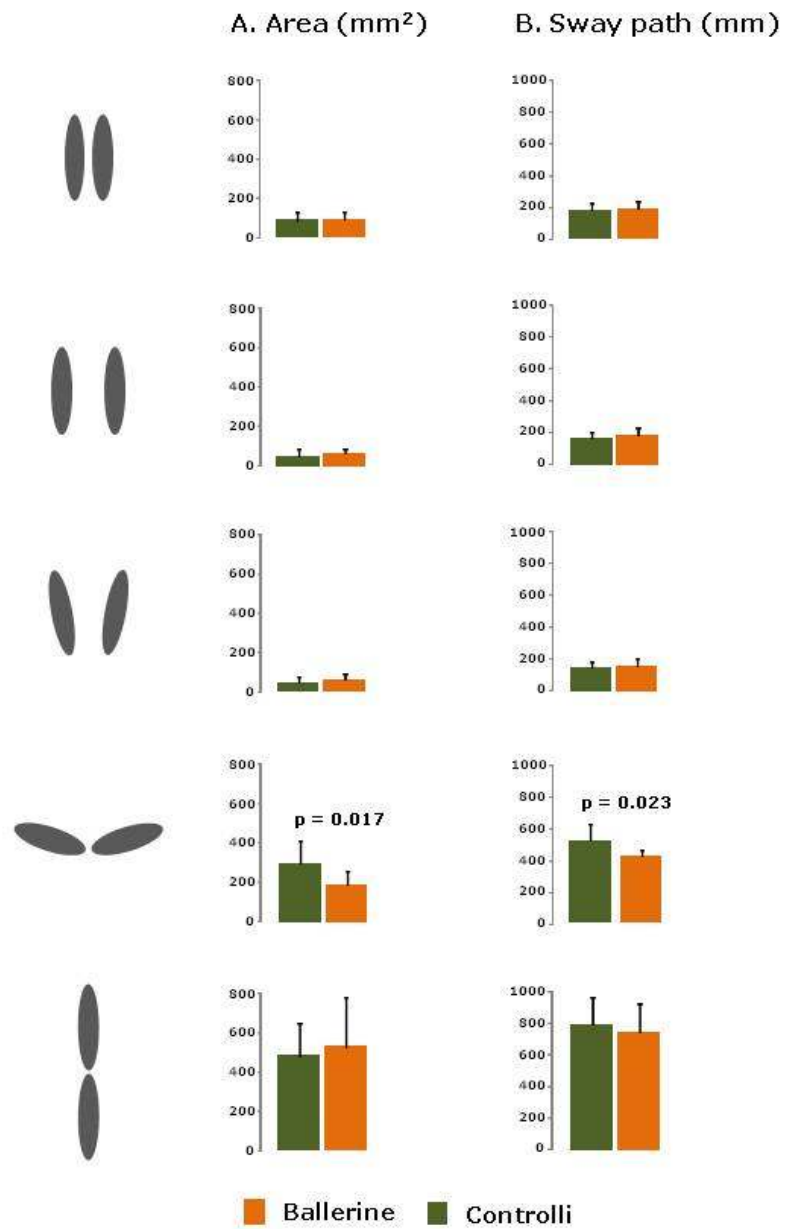


Figura 6. Riepilogo dell'analisi statistica per le posizioni statiche

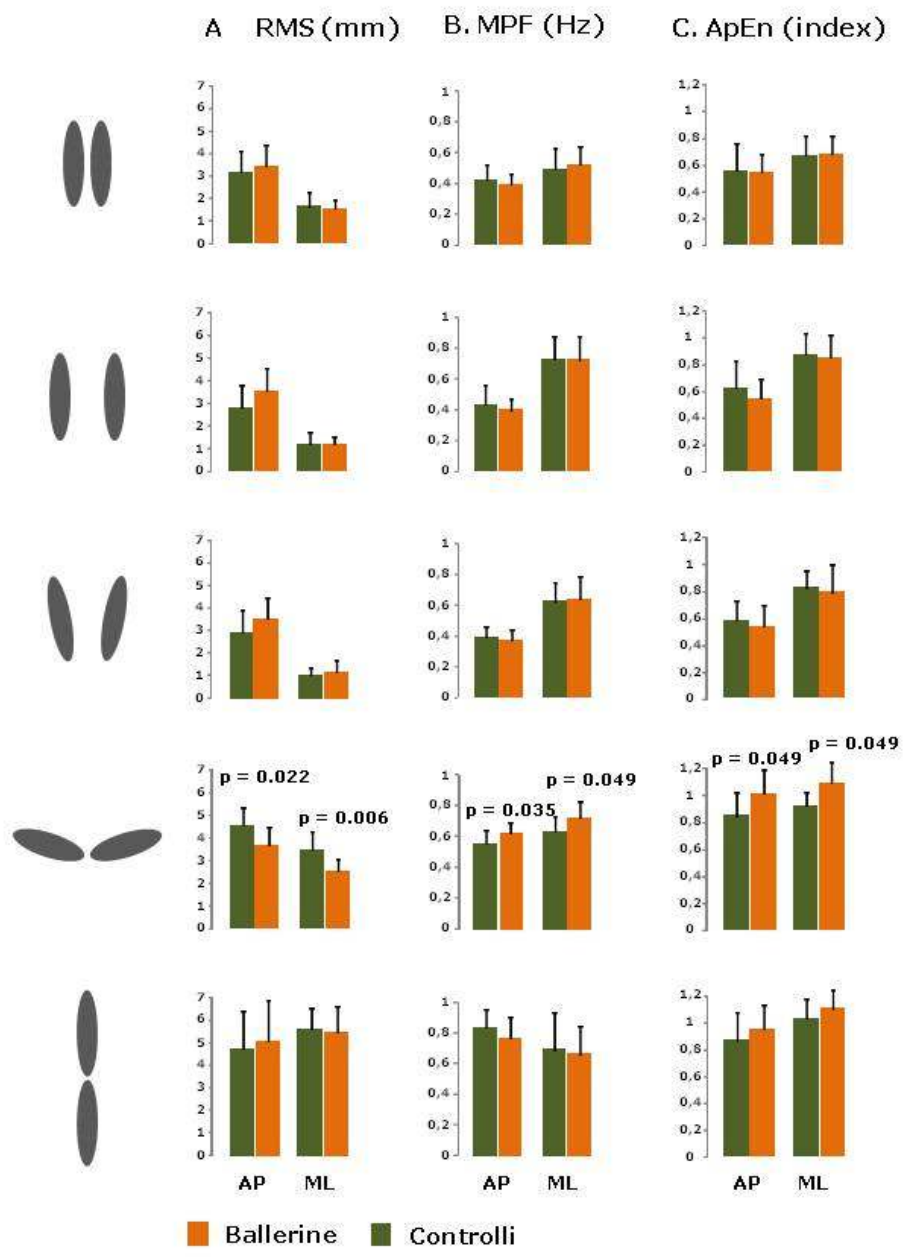


Figura 7. Riepilogo dell'analisi statistica per le posizioni statiche

direzione medio- laterale, anche gli altri parametri. Dalla tabella si può notare, inoltre, che il post hoc test (le ultime tre righe) indica che le differenze sono concentrate perlopiù tra la posizione SS1 confrontata rispettivamente con le posizioni SS2 ed SS3. Infine, La stessa analisi testimonia che i gruppi non producono alcun effetto significativo sulla variazione di tutti i parametri considerati.

Tabella 1. Riepilogo dell’analisi della varianza relativo alle posizioni standard.
NS: non significativo – I numeri indicano i livelli di significatività

	Sway Path	Area	RMS AP	RMS ML	MPF AP	MPF ML	ApEn AP	ApEn ML
GRUPPI	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS
POSIZIONE	0,008	0,0001	NS	0,0001	NS	0,0001	NS	0.002
POS*GRUPPI	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Pos SS1-SS2	NS	0,001	NS	0,0001	NS	0,0001	NS	0.0015
Pos SS1-SS3	0,036	0,003	NS	0,0001	NS	0,0001	NS	0.0002
Pos SS2-SS3	0,028	NS	NS	NS	NS	0,0001	NS	NS

ANALISI DELLE PROVE ESEGUITE IN CONDIZIONI DINAMICHE

Nella Fig. 8 sono illustrati esempi rappresentativi riguardanti i risultati delle prove dinamiche in due differenti soggetti.

Ogni tracciato descrive il movimento del CoP a partire dal segnale acustico di avvio della prova fino alla stabilizzazione della posizione unipodolica: si distingue un primo tratto rettilineo, che indica la bilanciata distribuzione del CoP fra i due appoggi, seguito da un tratto ascendente per l’arto destro (discendente per l’arto sinistro) che indica lo spostamento del

