

Dottorato in Bioingegneria XIX ciclo

*Relazione Attività di Ricerca
dell'Anno 2006*

SISTEMI A BIOFEEDBACK E REALTA' VIRTUALE PER LA RIABILITAZIONE MOTORIA

Dottorando: **Marco Dozza**

Supervisore: Prof. Angelo Cappello

Co-supervisor: Prof. Lorenzo Chiari
Prof.ssa Fay B. Horak

Controrelatore: Prof. Carlo Marchesi

Sommario delle attività svolte:

L'attività di ricerca dell'anno 2006 è stata principalmente orientata alla sperimentazione su soggetti sani e vestibolari unilaterali di sistemi ad audio-biofeedback (ABF) e a biofeedback tattile (TBF). In particolare, nel disegnare i protocolli sperimentali, si è cercato di tenere in considerazione due limiti individuati nel corso di questo dottorato relativi agli esperimenti in postura ortostatica eretta: 1) la dinamica limitata del compito posturale in esame e 2) l'impossibilità di quantificare opportunamente l'effetto di *apprendimento* spontaneo dovuto alla semplice ripetizione del compito motorio. Nei nuovi protocolli sperimentali, si è perciò deciso di esplorare compiti con maggiore componente dinamica quali la postura perturbata e il cammino. Inoltre si è cercato di disegnare questi nuovi protocolli in modo da facilitare l'analisi e la misura degli effetti di *apprendimento* e *trasferimento* che sono una normale ed inevitabile conseguenza della ripetizione dei compiti motori. I sistemi di ABF erano stati sviluppati ad hoc nell'ambito di questo progetto di ricerca negli scorsi anni, mentre il sistema di TBF è stato messo a disposizione dall'Harvard Medical School, Department of Otolaryngology, Boston (MA), USA.

Durante questo terzo anno di dottorato sono state inoltre portate a termine alcune attività già avviate nel corso dello scorso anno e culminate nella stesura di un nuovo articolo e nel completamento dell'iter di pubblicazione di due altri lavori iniziati negli anni precedenti. In particolare, questi ultimi studi saranno pubblicati su *Experimental Brain Research* e su *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* il mese di dicembre prossimo.

Tutte le attività sperimentali, svolte fra febbraio e marzo 2006, sono state supervisionate dalla Prof.ssa Fay B. Horak e dal Prof. Robert J. Peterka e portate a termine presso il Neurological Science Institute dell'Oregon Health & Science University di Portland (OR). Da sottolineare anche la collaborazione del Prof. Conrad Wall, III, del Dott. Antonio Nardone, del Prof. Frantisek Hlavacka, e del Prof. James S. Frank specie nella fase di decisione dei protocolli sperimentali da adottare.

In parallelo a queste attività di ricerca, i sistemi di ABF e visual biofeedback sviluppati nel corso di questo dottorato sono stati utilizzati presso il Montecatone Rehabilitation Institute per verificarne l'applicabilità a esercizi di riabilitazione per soggetti con trauma spinale. Questi stessi sistemi sono inoltre stati presentati nel corso di diversi eventi per la disseminazione scientifica per avvicinare il grande pubblico alle problematiche legate alla riabilitazione dei disturbi dell'equilibrio nonché alla sperimentazione dei sistemi a biofeedback.

Nel seguito di questa relazione sono presentati sommariamente i risultati ottenuti in due esperimenti svolti durante questo terzo anno di dottorato.

- 1) Risposta posturale alla perturbazione da pedana mobile durante l'uso del sistema ad ABF in soggetti sani.
- 2) Esercizio ripetuto del cammino tandem in soggetti vestibolari unilaterali con e senza l'utilizzo del sistema a TBF.

1. Risposta posturale alla perturbazione da pedana mobile durante l'uso di un sistema a ABF in soggetti sani.

Protocollo Sperimentale

Tredici soggetti sani (età 33 ± 7 anni, altezza 175 ± 10 cm, peso 78 ± 18 Kg) hanno mantenuto una postura ortostatica eretta con occhi chiusi su pedana mobile. La pedana era in grado di ruotare secondo una funzione pseudorandom perturbando la postura del soggetto sul piano medio-laterale e di misurare il centro di pressione (COP) del soggetto stesso. A tutti i soggetti è stato chiesto di mantenere l'equilibrio e, quando disponibile, rispondere all'ABF acustico (Fig. 1.1). Ogni soggetto è stato testato durante tre blocchi di cinque condizioni proposte in ordine casuale. Di queste cinque condizioni, quattro presentavano un segnale di ABF e una, di controllo, non presentava alcun ABF. L'ABF retroazionava l'informazione di pedana secondo quattro modalità di diverso contenuto informativo. Nella prima modalità veniva restituita sia l'informazione di direzione che quella di modulo dello spostamento del COP. Nella seconda e nella terza modalità veniva restituita solo l'informazione di modulo o di direzione dello spostamento del COP, rispettivamente. Infine, nella quarta modalità era restituito solamente un allarme. Le modalità di ABF sono riassunte in Fig. 1.2. In ogni prova, della durata di 3 minuti, sono state misurate: 1) lo spostamento del centro di pressione in direzione antero-posteriore (AP) e medio laterale (ML), 2) le accelerazioni all'altezza della settima vertebra cervicale (C7) e della quinta lombare (L5) in direzione AP e ML, 3) la posizione dell'anca e della spalla in direzione ML (Fig. 1.1). Dalle misure effettuate è stata poi calcolata la deviazione standard (SD) per i segnali di centro di pressione e accelerometrici in direzione ML. Inoltre, conoscendo il movimento della pedana e quello di spalla ed anca, è stato possibile stimare una funzione di trasferimento in grado di caratterizzare la risposta posturale dei soggetti alle diverse frequenze di rotazione della pedana.

Risultati e Discussione

In Figura 1.3 sono riportati i valori medi della SD del centro di pressione in direzione ML durante l'esperimento. Come è facile osservare, nel primo blocco di prove: 1) la performance migliore è raggiunta quando la massima quantità di informazione è disponibile; 2) la performance peggiore in assenza di biofeedback; 3) la sola informazione di modulo o direzione dello spostamento sono equivalenti in termini di oscillazioni posturali misurate dal COP; 4) la modalità di solo allarme dell'ABF è risultata nella peggiore performance nelle prove con ABF. L'effetto di apprendimento del compito è chiaramente mostrato dalla diminuzione della SD del COP passando dal primo blocco

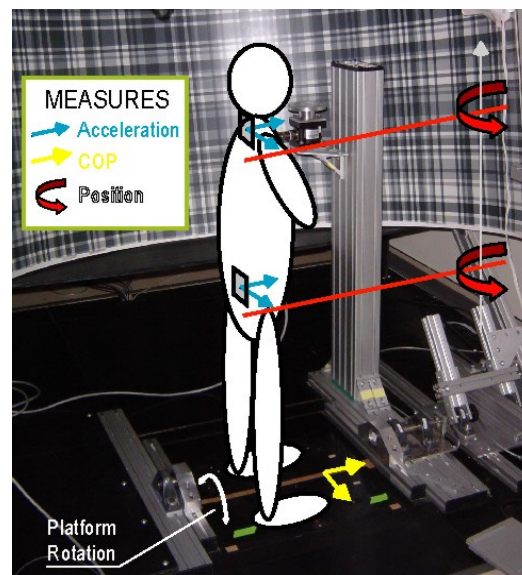


Fig.1.1 – Set-up sperimentale e misure eseguite durante l'esperimento.

