

# 18° Congresso della Società Italiana di Analisi del Movimento in Clinica (SIAMOC)

Politecnico di Torino, Torino, Italia, 4-7 Ottobre 2017



**XVIII**  
CONGRESSO  
**SIAMOC**  
TORINO 2017



## Abstracts presentati nella:

### Sessione Orale 6 – Controllo motorio

- O35 - La riduzione della perturbazione esterna proporzionalmente alla co-contrazione dei muscoli del polso di un operatore riduce l'errore di tracciamento ed il consumo di energia ..... 1
- O36 - Controllo motorio modulare dell'arto controlaterale nel cammino di amputati trans-femorali ..... 2
- O37 - Un nuovo approccio alla valutazione sperimentale della sinergia neuromuscolare in soggetti con Disabilità Intellettiva ..... 3
- O38 - Stimolazione Elettrica Funzionale basata su sinergie muscolari durante cammino su treadmill per il miglioramento della locomozione in pazienti con ictus cronico. Studio pilota randomizzato controllato ..... 4
- O39 - Sinergie muscolari e analisi dell'attivazione nel Nordic walking rispetto al cammino convenzionale ..... 5
- O40 - Forze di interazione e sincronizzazione del passo durante il cammino con contatto della mano 6

**O35 - La riduzione della perturbazione esterna proporzionalmente alla co-contrazione dei muscoli del polso di un operatore riduce l'errore di tracciamento ed il consumo di energia**

**D. Borzelli<sup>1</sup>, S. Pastorelli<sup>1</sup>, E. Burdet<sup>2</sup>, A. d'Avella<sup>3,4</sup>, L. Gastaldi<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Politecnico di Torino, Torino, <sup>2</sup> Imperial College London, Londra, UK, <sup>3</sup> Università di Messina, Messina, <sup>4</sup> Fondazione Santa Lucia, Roma

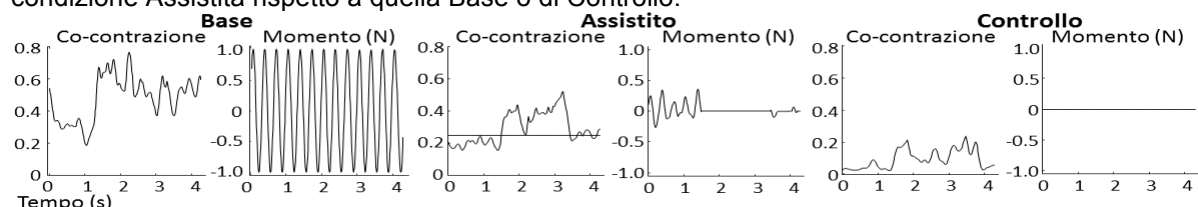
**INTRODUZIONE**

L'irrigidimento di un arto per stabilizzare le interazioni con l'ambiente, è richiesto in molte lavorazioni. Un dispositivo esterno (ad esempio un esoscheletro) può generare la rigidità richiesta, permettendo all'operatore di ridurre la co-contrazione necessaria a contrastare le instabilità [1]. Questo studio ha valutato la risposta in presenza di una perturbazione la cui ampiezza è ridotta proporzionalmente alla co-contrazione dei muscoli del polso, in termini di prestazioni e riduzione di energia.

**METODI**

Nove soggetti (età  $27.7 \pm 4.0$ ) hanno preso parte allo studio dopo aver firmato un consenso informato. La mano e l'avambraccio destro sono stati connessi ad un'interfaccia aptica (Hi5 [2]) che permetteva sia il movimento del polso, sia la generazione di momenti di estensione e flessione. Sono stati registrati la posizione angolare del polso, il momento esercitato ed il segnale sEMG dei muscoli flessore radiale del carpo (FCR) ed estensore radiale del carpo (ECR), normalizzati alla massima co-contrazione volontaria come in [2].

In una prima fase è stato chiesto ai soggetti di esercitare il massimo momento volontario in flessione ed estensione, successivamente di muovere il polso in modo da seguire un bersaglio che si spostava con moto sinusoidale ( $f = 0.23$  Hz) mentre veniva applicato un momento sinusoidale perturbativo ( $f = 3$  Hz). I soggetti hanno eseguito il compito in tre condizioni differenti: (a) Base, (b) Assistita e (c) Controllo. La perturbazione aveva un'ampiezza (a) fissa nel caso della condizione Base e (b) inversamente proporzionale alla co-contrazione (definita come il minimo tra le attivazioni normalizzate di FCR ed ECR) nella condizione Assistita. Per livelli di co-contrazione superiori a 0.25, l'ampiezza della perturbazione è stata fissata a 0 N. (c) Nessuna perturbazione è stata applicata nella condizione di Controllo. L'errore di inseguimento è stato definito come l'RMS della differenza tra gli angoli del polso e del bersaglio. Il consumo di energia è stato definito come la somma quadratica dei segnali acquisiti da FCR ed ECR. Un test Lilliefors con significatività al 5% è stato effettuato per definire se l'errore di inseguimento ed il consumo di energia hanno distribuzione normale. Un t-test appaiato è stato effettuato per confrontare l'errore di inseguimento ed il consumo di energia calcolato durante la condizione Assistita rispetto a quella Base o di Controllo.