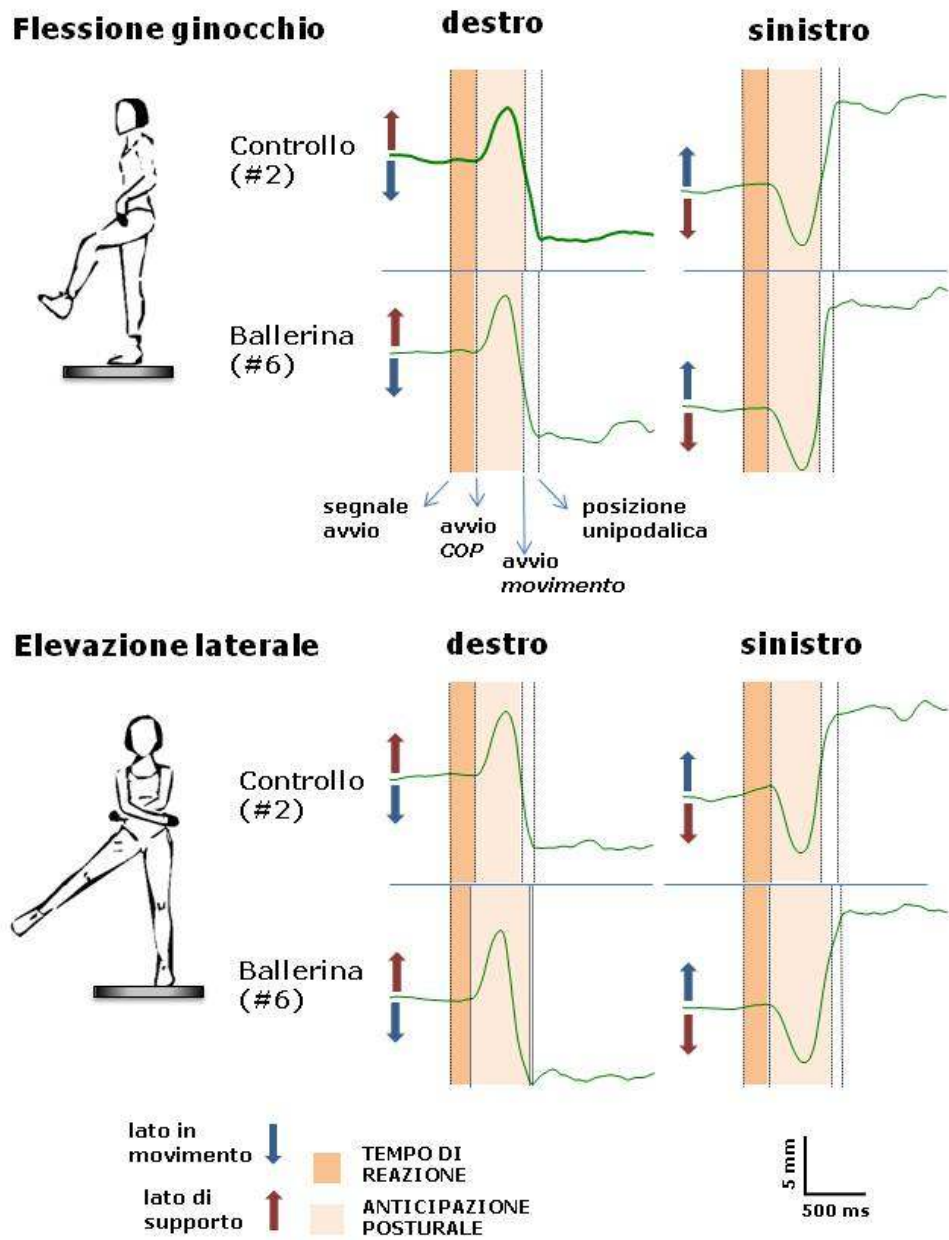


Figura 8. Esempi rappresentativi delle prove eseguite in forma dinamica. Le tracce rappresentano lo spostamento lungo l'asse medio-laterale del Centro di Pressione

CoP verso l'arto deputato a compiere il movimento; il tratto discendente per l'arto destro (discendente per l'arto sinistro) sta ad indicare il progressivo passaggio del CoP dall'arto che si muoverà verso l'arto d'appoggio fino alla completa stabilizzazione.

In ogni prova si possono individuare tre differenti intervalli temporali: quello iniziale, compreso fra il segnale acustico di inizio e l'avvio del CoP, rappresenta il tempo che il soggetto impiegava per cominciare il processo di aggiustamento posturale anticipatorio (TR = tempo di reazione); il successivo intervallo, compreso fra l'avvio del CoP e l'inizio del movimento dell'arto, rappresenta invece il tempo che il soggetto impiegava per completare l'aggiustamento posturale anticipatorio (Dur = durata aggiustamento posturale); l'ultimo tratto infine, compreso fra l'inizio del movimento e la posizione statica finale, rappresenta il tempo necessario al soggetto per stabilizzare la nuova posizione uni podalica (M-S=intervallo fra inizio movimento e inizio fase posturale statica)

Come si può osservare dalla Fig. 8 questi intervalli temporali sono risultati generalmente sovrapponibili tra i due soggetti nel movimento di flessione in avanti del ginocchio (Fig 8A), per ambedue gli arti. Nel caso dell'elevazione laterale (Fig. 8B), in particolare per l'arto dominante, la ballerina ha mostrato un'apprezzabile riduzione nel TR e nel M-S ed un parallelo aumento della durata dell'aggiustamento posturale anticipatorio (Dur) .

Il riepilogo statistico dei dati ha confermato le differenze descritte per i singoli soggetti: la Fig. 9, infatti, mostra che le uniche differenze significative sono emerse nel caso della elevazione laterale del piede dominante. In questo caso il TR risultava ridotto nelle ballerine (183 ms) rispetto ai soggetti di controllo (207 ms) con una significatività statistica corrispondente a $p = 0.006$; lo stesso comportamento è stato osservato per la M-S (88 ms, ballerine; 155 ms, controllo; $p = 0.027$) mentre per l'APA è stato riscontrato un maggior ritardo nelle ballerine (477 ms) rispetto al gruppo di controllo (339 ms) con una forte significatività statistica ($p = 0,006$). La durata complessiva dell'aggiustamento posturale (Dur) è rimasta invariata tra i due gruppi per cui il principale dato che emerge da questi