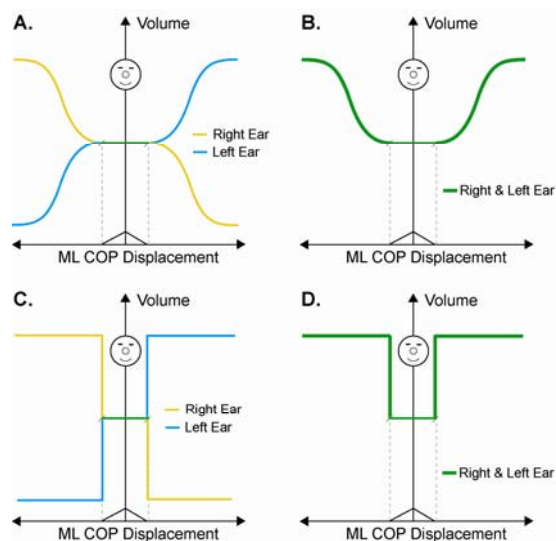


Fig.1.2 – Modulazione del volume nel canale destro e sinistro del suono stereo di ABF a seconda dello spostamento del COP nelle 4 modalità di restituzione analizzate. In A e C i canali sono controllati indipendentemente sulla base della direzione di movimento del COP. In B e D i canali sono controllati insieme.

al terzo blocco di prove (Fig. 1.3). Comunque sia, l'effetto del biofeedback continua a diminuire le oscillazioni posturali nonostante l'apprendimento spontaneo e comporta una diminuzione delle oscillazioni posturali anche nel terzo blocco dell'esperimento. Nonostante ciò, in questo terzo blocco la differenza fra le varie modalità di ABF risulta più limitata di quanto verificatosi nel primo blocco. Il fatto che, nel terzo blocco, l'effetto di un singolo allarme sia comparabile a quello di una sofisticata rappresentazione ABF codificante direzione e spostamento del COP suggerisce che, durante le ripetizioni del compito con gli altri sistemi di ABF, i soggetti abbiano imparato a risolvere l'ambiguità della modalità di allarme dell'ABF completandola con le altre informazioni sensoriali.

La Figura 1.4 mostra il comportamento delle SD di COP e accelerazioni mediate nel tempo. Dalla Figura 1.4 si evince che: 1) la condizione senza ABF comporta le più alte oscillazioni posturali in termini di COP e di accelerazioni

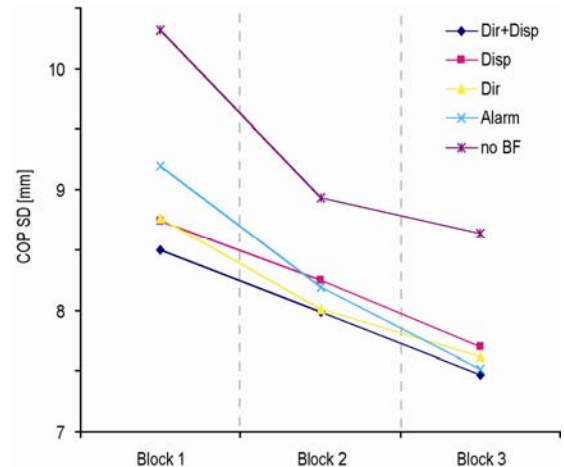


Fig. 1.3 – Deviazione standard dello spostamento medio-laterale del centro di pressione nel tempo

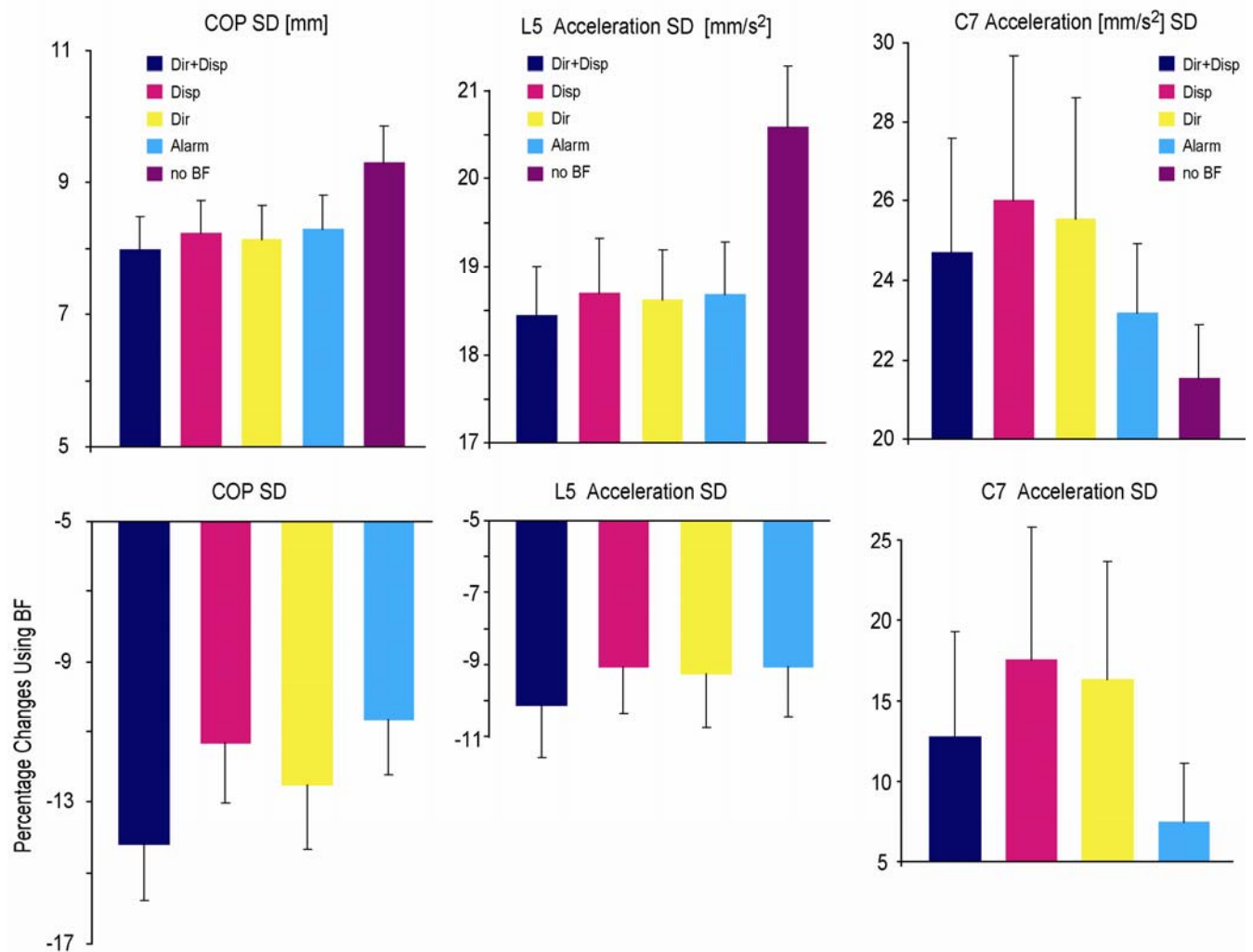


Fig.1.4 – Sopra: deviazione standard dello spostamento del COP e dell'accelerazione rilevata a L5 e C7 in tutte le 5 condizioni sperimentali. Sotto: cambiamenti percentuali occorsi alle tre SD utilizzando le 4 modalità di ABF in riferimento alla prova senza ABF.

rilevate a L5; 2) la modalità 1 dell'ABF (più completa rappresentazione dell'informazione) è quella in grado di ridurre maggiormente le oscillazioni posturali in termini di spostamento del centro di pressione e di accelerazioni rilevate a L5; 3) l'aumento (invece che diminuzione) delle accelerazioni rilevate all'altezza di C7 nelle condizioni con ABF suggerisce che una diversa strategia di correzione delle oscillazioni posturali sia impiegata quando l'informazione di COP viene fornita attraverso un sistema ABF al soggetto.

In Figura 1.5 sono riportati, per un solo soggetto rappresentativo, i guadagni delle funzioni di trasferimento stimate dai movimenti di spalla e anca durante l'esperimento per le prove senza ABF e con ABF codificante sia modulo che direzione dello spostamento del COP. Ancora una volta, si nota come ci sia un apprendimento del compito motorio nel tempo rappresentato da una diminuzione dei guadagni stessi nel tempo. Questo è vero sia per le prove con che per le prove senza ABF. Nel primo blocco di Figura 1.5 si nota inoltre come l'ABF diminuisca il guadagno alle basse frequenze (fino a 0.8Hz) mentre lo aumenta alle alte (da 2 Hz). Nel terzo blocco di Figura 1.5 si nota come l'ABF diminuisca il guadagno alle bassissime frequenze (0.02 Hz) mentre non modifica essenzialmente la risposta alle altre frequenze. Questo suggerisce che, in seguito al processo di apprendimento, l'ABF non sia più usato solo per un controllo closed-loop della risposta posturale ma sia inglobato nel comportamento complessivo del controllo posturale e quindi anche nella sua componente anticipativa.

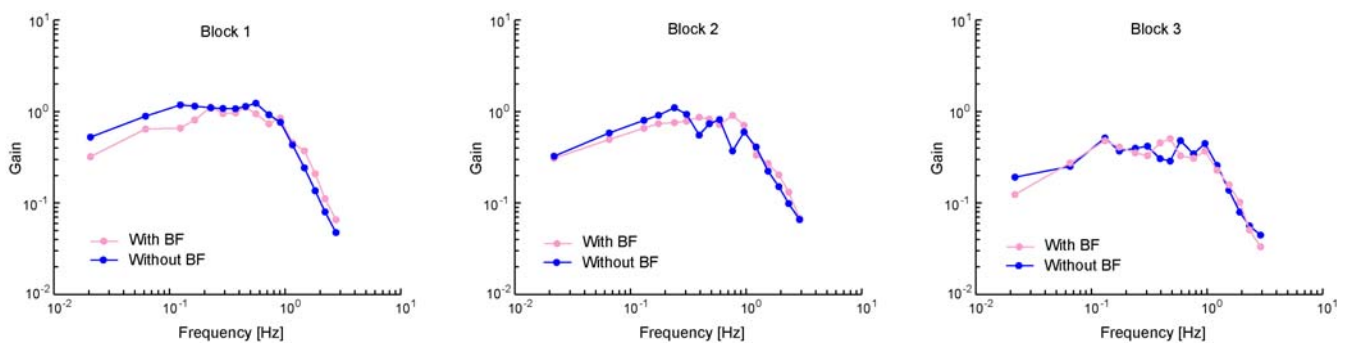


Fig.1.5 – Guadagni della funzione di trasferimento stimata dai movimenti di spalla e anca per un soggetto rappresentativo nei tre blocchi dell'esperimento. In blu, le prove senza ABF. In rosa, le prove con ABF dell'informazione di modulo e direzione dello spostamento del COP.

2. Esercizio ripetuto del cammino tandem in soggetti vestibolari unilaterali con e senza l'utilizzo del sistema a TBF.

Protocollo Sperimentale

Nove soggetti con severa insufficienza vestibolare unilaterale (UVL) hanno partecipato a questo esperimento dopo aver firmato un modulo per il consenso dell'esperimento. I nove soggetti con UVL (5 maschi e 4 femmine, età: 49 ± 11 anni, altezza: 172 ± 10 cm, e peso: 89 ± 21 Kg) sono stati divisi in due gruppi così che le differenze fra le età, altezze, e pesi medi nei due gruppi non fossero significativamente diversi se comparati con un T-test a due code. I due gruppi saranno indicati in seguito come Group 1stBF and Group 2ndBF. Tutti i soggetti non presentavano alcuna patologia di carattere ortopedico, o neurologico, a parte la severa insufficienza vestibolare nella parte sinistra (4 soggetti) o destra (5 soggetti). Alcuni dettagli sulla patologia dei soggetti sono riportati in tabella 2.1.