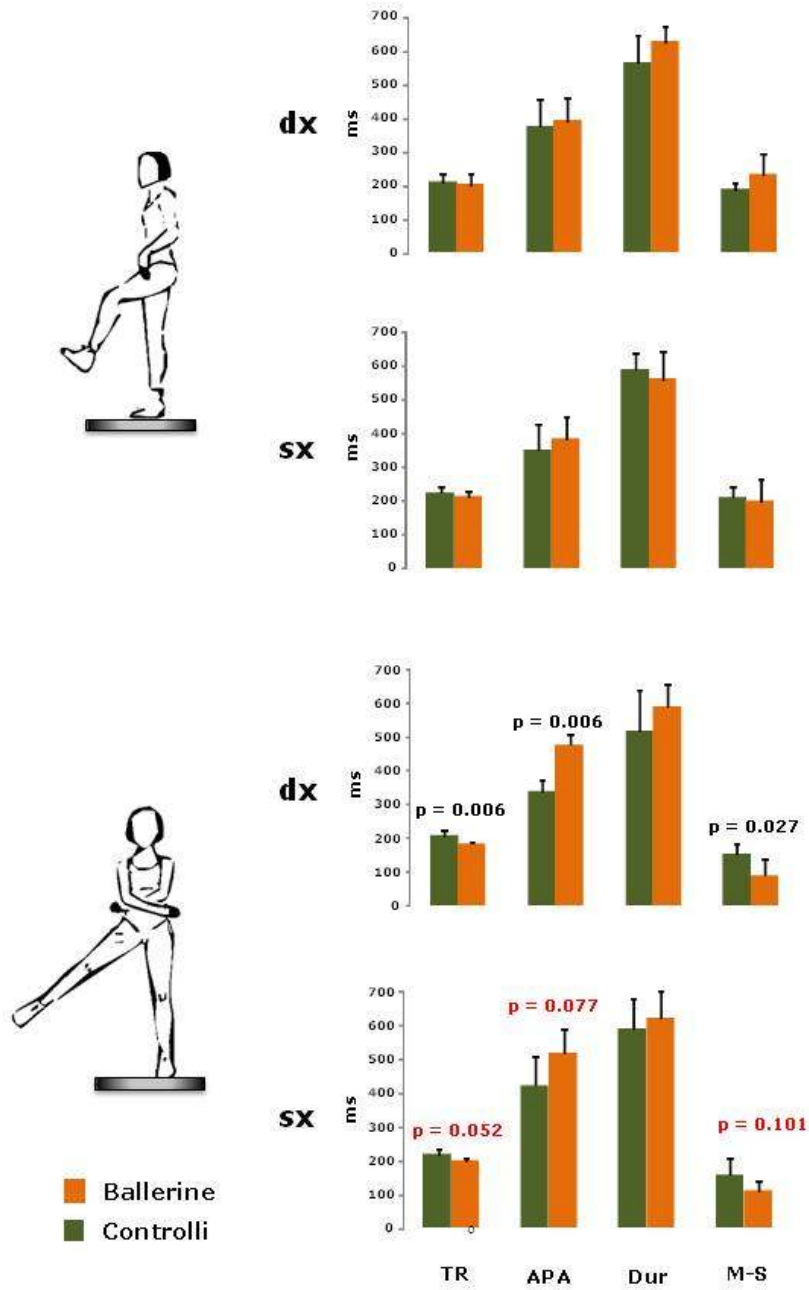


Figura 9. Riepilogo dell'analisi statistica per le prove eseguite in forma dinamica.

risultati riguarda un forte spostamento temporale dell'avvio del movimento dell'arto verso l'inizio della fase statica da parte delle ballerine rispetto al gruppo di controllo.

Per l'arto sinistro (i soggetti erano tutti destrorsi), durante le elevazioni laterali i valori dei diversi parametri temporali tendevano a differenziarsi tra i due gruppi nella stessa direzione osservata per il piede dominante. Le differenze erano, però, appena sopra il limite della significatività statistica con il risultato migliore a carico del TR ($p = 0.052$).

DISCUSSIONE

I dati sperimentali riportati in questa tesi permettono di affermare che la pratica della danza classica, seppur per lunghi periodi, non è in grado di produrre modelli generali tali da influenzare il controllo della stazione eretta in condizioni diverse rispetto all'esercizio praticato.

La quantificazione della stabilità posturale in condizioni statiche e degli aggiustamenti posturali in condizioni dinamiche, infatti, hanno evidenziato differenze significative tra il gruppo delle ballerine e quello dei soggetti di controllo solo nel caso in cui la postura richiesta dal protocollo sperimentale riguardava condizioni specificatamente associate alla pratica della danza classica. In particolare, la posizione dei piedi nella configurazione *duck* per la condizione statica e l'elevazione laterale dell'arto per la condizione dinamica, erano i casi in cui le ballerine presentavano una performance posturale migliore rispetto al gruppo di controllo. Le differenze erano a carico di tutti i parametri utilizzati per la valutazione degli spostamenti del CoP. Nelle prove in cui i piedi assumevano le configurazioni tipiche della vita quotidiana i due gruppi non presentavano alcuna differenza per tutti i parametri considerati ma nel confronto tra le posizioni sono state rilevate differenze significative soprattutto a carico delle oscillazioni lungo la direzione medio-laterale. Infine, la stabilità nella posizione tandem, poco ricorrente nella vita comune ma anche nell'attività coreutica, non risultava influenzata dall'esperienza specifica delle ballerine.

Nelle sezioni successive i risultati saranno discussi considerando prima l'effetto delle differenti posizioni dei piedi sulla stazione eretta indipendentemente dai gruppi e di seguito si commenteranno i dati riguardanti la forte specificità osservata nel comportamento delle ballerine sia in condizioni statiche che dinamiche. Una parte della discussione sarà dedicata a capire quale contributo questi risultati possono aver per comprendere il processo di transfer e nella sezione finale si cercherà, invece, di individuare le possibili implicazioni generali che

questi stessi risultati possono avere per capire i meccanismi di interazione tra postura e movimenti.

Effetto della configurazione dei piedi sulla stabilità della stazione eretta.

I risultati della comparazione tra le posizioni più comuni riportati in questo lavoro hanno confermato quanto è diffusamente noto in letteratura e che è in parte scontato (Tarantola e coll., 1997; Mouzat e coll., 2004; Kirby e coll., 1987; Liu e coll., 2002; Uimonen e coll., 1992): la postura eretta diventa più stabile quando la base di appoggio si allarga ma gli effetti sono dovuti alla distanza tra i piedi e non al loro angolo di apertura; inoltre, gli adattamenti della postura sono principalmente a carico delle oscillazioni lungo l'asse medio- laterale rispetto a quello antero- posteriore.

Rispetto agli autori citati, i nostri dati aggiungono importanti informazioni riguardanti il dominio delle frequenze e la misura della variabilità con un approccio non lineare. Infatti, sia la MPF che l'ApEn sono influenzate dalla posizione dei piedi con un pattern simile a quello visto per i parametri spazio-temporali. Le variazioni del contenuto delle frequenze ed un aumento della complessità dei movimenti del CoP indicano che gli aggiustamenti posturali che si verificano all'aumentare della superficie d'appoggio riguardano non solo la quantità delle oscillazioni posturali ma anche il modo in cui si muove il corpo quando scarica il peso sul piano d'appoggio.

Queste modalità di controllo della postura eretta relative a configurazioni della base d'appoggio tra le più comuni della vita quotidiana, sono risultate simili tra i due gruppi studiati tanto che l'analisi della varianza non ha mostrato alcun effetto dei gruppi sulla posizione dei piedi. La mancanza di effetti dei gruppi nelle tre posizioni standard rappresenta un primo dato a supporto dell'idea che la pratica della danza classica produca solo un guadagno specifico riguardante le abilità esercitate, senza alcuna significativa generalizzazione alle forme più familiari di mantenimento della stazione eretta.

Specificità della pratica motoria nell'apprendimento di abilità posturali.