Apparato

Nel corso degli esperimenti, è stato chiesto ai soggetti di camminare con i piedi in posizione tandem, su una superficie solida, mentre un metronomo scandiva il tempo a 0.5Hz (30 battiti al minuto). Ai soggetti è stato chiesto di fare un passo per ognuno dei battiti del metronomo. La cinematica dei soggetti è stata registrata con un sistema Motion Analysis corredato di 8 telecamere Falcon. 20 marker sono stati montati simmetricamente sul corpo del soggetto (Figure 2.1). I marker sono stati fissati su diversi punti di reperi anatomico come da Figura 2.1. Durante tutte le prove i soggetti indossavano il sistema a TBF costituito di un corsetto con 4 colonne di 3 vibratori ciascuna e un sensore di inclinazione. Il corsetto è stato installato attorno al tronco del soggetto così che, 2 colonne di vibratori fossero applicate a ciascun lato del tronco del soggetto stesso. Il sensore è stato installato sull'anca destra del soggetto utilizzando una cintura di Velcro così che potesse rilevare l'inclinazione medio-laterale del tronco. Un computer (Powerbook G3) è stato usato per attivare i vibratori a seconda dell'inclinazione del tronco del soggetto. I 6 vibratori di ciascun lato venivano attivati due alla volta, partendo da quelli più in basso passando a quelli al centro e infine a quelli più in alto man mano che il tronco del soggetto si inclinava nella direzione in cui la vibrazione era restituita (Figura 2.2). In particolare, la prima coppia di vibratori era attivata quando l'inclinazione del tronco del soggetto raggiungeva 2 gradi, quella centrale a 7 gradi e la terza a 12 gradi. Durante l'esperimento tutti i soggetti hanno indossato la stessa maglietta così che l'intensità di vibrazione fosse il più simile possibile per tutti i soggetti. I dati sono stati acquisiti con una frequenza di 120Hz dal sensore di inclinazione e di 60Hz dal sistema stereofotogrammetrico.

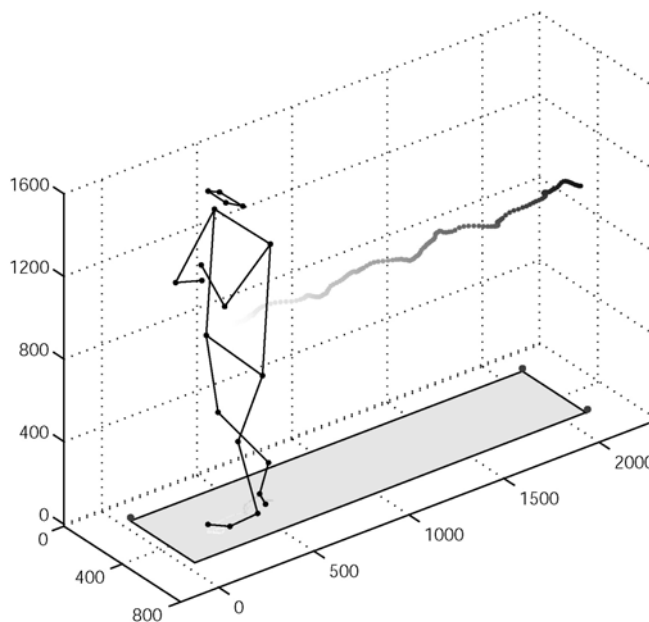


Fig 2.1 – Protocollo sperimentale. I cerchi neri rappresentano i marker installati sui soggetti per rilevarne la cinematica. La scia dietro la figura umana rappresenta il movimento del COM durante la prova.

Table 2.1 – Details on the UVL Subjects Involved in this Study

| ID | Age | Sex | Year of Loss | Pathology |
|----|-----|-----|--------------|---------------|
| 1 | 43 | F | 1998 | Ac. Neuroma |
| 2 | 42 | M | 1999 | Ac. Neuroma |
| 3 | 53 | M | 2002 | Ac. Neuroma |
| 4 | 56 | M | 2001 | Ac. Neuroma |
| 5 | 60 | F | 1994 | Ac. Neuroma |
| 6 | 46 | F | 1998 | Ac. Neuroma |
| 7 | 63 | F | 1994 | Ac. Neuroma |
| 8 | 49 | M | 1995 | Labyrinthitis |
| 9 | 26 | M | 1996 | Skull injury |

Protocollo sperimentale

Ogni soggetto ha eseguito 2 sessioni di 30 prove camminando con i piedi in posizione tandem, gli occhi chiusi, le braccia conserte, facendo un passo per ciascuno dei battiti del metronomo. La seconda sessione sperimentale ha avuto luogo 2 settimane dopo la prima. In entrambe le sessioni sperimentali, la prime e le ultime 3 prove sono state eseguite con il sistema TBF spento. Nelle 24 prove intermedie, le prove dei due gruppi sono state organizzate secondo un protocollo con *cross-over*. Infatti, Group 1stBF ha eseguito le 24 prove intermedie della prima sessione con il sistema TBF acceso e le 24 prove intermedie della seconda sessione con il sistema TBF spento. Group 2ndBF ha eseguito le 24 prove intermedie della prima sessione con il sistema TBF spento e le 24 prove intermedie della seconda sessione con il sistema TBF acceso. In ogni camminata i soggetti hanno percorso circa 2.5 metri così che fossero fatti almeno 5 passi completi.

Prima della prima sessione sperimentale, i soggetti hanno fatto esercizio della camminata con posizione tandem dei piedi per 5-10 minuti al fine di prendere un po' di confidenza con questo compito motorio. I soggetti hanno cominciato a esercitarsi con gli occhi aperti e senza metronomo, per poi passare a occhi chiusi e, in fine, a occhi chiusi seguendo il metronomo. I dati sono stati registrati una volta che i soggetti hanno dimostrato di aver compreso il compito motorio e di essere in grado di eseguirlo nonostante l'alto livello di difficoltà.

All'inizio del periodo di prova, tutti i soggetti hanno mostrato scetticità sulla loro capacità di eseguire il compito motorio nonostante poi, dopo 10 minuti di esercizio, la maggior parte di essi fosse effettivamente in grado di completare l'esperimento. I soggetti che non erano effettivamente in grado di eseguire il compito motorio sono stati esclusi da questo studio.

Analisi dei dati e analisi statistica

Dai dati cinematici e dalle misure antropometriche di ciascun soggetto, sono state ricavate le coordinate in 3D del centro di massa (COM) durante ciascuna prova. I dati di inclinazione e COM sono stati sincronizzati. I passi sono stati riconosciuti sulla base della posizione dei 6 marker sui piedi. La prima e l'ultima fase di volo del passo sono state trascurate nell'analisi dei dati per la determinazione dei parametri riportati in seguito.

La deviazione standard (SD) dell'inclinazione ML ricavata dal sensore del sistema a TBF è stata calcolata per ogni prova e usata come indicatore dell'abilità dei soggetti nel controllare i loro movimenti in risposta al segnale di TBF. La SD del COM in direzione ML è stata calcolata per ciascuna prova e usata come indicatore della stabilità ML del soggetto. Infine, la media della variazione ML della posizione dei piedi nei vari passi e la media dell'errore di frequenza del passo (cioè la differenza fra la frequenza reale del passo del soggetto e 0.5Hz) sono stati calcolati per ciascuna prova e usate come indicatori dell'accuratezza con cui i soggetti hanno eseguito la camminata tandem.

Durante le analisi, i parametri sono stati mediati fra i due gruppi di soggetti così che il protocollo di *cross-over* eliminasse l'influenza dell'eventuale differente apprendimento motorio fra le due sessioni sperimentali. Analisi di correlazione sono state usate per verificare la significatività statistica dei cambiamenti dei parametri durante le prove dovute all'atteso apprendimento del compito motorio. Dei semplici T-test sono stati utilizzati per verificare la significatività statistica della differenza dei parametri fra le diverse prove sperimentali. I parametri sono stati considerati indipendenti e di conseguenza la correzione di Bonferroni è stata utilizzata solo quando i T-test sono stati ripetuti sugli stessi parametri.

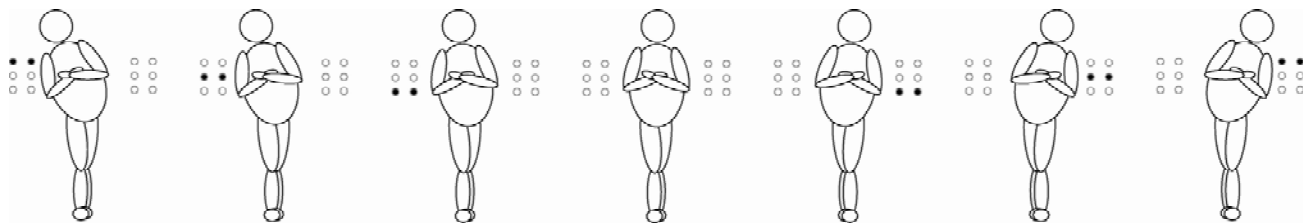


Fig.2.2 – Logica di attivazione dei vibratori in seguito all'inclinazione del tronco del soggetto

Risultati

a. Effetto della Ripetizione della Camminata Tandem

Nel corso dell'esperimento, tutti i soggetti hanno migliorato la loro stabilità come dimostrato dalla significativa riduzione di 1) inclinazione del tronco, 2) spostamento del COM, 3) variabilità del passo ML, 4) errore frequenziale del passo fra le prime prove e le ultime prove dell'esperimento (Tabella 2.2). Le Figure 2.3A-B mostrano alcuni dati grezzi relativi allo spostamento del COM e all'inclinazione del tronco di un soggetto rappresentativo nella prima e ultima prova della prima sessione sperimentale.

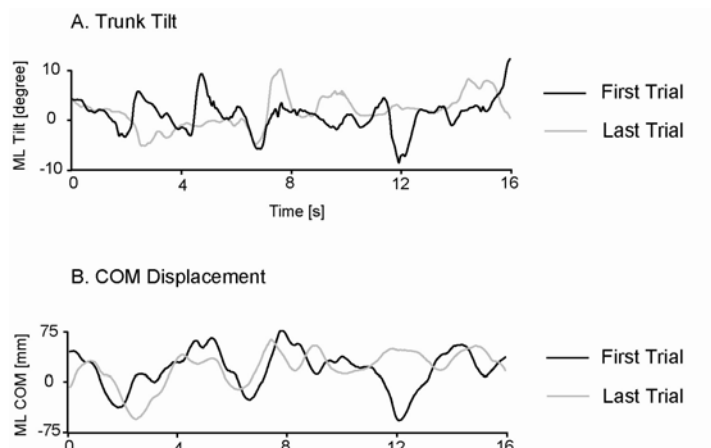


Fig 2.3 – Dati grezzi per un soggetto rappresentativo dello spostamento del COM (A) e inclinazione del tronco (B) durante la prima e ultima prova dell'esperimento

b. Effetto della Ripetizione della Camminata Tandem senza Biofeedback

Durante la sessione di esercizio senza TBF, la SD dell'inclinazione del tronco dei soggetti è cambiata significativamente. Infatti, il coefficiente di regressione dei valori della SD dell'inclinazione del tronco nel tempo è stato di $r^2=0.6$ e il valore nella prima prova era significativamente diverso ($p<0.05$) dalla ultima prova. La Figura 2.4A mostra la SD dell'inclinazione del tronco media nel tempo. Anche la SD dello spostamento del COM è cambiata significativamente durante l'esercizio senza TBF. Infatti, il coefficiente di regressione dei valori di SD dello spostamento del COM nel tempo è stato $r^2=0.7$ e il valore nella prima prova era significativamente diverso dall'ultima prova ($p<0.05$). La Figura 2.4B mostra la media della SD dello

Table 2.2 – Effect of two practice sessions on performing tandem gait

| Subject # | Before | | | | After | | | |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------------|------------------|-------------|--------------------|------------------|
| | Tilt SD [degree] | COM SD [mm] | Step Variance [mm] | Freq. Error [Hz] | Tilt SD [degree] | COM SD [mm] | Step Variance [mm] | Freq. Error [Hz] |
| 1 | 4.85 | 44.89 | 64.71 | 0.38 | 3.38 | 39.65 | 34.70 | 0.01 |
| 2 | 5.73 | 57.01 | 67.46 | 0.13 | 4.25 | 53.48 | 53.52 | 0.07 |
| 3 | 6.92 | 83.06 | 71.59 | 0.16 | 5.36 | 35.85 | 68.90 | 0.01 |
| 4 | 6.47 | 51.45 | 76.14 | 0.09 | 2.82 | 28.31 | 33.71 | 0.01 |
| 5 | 4.18 | 65.67 | 79.71 | 0.33 | 2.85 | 27.90 | 48.26 | 0.09 |
| 6 | 3.84 | 73.03 | 59.91 | 0.32 | 3.32 | 62.25 | 66.98 | 0.19 |
| 7 | 2.63 | 27.59 | 48.45 | 0.08 | 2.24 | 27.23 | 39.05 | 0.02 |
| 8 | 2.78 | 47.66 | 37.27 | 0.08 | 1.75 | 25.17 | 36.05 | 0.14 |
| 9 | 3.25 | 49.27 | 70.39 | 0.24 | 2.32 | 41.09 | 43.47 | 0.05 |
| Mean(SD) | 4.52(1.58) | 55.5(16.5) | 64.0(13.6) | 0.20(0.12) | 3.14(1.11) | 37.9(12.9) | 47.1(13.4) | 0.07(0.07) |

spostamento del COM nel tempo. La variabilità ML del passo si è significativamente ridotta nel tempo ($r^2=0.6$) durante l'esercizio della camminata tandem senza TBF. Comunque, il suo valore nella prima prova non si è rivelato significativamente diverso dalla ultima prova (Fig. 2.4C). L'errore della frequenza del passo non è cambiato significativamente nel tempo ripetendo la camminata tandem in questa sessione ($r^2=0.3$; $p>0.05$; Fig. 2.4D).