I risultati ottenuti analizzando le variazioni del CoP durante il mantenimento della postura statica in condizioni standard sono una buona indicazione della specificità del processo di apprendimento di nuove abilità posturali durante la pratica della danza classica. Questi dati, però, non sono sufficienti ad affermare che le ballerine non abbiano acquisito alcuna forma di transfer. Si potrebbe, infatti, obiettare che la mancanza di transfer nelle posizioni standard potrebbe dipendere dall'elevata pratica in queste posizioni di ambedue i gruppi. Si potrebbe pensare, quindi, che le ballerine mostrino un guadagno nel controllo della postura rispetto ai soggetti sedentari solo nel caso in cui il nuovo compito posturale richieda il mantenimento dell'equilibrio in presenza di perturbazioni rare rispetto a quelle che si possono verificare nella quotidianità. Per questo motivo nel protocollo sperimentale di questo lavoro sono state introdotte le prove in stazioni erette con i piedi in configurazione *duck* e *tandem*. Nel primo caso ci aspettavamo un vantaggio a carico delle ballerine poiché la posizione con i piedi extraruotati è una delle specifiche posizioni del balletto classico; la posizione tandem, invece, costringeva i soggetti di ambedue i gruppi a cimentarsi con una posizione poco familiare sia nella vita comune che nell'attività coreutica. Le differenze significative evidenziate a favore delle ballerine solo nella posizione *duck* aggiungono un forte supporto al carattere strettamente specifico dell'apprendimento della danza classica.

Il processo di apprendimento di una nuova abilità può implicare la formazione di schemi interni generali utilizzabili per l'apprendimento di altre abilità. Gli autori che hanno studiato l'apprendimento motorio riportano una certa disomogeneità nella presenza di questi schemi in relazione alle diverse forme di movimento (Halsband e Lange, 2006; Whitacre e Shea, 2002; Wang e Sainburg, 2004; Savin e Morton, 2008; Poggio e Bizzi, 2004). Gran parte dei lavori sperimentali riguardano i movimenti degli arti in relazione ad altri segmenti corporei ed all'ambiente circostante (Criscimagna-Hemminger e coll., 2003; Francis, 2008; Malfait e coll.,

2002; Pereira e coll., 2010; Shadmehr e Moussavi, 2000; Vangheluwe e coll., 2004; Wang e Sainburg, 2009; Birbaumer, 2007; Burgess e coll., 2007). Questi studi, insieme ai pochi lavori relativi alla postura (Asseman e coll., 2004, 2008; Ahmed e Wolpert, 2009), mettono in gran risalto la difficoltà di identificazione dei fattori che possono favorire o bloccare il processo di transfer. Tra gli autori che si sono occupati di questa problematica, l'idea più diffusa riguarda le relazioni tra il livello della performance motoria e la presenza di transfer. E' ragionevole pensare che se l'abilità motoria fosse legata alla necessità di portare al massimo la performance, sia in termini energetici che di coordinazione motoria, verrebbero esaltate le caratteristiche di specificità a scapito della possibilità di generalizzazione. La generalizzazione delle abilità motorie, infatti, è molto utile quando è necessaria una forte flessibilità delle azioni in un ambiente che varia continuamente e dove le nuove richieste devono essere affrontate prontamente anche a svantaggio della qualità della performance. Quando, invece, è richiesto un livello elevato di performance, in un contesto stabile, il sistema nervoso sceglie di strutturare l'abilità motoria in funzione specifica di quel contesto arricchendola di dettagli e particolari difficilmente trasferibili ad altri contesti.

Questo è il caso della maggior parte delle attività sportive nelle quali le singole azioni avvengono in contesti ben definiti dalle regole dello sport praticato e devono avere la massima accuratezza senza correre il rischio che una qualsiasi forma di generalizzazione possa ridurre la performance. Alcuni studi sperimentali confermano questa idea evidenziando come, nei casi di sport fortemente strutturati, per esempio la ginnastica artistica, la ginnastica ritmica e le arti marziali, la performance motoria presenti alti livelli di specificità (Vuillerme e coll., 2001; Asseman e coll., 2004, 2008; Marin e coll., 1999). La danza classica appartiene alla categoria di attività fisiche con una forte componente di regole fisse che costringono i soggetti che la praticano ad esercitarsi in pratiche altamente stereotipate e strutturate.

L'importanza del contesto in cui avviene la pratica è stata evidenziata anche in lavori in cui i singoli elementi contestuali all'azione sono stati separati e studiati per comprendere l'importanza che possano avere nel determinare il transfer. Per esempio, nel caso del transfer

tra un'abilità motoria a carico dell'arto superiore appresa muovendo la spalla rispetto alla stessa azione eseguita muovendo il polso, si è rilevato che la mancanza di transfer era determinata dal diverso sistema di riferimento spaziale del movimento (Krakauer e coll., 2006). Infatti, i due movimenti venivano programmati dal SNC avendo, come riferimenti spaziali separati, nel primo caso la spalla e nel secondo il polso.

Un altro fattore risultato importante nella formazione di schemi generalizzabili è rappresentato dal contesto sensoriale. Se le due azioni vengono apprese con un diverso coinvolgimento dei sistemi sensoriali, l'apprendimento risulterà specifico a uno due contesti (Vuillerme e coll., 2001; Poggio e Bizzi, 2004; Perrin e coll., 2002). Di particolare interesse per interpretare dati di questa dissertazione risulta il lavoro di Hugel e coll. (1999) i quali hanno dimostrato che le ballerine sono più stabili dei sedentari solo se eseguono la performance posturale in condizione di occhi aperti. E' possibile, quindi, che i canali sensoriali, quello visivo ma anche quello propriocettivo, siano stati utilizzati dalle ballerine in una forma talmente specifica da non permettere alcun utilizzo in altri contesti.