Effect of Practicing Tandem Gait without (Black) and with (Gray) BF on the 4 Parameters Analyzed

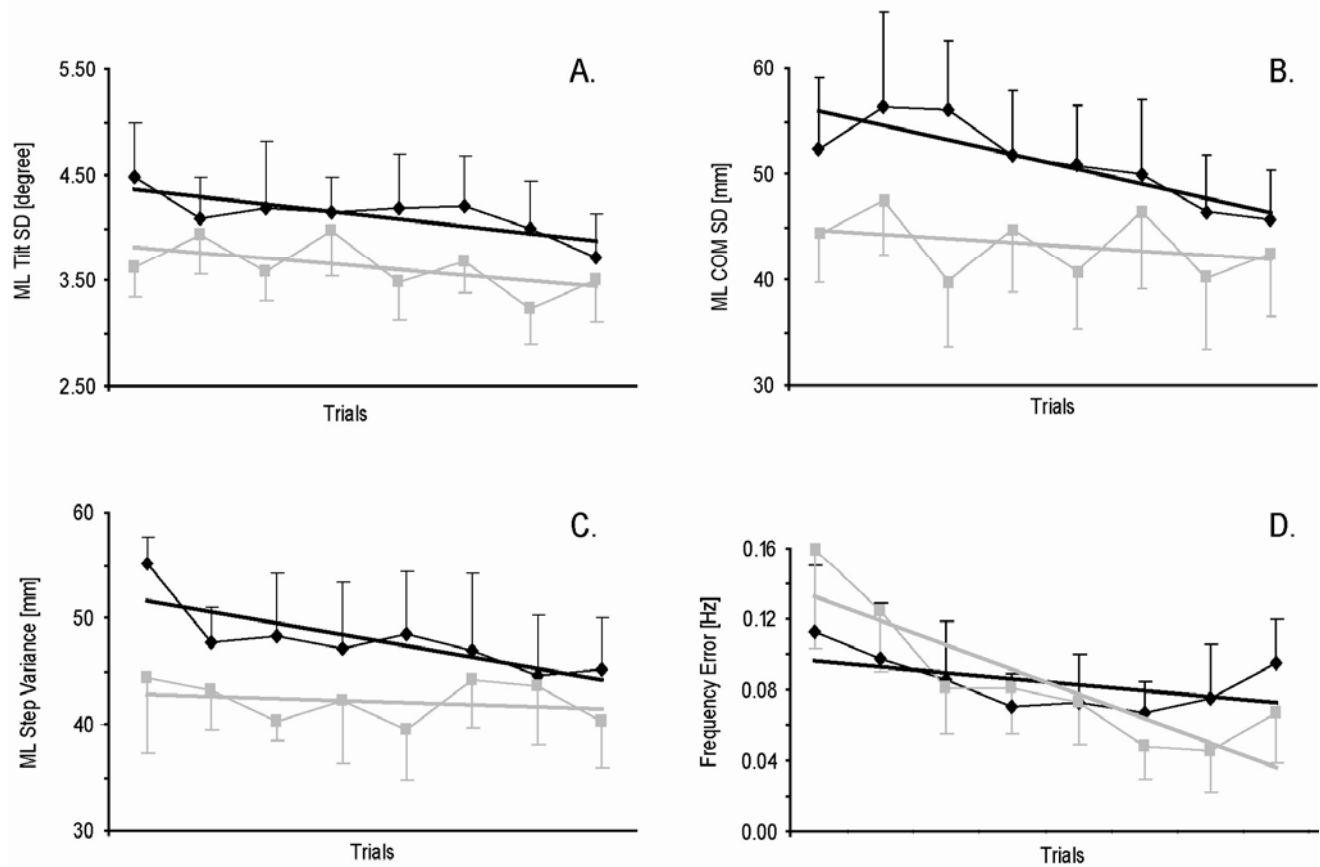


Fig.2.4 – Comportamento dei parametri durante le sessioni sperimentali con e senza TBF. Le barre d'errore rappresentano gli standard error. Sono inoltre mostrate le rette di regressione nel tempo.

c. Effetto della Ripetizione della Camminata Tandem con Biofeedback

Durante la sessione con TBF, i soggetti hanno consistentemente esibito minori 1) SD dell'inclinazione del tronco, 2) SD dello spostamento del COM e 3) variabilità del passo che nella sessione senza TBF ($p < 0.05$; Figura 2.4A-C). La correlazione della SD dell'inclinazione del tronco nel tempo ($r^2 = 0.3$) non è risultata significativa. Anche la correlazione dello spostamento del COM nel tempo ($r^2 = 0.17$) non è risultata significativa. La correlazione dell'errore di frequenza del passo nel tempo ($r^2 = 0.7$) è risultato significativo nonostante i valori medi della prima prova non fossero significativamente diversi da quelli dell'ultima prova ($p = 0.08$; Fig. 2.4D).

d. *Apprendimento con e senza Biofeedback*

Facendo esercizio di camminata tandem senza TBF i soggetti hanno diminuito significativamente ($p < 0.05$) l'inclinazione del tronco, la SD dello spostamento del COM, la variabilità del passo, e l'errore di frequenza del passo (Tab. 2.3; Fig. 2.5). Dopo l'esercizio con TBF, solamente l'errore della frequenza del passo è cambiata significativamente ($p < 0.05$) in confronto alle prove eseguite prima della sessione di esercizio (Tab. 2.3; Fig. 2.5). La SD dell'inclinazione del tronco e della variabilità del passo non sono cambiati significativamente dopo l'esercizio con il TBF. La SD dello spostamento del COM è diminuita per la maggioranza dei soggetti dopo l'esercizio con TBF nonostante questa diminuzione non si sia rivelata statisticamente significativa sull'intera popolazione ($p = 0.08$; Fig 2.5).