Infine, Krakauer e coll., (2006), hanno dimostrato che un fattore determinante per la formazione di schemi trasferibili può essere il complesso dell'esperienza passata che ha portato all'apprendimento della nuova abilità. Questi autori hanno, infatti, dimostrato che abilità apprese a carico della spalla non vengono trasferite ai movimenti a carico del polso se i soggetti hanno esercitato il polso in altre azioni prima di verificare il transfer. Nelle ballerine l'apprendimento di posture specifiche, come la posizione *duck* o l'elevazione laterale dell'arto, non sono atti isolati ma sono strettamente legati a contesti motori più complessi (quelli della danza classica) tanto da condizionare il loro trasferimento in contesti in cui manca l'insieme della storia motoria che ha caratterizzato l'attività di una ballerina classica.

Nel loro insieme i dati presentati in questo lavoro e quelli più generali sulle modalità di produzione di schemi di transfer supportano l'idea che gli stessi fattori che determinano la presenza di schemi generalizzabili nel caso di movimenti di segmenti corporei possano essere alla base della mancanza di generalizzazione osservata in questo studio.

Aggiustamenti posturali anticipatori e transfer.

La parte del protocollo sperimentale che riguardava le prove di stabilità posturale in condizioni dinamiche ripropone uno schema di comportamento identico a quello osservato nelle condizioni di postura statica. Anche in questo caso ci si trova davanti a due differenti situazioni: da un lato un movimento comune, ricorrente fra le normali attività quotidiane, ovvero la flessione del ginocchio in avanti, che rimanda al classico atto di salita del gradino di una scala, dall'altro un gesto proprio della danza classica, l'elevazione laterale dell'arto. I risultati hanno confermato il carattere fortemente specifico del processo di apprendimento: se infatti nel primo movimento, la flessione in avanti, nessuna differenza è emersa tra i gruppi, nell'altro, l'elevazione laterale, seppure per l'arto dominante, si sono manifestate delle differenze ben precise nei parametri temporali. In particolare si è osservata una riduzione dei tempi di reazione posturale rispetto al segnale d'avvio e, parallelamente, un aumento degli intervalli dell'anticipazione posturale rispetto all'inizio del movimento dell'arto.

Questi dati forniscono interessanti spunti per comprendere quali sia stato il processo che ha permesso alle ballerine di adattare le relazioni tra postura e movimento. Le ballerine, infatti, non hanno modificato la durata dell'intero processo di aggiustamento posturale durante l'elevazione dell'arto ma, invece, hanno costruito nuove forme di coordinazione permettendo l'avvio dell'aggiustamento posturale in tempi più rapidi rispetto alle sedentarie e soprattutto spostando l'inizio del movimento (aumentando la durata dell'APA) verso il momento in cui tutto il peso si trova spostato verso il piede di appoggio. In questo modo si assolve ad uno dei compiti principale degli APA, che è quello di fornire un supporto al movimento che sta per essere avviato (Melvill Jones, 2000). Questo processo garantirebbe alle ballerine una stabile base di partenza per la modulazione ottimale di parametri motori quali l'escursione articolare, la velocità di esecuzione ed il mantenimento della posizione nel tempo.

Nell'insieme questi risultati estendono il blocco del processo di transfer anche a quella parte di controllo posturale che non riguarda semplicemente il controllo del baricentro ma anche la gestione degli aggiustamenti posturali associati ai movimenti del corpo. Lo schema ed i fattori esposti nella sezione precedente influenzano, quindi, i circuiti specifici del controllo posturale ma anche quell'insieme di strutture di controllo del movimento che sono in relazione con questi circuiti. Viene così confermata ulteriormente l'idea che il principale fattore nel determinare il transfer è il contesto globale in cui avviene l'azione e tutti gli aspetti del controllo motorio (informazioni sensoriali, APA e movimenti del corpo) rimangono specifici a quel contesto.

Le relazioni tra postura e movimento evidenziate in questa parte degli esperimenti possono fornire interessanti indicazioni anche per la comprensione del processo di anticipazione posturale in quanto tale. Gli APA sono stati largamente studiati ed osservati in diversi contesti motori (Melvill Jones, 2000; Massion 1992, 1994). Uno degli aspetti particolarmente dibattuti dagli studiosi è sempre stato il rapporto di dipendenza tra la componente posturale del controllo nervoso e quella specifica del movimento (Massion 1992; Aruin e Latash, 1995; Patron e coll. 2005). Alcuni ritengono che i due processi siano gestiti dal SNC come un unico processo (Bernstein, 1967; Massion, 1992) mentre altri sostengono che i processi siano separati anche se ben coordinati (Aruin e Latash, 1995; Aruin e coll., 2001). Gli esperimenti oggetto di questo studio non avevano l'obiettivo di analizzare nel particolare quest'aspetto, ma alcune considerazioni sulle differenze tra i parametri temporali osservati tra i due gruppi suggeriscono che i due processi di controllo possano essere separabili. Infatti, il tempo totale dell'aggiustamento posturale (tra l'inizio del movimento del CoP e l'inizio della fase statica) è rimasto invariato tra i due gruppi e l'unica differenza è stata a carico dell'inizio dell'avvio del movimento dell'arto. Sembrerebbe, quindi, che durante il processo di apprendimento le ballerine abbiano dissociato le due componenti per permettere un avvio del movimento più vicino alla fase statica senza modificare l'intero processo di aggiustamento posturale. Una conferma della possibilità di dissociare le due componenti viene da un lavoro recente di

Ahmed e Wolpert, (2009) che hanno dimostrato che l'APA acquisito durante movimenti dell'arto superiore eseguiti in posizione seduta può essere trasferito, indipendentemente dall'apprendimento del movimento dell'arto, alla posizione in stazione eretta. Anche se in questo lavoro non abbiamo osservato processi di transfer degli APA per i motivi esposti in precedenza, rimane possibile che gli adattamenti delle ballerine abbiano prodotto una progressiva dissociazione dei due processi per arrivare ad una stabilizzazione finale (quella osservata in questi esperimenti) che però è rimasta altamente specifica al contesto in cui si è formata.

Conclusioni

Gli esperimenti presentati in questa dissertazione dimostrano che le ballerine di danza classica non hanno vantaggi posturali significativi durante il mantenimento della stazione eretta sia nelle le posture più comuni che in quelle più perturbate. Questo risultato supporta l'idea che la formazione di modelli generali trasferibili ad altre condizioni venga bloccata durante l'apprendimento di nuove abilità posturali che richiedono prestazioni motorie molto elevate. La mancanza del transfer associata all'apprendimento di nuove posture può dipendere dalla elevata specificità del contesto sensoriale e dall'insieme di specifiche azioni che accompagnano l'apprendimento delle nuove abilità.

APPENDICE

La pedana dinamometrica è un'apparecchiatura in grado di rilevare le forze applicate sulla propria superficie durante lo svolgimento di compiti motori, ivi compresa la condizione di postura eretta stabile. Essa viene largamente impiegata nell'analisi posturale grazie alla relativa semplicità d'uso e all'importanza dei parametri che se ne possono derivare.

Nel dettaglio la piattaforma di forza è costituita da una serie di sensori piezoelettrici (ne esistono anche con sensori estensimetrici) in grado di misurare la polarizzazione elettrica indotta dalla deformazione meccanica applicata alla sua superficie. Essa è in grado di misurare in tal modo alcune grandezze cinetiche quali forze e momenti delle forze lungo le 3 direzioni (Figura 8). Per convertire correttamente i segnali elettrici nelle forze e momenti corrispondenti è necessaria un'attenta calibrazione della pedana effettuata tramite l'uso di matrici fornite dai costruttori che tengono in considerazione il fenomeno del cross-talk fra i vari canali. I segnali uscenti dalla pedana vengono poi trattati da un sistema costituito da un amplificatore , da un sistema di conversione analogico-digitale e da un sistema di elaborazione in grado di convertire i valori elettrici nelle forze e i momenti. Dalle grandezze cinetiche misurate viene in seguito ricavata la posizione del Centro di Pressione del corpo (CoP). Le coordinate del centro di pressione corrispondono al punto di applicazione della forza verticale sulla pedana, e dato che il momento di una forza è dato dalla forza stessa per il suo braccio si ha che:

$$M_x = F_z \cdot Y_{cop} \text{ e } M_y = F_z \cdot X_{cop}.$$

da qui si ottiene: $X_{cop} = M_y / F_z$ e $Y_{cop} = M_x / F_z$.

Per il calcolo del momento di torzione intorno all'asse Z (T_z), il valore veniva corretto mediante l'equazione

$$T_z = M_z + Y_{cop} * F_x - X_{cop} * F_y ,$$

dove M_z è il momento verticale prodotto dalla pedana e i termini successivi servono a correggere la distanza dal centro della pedana stessa.

BIBLIOGRAFIA

- Ahmed AA, Wolpert DM. (2009) - Transfer of dynamic learning across postures. *Journal of neurophysiology*. **102**, 2816-24.
- Allum JH, Honegger F, Schicks H (1993) – Vestibular and proprioceptive modulation of postural synergies in normal subjects. *Journal of Vestibular Research*, **3**, 59-85.
- Aruin AS, Latash ML (1995) - The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental Brain Research* **106**, 291–300.
- Aruin AS, Shiratori T, Latash ML (2001) - The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. *Experimental Brain Research* **138**, 458-66.
- Asseman F, Caron O, Crémieux J. (2004) - Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts? *Neuroscience letters*. **358**, 83-6.
- Asseman FB, Caron O, Crémieux J (2008) - Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? *Gait & Posture* **27**, 76-81.
- Balasubramaniam R, Wing A (2002) - The dynamics of standing balance. *Trends in Cognitive Sciences* **6**, 531-37.
- Bernstein N (1967). The co-ordination and regulation of movements. *London: Pergamon Press*.
- Birbaumer N. Motor learning: passing a skill from one hand to the other. (2007) - *Current biology*. **17**, R1024-6.

- Bottaro A, Casadio M, Morasso PG, Sanguineti V (2005) - Body sway during quiet standing: is it the residual chattering of an intermittent stabilization process? *Human Movement Science* **24**, 588-615.
- Büchle W, Knaup H, Brandt T (1984) - Time course of training effects on balancing on one foot. *Acta Oto-laryngologica Supplementum* **406**, 140-2.
- Burgess JK, Bareither R, Patton JL. (2007) - Single limb performance following contralateral bimanual limb training. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. **15**, 347-55.
- Chiari L, Rocchi L, Cappello A (2002) - Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics* **17**, 666-77.
- Criscimagna-Hemminger SE, Donchin O, Gazzaniga MS, Shadmehr R. (2003) - Learned dynamics of reaching movements generalize from dominant to nondominant arm. *Journal of neurophysiology*. **89**, 168-76.
- Francis JT. (2008) - Error generalization as a function of velocity and duration: human reaching movements. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*. **186**, 23-37.
- Halsband U, Lange RK. (2006) - Motor learning in man: a review of functional and clinical studies. *Journal of physiology, Paris*. **99**, 414-24.
- Hugel F, Cadopi M, Kohler F, Perrin P (1999) - Postural control of ballet dancers: a specific use of visual input for artistic purposes. *International Journal of Sports Medicine* **20**, 86-92.
- Jacono M, Casadio M, Morasso PG, Sanguineti V (2004) - The sway-density curve and the underlying postural stabilization process. *Motor Control* **8**, 292-311.
- Judge J, Lindsey C, Underwood M, Winsemius D (1993) - Balance improvements in older women: effects of exercise training. *Physical Therapy* **73**, 254-262.