Retention after Practicing Tandem Gait without (Black) and with (Gray) BF

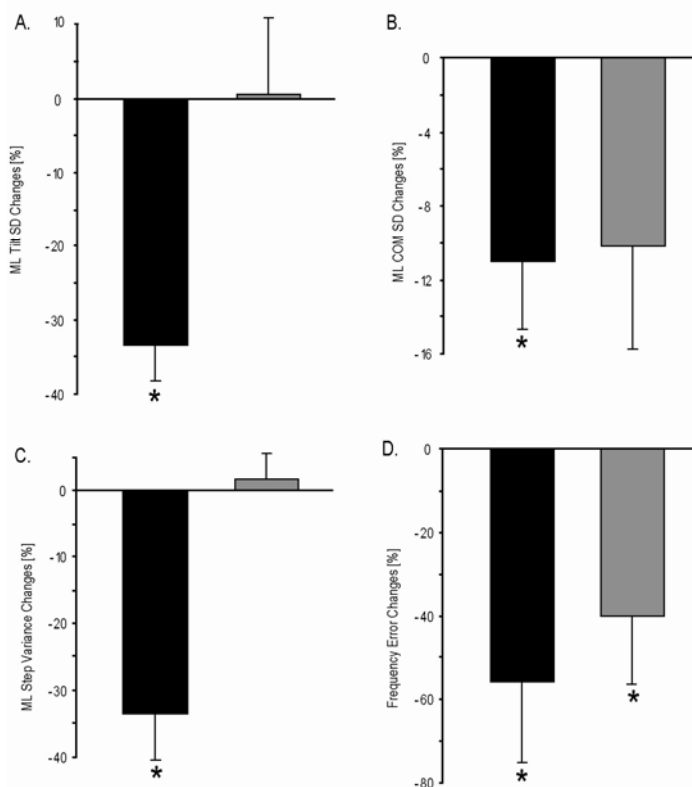


Fig.2.5 – Effetto di ritenzione dell'apprendimento dopo le sessioni con e senza TBF.

Table 2.3 – Retention/Learning effects of practicing tandem gait without or with BF

| Subject # | Without BF | | | | With BF | | | |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------------|------------------|-------------|--------------------|------------------|
| | Tilt SD [degree] | COM SD [mm] | Step Variance [mm] | Freq. Error [Hz] | Tilt SD [degree] | COM SD [mm] | Step Variance [mm] | Freq. Error [Hz] |
| 1 | -37.34 | -4.40 | -44.67 | -86.94 | -7.98 | 13.61 | -13.74 | -78.89 |
| 2 | -22.31 | -18.65 | -25.12 | -71.53 | 67.03 | 11.14 | 1.76 | 29.26 |
| 3 | -44.51 | 2.40 | -64.48 | -91.70 | -25.83 | -9.06 | 14.40 | -89.00 |
| 4 | -61.07 | -32.99 | -41.76 | -64.40 | -26.22 | -23.08 | 14.86 | -81.27 |
| 5 | -44.65 | -16.40 | -61.57 | -98.06 | 8.88 | -39.05 | -11.40 | 38.00 |
| 6 | -31.83 | -7.24 | -23.38 | -49.50 | 15.83 | -19.86 | 4.07 | -13.57 |
| 7 | -22.85 | -15.21 | -11.57 | -84.96 | 5.34 | -1.27 | -6.32 | -65.50 |
| 8 | -23.70 | -4.03 | -25.86 | 87.60 | -1.19 | -14.20 | 3.68 | -29.42 |
| 9 | -12.02 | -2.31 | -3.27 | -41.43 | -31.44 | -9.80 | 8.30 | -69.82 |
| Mean(SD) | -33.4(15.0) | -10.9(10.9) | -33.5(21.1) | -55.7(57.0) | 0.5(30.1) | -10.2(16.6) | 1.7(10.4) | -40.0(48.5) |

Partecipazione a conferenze internazionali:

- *IV Posture Symposium*, 25-28 Giugno 2006 – Smolenice, Repubblica Slovacca.

Conferenze e seminari didattici:

- *Scientific Argumentation in Research Papers*, seminario tenuto dalla Prof.ssa Sandra Oster, 6-9 Novembre, 2006.
- *Advanced Technologies for Neuro-Motor Assessment and Rehabilitation*, Monte San Pietro 18-24 Giugno, 2006.
- *XXV Scuola Annuale di Bioingegneria*, Bressanone, 25-28 Settembre 2006.

Pubblicazioni apparse (o in fase di sottomissione/preparazione) su riviste internazionali riguardanti:

- **M. Dozza**, L. Chiari, B. Chan, L. Rocchi, F.B. Horak and A. Cappello, “Influence of a Portable Audio-Biofeedback Device on Structural Properties of Postural Sway”, *J Neuroengineering Rehabil.* , vol.2:13, 31 May 2005.
- **M. Dozza**, L. Chiari and F.B. Horak, “Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss”, *Arch. Phys. Med. Rehab.* , vol.86(7), pp. 1401-3, July 2005.
- L. Chiari, **M. Dozza**, A. Cappello, F.B. Horak, V. Macellari and D. Giansanti, “An accelerometry-based system for balance improvement using audio-biofeedback”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* , vol.52(12), December 2005.
- **M. Dozza**, F.B. Horak and L. Chiari, “Auditory Biofeedback Substitutes for Loss of Sensory Information in Maintaining Stance”, *Exp. Brain Res.* (in stampa), 2006.
- **M. Dozza**, L. Chiari, F. Hlavacka, F.B. Horak and A. Cappello, “Effects of Linear versus Sigmoid Coding of Visual or Audio Biofeedback for the Control of Upright Stance” *IEEE Trans. Neur. Syst. Rehanb. Eng.* (in stampa), 2006.
- **M. Dozza**, F.B. Horak, L. Chiari and J. Frank, “Direction specificity of audio-biofeedback for postural sway”, (in preparazione).

Pubblicazioni su atti di conferenze nazionali e internazionali:

- L.Chiari, **M.Dozza**, V.Macellari, G.Maccioni, and D.Giansanti, “Set-up of a biofeedback system for posture control based on a wearable device”, extended abstract, *Gait & Posture*, vol. 16(Suppl.1), pp. S222-3, 2002.
- D.Giansanti, L.Chiari, **M.Dozza**, V.Macellari, G.Maccioni, and A.Cappello, “Change in trunk inclination induced by an audio biofeedback system for posture control”, extended abstract, *Gait & Posture*, vol. 18(Suppl.1), p. S9, 2003.
- **M.Dozza**, L.Chiari, F.B.Horak, and R.J.Peterka, “Audio biofeedback as a source of balance information for vestibular loss subjects”, extended abstract, *Gait & Posture*, vol. 18(Suppl.1), pp. S9-S10, 2003.
- **M.Dozza**, A.Cappello, F.B.Horak, and L.Chiari, “How Audio-biofeedback of Trunk Acceleration Affects Feed-forward and Feed-back Control of Posture”, *Gait & Posture*, vol. 20(Suppl.1), pp. S123-4, 2004.
- L.Rocchi, C.Minardi, M.Mancini, **M.Dozza**, F.Rasi, and L.Chiari, “ Kinematic assessment of walking through narrow spaces in subjects with Parkinson’s disease”, *Gait & Posture*, vol.21(Suppl.1),p.S98, June 2005.
- F.B.Horak, **M.Dozza**, and L.Chiari, “Audio biofeedback: sensory substitution for vestibular loss”, *Gait & Posture*, vol.21(Suppl.1),pp.S131-2, June 2005.
- **M.Dozza**, L.Chiari, A.Cappello, and F.B.Horak, “ Visual vs audio biofeedback for the control of upright posture”, *Gait & Posture*, (in press).
- M.Mancini, L.Rocchi, C.Minardi, **M.Dozza**, F.Rasi, and L.Chiari, “Design of an experimental set-up for the quantitative assessment of walking through narrow spaces in subjects with Parkinson’s disease”, *Gait & Posture*, (in press).
- D.Giansanti, L. Chiari, V. Macellari, G. Maccioni, **M. Dozza**, and A. Cappello, “Energetic assessment of trunk postural modifications induced by an audio-biofeedback system”, *Gait & Posture*, (in press).
- **M.Dozza**, F.B.Horak, R.J.Peterka, and L. Chiari, “Balance Improvement in Subjects with Vestibular Loss Using an Audio Biofeedback System”, *Proc. Neural Control of Movement*, Santa Barbara, CA, April 22-27, 2003.

- **M.Dozza**, L.Chiari, R.J.Peterka, F.B. Horak, and F. Hlavacka, “Controlling Posture Using an Audio Biofeedback System”, Third International Posture Symposium, “Human Posture Control: Physiology, Disorders, Modeling and Balance Rehabilitation”, Sept. 6 – 9, 2003, Smolenice Castle, Slovakia, p.39.
- **M.Dozza**, F.B. Horak, L.Chiari, and R.J.Peterka, “Audio Biofeedback as a source of balance information for vestibular loss subjects”, 2003 Biomedical Engineering Society (BMES) Annual Fall Meeting, “Research, Education and Industry in Biomedical Engineering: Closing the Loop”, Oct. 1-4, 2003, Nashville, TN.
- F.B.Horak, **M.Dozza**, R.J.Peterka, C.Wall III, and L.Chiari, “Effects of Audio Biofeedback on postural stability of subjects with vestibular loss”, Neuroscience 2003, the Society for Neuroscience 33rd Annual Meeting, New Orleans, November 8 - 12, Program No. 272.9. 2003 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Washington, DC: Society for Neuroscience, 2003.
- F.Horak, **M.Dozza**, R.Peterka, and L.Chiari, “What do subjects learn from audiobiofeedback for postural verticality?”, Proc. Neural Control of Movement, Barcelona, March 2004
- L.Chiari, **M.Dozza**, A.Cappello, and F.B.Horak, “Influence of audio feedback on structural properties of postural sway”, Proc. XVth Congress of the International Society of Electrophysiology & Kinesiology, Boston, June 18-21, 2004, p.246.
- **M.Dozza**, L.Chiari, F.B.Horak, “A Portable Audio-biofeedback System to Improve Postural Control”, Proc. 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, September 1-5, 2004.
- C.Wall III, L.E.Oddsson, F.B.Horak, D.W.Wrisley, **M.Dozza**, "Applications of vibrotactile display of body tilt for rehabilitation", Proc. 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, September 1-5, 2004.
- **M.Dozza**, F.B.Horak, and L.Chiari, “Audio Biofeedback of trunk acceleration improves balance in subjects with bilateral vestibular loss”, Proc. 28th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Portland, September 8-11, 2004.
- F.B.Horak, **M.Dozza**, and L.Chiari, “Audio-biofeedback of trunk sway compensates for lack of vestibular, somatosensory, or visual information”, Proc. ACRM-ASNR joint Conference, Chicago, September 28-October 2, 2005.
- **M.Dozza**, L.Chiari, A.Cappello, F.B.Horak, “Augmented sensory information from auditory biofeedback for the control of posture”, Proc. IV Posture Symposium, Smolenice Castle, Slovak Republic, June 25-28, 2006.
- L. Chiari, **M.Dozza**, V.Macellari, G.Maccioni, D.Giansanti, “Set-up di un sistema a biofeedback per il controllo posturale basato su di un dispositivo indossabile”, Atti 3° Congresso della Società di Analisi del Movimento in Clinica, p.96, Bologna, 13/15 ottobre 2002.
- D.Giansanti, L.Chiari, **M.Dozza**, V.Macellari, G.Maccioni, A.Cappello, “Cambiamento nell’inclinazione del tronco indotta da un sistema con biofeedback audio per il controllo della postura”, Atti 4° Congresso della Società di Analisi del Movimento in Clinica, p.45, Catania, 22/25 ottobre 2003.
- **M.Dozza**, L.Chiari, F.B.Horak, R.Peterka, “Utilità di un biofeedback audio nel trattamento dei disordini dell’equilibrio in pazienti vestibolari”, Atti 4° Congresso della Società di Analisi del Movimento in Clinica, p.46, Catania, 22/25 ottobre 2003.
- **M.Dozza**, A.Cappello, F.B.Horak, L.Chiari, “Effetto di un sistema a biofeedback audio sulle componenti feedback e feedforward del controllo posturale”, Atti V Congresso Nazionale SIAMOC, p.39, Loano (SV), 3-5 ottobre 2004.
- **M.Dozza**, L.Chiari, A.Cappello, F.B.Horak, “Biofeedback visivo e acustico per il controllo della postura ortostatica eretta a confronto”, Atti VI Congresso Nazionale SIAMOC, Tirrenia (PI), ottobre 2005
- E.Santarmou, **M.Dozza**, L.Chiari., M.Lannocca, Cappello A., “Audio-biofeedback basato su sensori di pressione in soletta per il miglioramento dell’equilibrio”, Empoli, ottobre 2006
- **M. Dozza**, L. Chiari, A.Cappello, F.B. Horak, “Augmented sensory information from auditory biofeedback for the control of posture”, Proceedings of IV Posture Symposium, Smolenice, giugno 2006.

Premi e riconoscimenti:

- 1° premio, VI Design-In Award: per il progetto “Biofeedback Wireless Wearable System” (Progetto applicativo elettronico più innovativo nel settore delle Sensor Network, Fortronic 2005, www.design-inaward.tecnoimprese.it)
- 2° posto per il premio AURION, per la presentazione “Visual vs Audio Biofeedback for the Control of Upright Posture” al congresso SIAMOC tenutosi a Tirrenia (PI), Ottobre 2005.