- Kanaya K, Takahashi M (1998) - Long-term rail stance in healthy young adult women. *European Archives of Oto-rhino-laryngology* **255**, 229-34.
- Kavounoudias A, Roll R, Roll JP (2001) – Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of physiology* **532**, 869-878.
- Kirby RL, Price NA, MacLeod DA. (1987) - The influence of foot position on standing balance. *Journal of biomechanics*. **20**, 423-7.
- Krakauer JW, Mazzoni P, Ghazizadeh A, Ravindran R, Shadmehr R. (2006) - Generalization of motor learning depends on the history of prior action. *PLoS biology*. **4**, 1708-1898
- Liu J, Sun X, Fu M. (2002) - Influence of foot position in the static posturography. *Lin chuang er bi yan hou ke za zhi Journal of clinical otorhinolaryngology*.**16**, 162-163.
- Loram ID, Lakie M (2002) - Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *Journal of Physiology* **540**, 1111-24.
- Mah CD, Mussa-Ivaldi FA. (2003) - Generalization of Object Manipulation Skills Learned without Limb Motion. *J. Neurosci*. **23**, 4821-4825.
- Malfait N, Shiller DM, Ostry DJ. (2002) - Transfer of Motor Learning across Arm Configurations. *J. Neurosci*. **22**, 9656-9660.
- Marin L, Bardy BG, Bootsma RJ. (1999) - Level of gymnastic skill as an intrinsic constraint on postural coordination. *Journal of sports sciences*. **17**, 615-26
- Massion J (1992) - Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology* **38**, 35-56
- Massion J (1994) - Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology* **4**, 877-87.
- Maurer C, Mergner T, Peterka RJ (2006) – Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research*, **171**, 231-250

- Melvill Jones G., Posture. In: Principle of neural science. Eds: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. McGraw Hill, 2000
- Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ (2004) – Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Experimental Brain Research*, **157**, 526-536.
- Morasso PG, Sanguineti V (2002) - Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology* **88**, 2157-62.
- Mouzat A, Dabonneville M, Bertrand P. (2004) - The effect of feet position on orthostatic posture in a female sample group. *Neuroscience letters*. **365**, 79-82.
- 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.
- Obayashi S. (2004) - Possible mechanism for transfer of motor skill learning: implication of the cerebellum. *Cerebellum (London, England)*. **3**, 204-11.
- Patron J, Stapley P, Pozzo T. (2005) - Human whole-body reaching in normal gravity and microgravity reveals a strong temporal coordination between postural and focal task components. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*. **165**, 84-96.
- Pereira EAH, Raja K, Gangavalli R. (2010) - Effect of Training on Interlimb Transfer of Dexterity Skills in Healthy Adults. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*..
- Perrin P, Deviterne D, Hugel F, Perrot C (2002) - Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait & Posture* **15**, 187-94.
- Peterka (2000) – Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological Cybernetics* **82**, 335-343

- Pincus SM (1991) Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc. Natl. Acad. Sci.* 88: 2297-2301
- Poggio T, Bizzi E (2004) Generalization in vision and motor control. *Nature* **431**, 768–774.
- Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM (1996) - Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **43**, 956-66.
- Savin DN, Morton SM. (2008) - Asymmetric generalization between the arm and leg following prism-induced visuomotor adaptation. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale.***186**, 175-82.
- Shadmehr R, Mussa-Ivaldi F. (2000) - Spatial Generalization from Learning Dynamics of Reaching Movements. *J. Neurosci.* 20, 7807-7815.
- Slijper H, Latash ML, Mordkoff JT (2002) - Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. *Experimental Brain Research* **924**, 184-97.
- Tarantola J, Nardone A, Tacchini E, Schieppati M (1997) - Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. *Neuroscience Letters* **228**, 75-8.
- Uimonen S, Laitakari K, Sorri M, Bloigu R, Palva A. (1992) - Effect of positioning of the feet in posturography. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation.* **2**, 349-56.
- Vangheluwe S, Puttemans V, Wenderoth N, Van Baelen M, Swinnen SP. (2004) - Inter- and intralimb transfer of a bimanual task: generalisability of limb dissociation. *Behavioural brain research.* **154**, 535-47.
- Vuillerme N, Danion F, Marin L, Boyadjian A, Prieur JM, Weise I, Nougier V (2001) - The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters* **303**, 83-6.

Vuillerme N, Teasdale N, Nougier V. (2001) - The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. *Neuroscience Letters*. **311**, 73-76.

Wang J, Sainburg RL. (2004) - Limitations in interlimb transfer of visuomotor rotations. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*. **155**, 1-8.

Whitacre CA, Shea CH. (2002) - The role of parameter variability on retention, parameter transfer, and effector transfer. *Research quarterly for exercise and sport*. **73**, 47-57.

Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K (1998) - Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology* **80**, 1211-21.

INDICE

RIASSUNTO	1
INTRODUZIONE	4
LA POSTURA ERETTA	4
SISTEMI SENSORIALI DEPUTATI AL CONTROLLO DELLA POSTURA ERETTA	5
MECCANISMI DI CONTROLLO DELLA POSTURA ERETTA	6
APPRENDIMENTO MOTORIO E APPRENDIMENTO POSTURALE	9
SCOPO DELLA TESI	11
MATERIALI E METODI	13
SOGGETTI	13
APPARECCHIATURE	14
PROCEDURE	15
ANALISI DEI DATI	18
Analisi Posturografica	18
Analisi Statistica	20
RISULTATI	21
ANALISI DELLE PROVE ESEGUITE IN CONDIZIONI STATICHE	21
ANALISI DELLE PROVE ESEGUITE IN CONDIZIONI DINAMICHE	27
DISCUSSIONE	32
EFFETTO DELLA CONFIGURAZIONE DEI PIEDI SULLA STABILITÀ DELLA STAZIONE ERETTA.	33
SPECIFICITÀ DELLA PRATICA MOTORIA NELL'APPRENDIMENTO DI ABILITÀ POSTURALI.	34
AGGIUSTAMENTI POSTURALI ANTICIPATORI E TRANSFER.	37
CONCLUSIONI	39
APPENDICE	40
BIBLIOGRAFIA	42