**Figura 1.** Esempio di co-contrazione e momento perturbativo. La linea riportata nel grafico della condizione Assistita rappresenta il limite di 0.25 oltre il quale nessuna perturbazione è esercitata.

**RISULTATI**

Per ogni condizione è stato calcolato sia l'errore di inseguimento (Base:  $7.16 \pm 1.70^\circ$ ; Assistita:  $3.63 \pm 1.07^\circ$ ; Controllo:  $3.24 \pm 0.85^\circ$ ), che il consumo di energia (Base:  $2.27 \pm 0.10$ ; Assistito:  $1.13 \pm 0.60$ ; Controllo:  $0.83 \pm 0.93$ ). Il test di Lilliefors indica che l'errore di inseguimento ed il consumo di energia hanno distribuzione normale. Il t-test mostra che entrambi l'errore di inseguimento ed il consumo di energia della condizione Assistita hanno differenze statisticamente significative rispetto alla Base (errore di inseguimento  $p=0.001$ ; consumo di energia  $p=0.012$ ), ma non rispetto al Controllo (errore di inseguimento  $p=0.294$ ; consumo di energia  $p=0.428$ )

**DISCUSSIONE**

I soggetti hanno migliori prestazioni e consumano meno energia nella condizione Assistita. Benché l'effetto dell'apprendimento vada analizzato, i risultati ottenuti suggeriscono che un esoscheletro controllato dalla co-contrazione può efficacemente ridurre la fatica durante manipolazioni instabili.

**BIBLIOGRAFIA**

[1] D. Borzelli, et al. *Int. J. Autom. Technol.*, 2017, vol. 11(3), pp. 442–449.

[2] A. Melendez-Calderon, et al. *Physiol. Behav.*, 2015, vol. 147, pp. 348–358.

**O36 - Controllo motorio modulare dell'arto controlaterale nel cammino di amputati trans-femorali**

**S. Ranaldi<sup>1</sup>, C. De Marchis<sup>1</sup>, M. Rinaldi<sup>1</sup>, T. Varrecchia<sup>1</sup>, A. Marchesi<sup>1</sup>, A. Silvetti<sup>2</sup>, M. Serrao<sup>3</sup>, A. Ranavolo<sup>2</sup>, M. Schmid<sup>1</sup>, S. Conforto<sup>1</sup>, F. Draicchio<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Dipartimento di Ingegneria, Università degli Studi Roma TRE, Roma, Italia, <sup>2</sup>DiMEILA, INAIL, Roma, Italia, <sup>3</sup>Dipartimento di Scienze Medico-Chirurgiche e Biotecnologie, Sapienza Università di Roma, Latina, Italia

**INTRODUZIONE**

L'attività muscolare nel cammino è prodotta dall'attivazione di un ridotto set di moduli motori (sinergie) [1]. L'analisi della composizione dei moduli e dei loro coefficienti di attivazione temporale può migliorare la caratterizzazione del cammino patologico. Nel corso della riabilitazione, gli amputati trans-femorali (TF) adattano il loro schema di cammino alle nuove condizioni fisiche. Studi in questo campo hanno dimostrato che le maggiori differenze nell'attività muscolare di entrambe le gambe si riscontrano durante la fase di swing dell'arto protesico [2]. L'obiettivo di questo lavoro è quello di studiare le strategie di controllo modulare nel cammino di pazienti con amputazione trans-femorale.

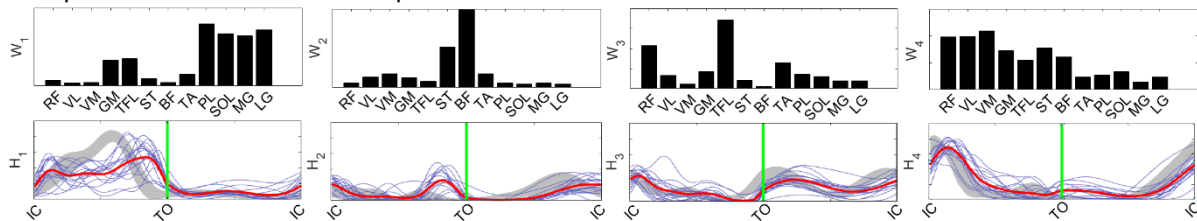
**METODI**

I dati sono stati acquisiti presso il laboratorio di Analisi del Movimento della Filiale di Roma del Centro Protesi INAIL. Allo studio hanno partecipato 8 soggetti sani (età: 58.5 ± 12 anni) e 16 amputati TF (età: 52.5 ± 15 anni, portatori di differenti tipi di protesi). Il segnale sEMG è stato registrato da 12 muscoli dell'arto sano. I dati cinematici sono stati acquisiti con un sistema stereofotogrammetrico SMART DX 6000 (BTS). Sono state eseguite 12 ripetizioni di cammino lungo un percorso di 9m ad una velocità confortevole auto-selezionata. Le sinergie sono state estratte tramite Non-Negative Matrix Factorization (NNMF), ottenendo i vettori sinergia W ed i profili di reclutamento temporale H.

**RISULTATI**

Quattro moduli riescono a spiegare più del 90% della variabilità dei dati per tutti i soggetti. I vettori sinergia W sono simili tra le due popolazioni (prodotto scalare normalizzato medio = 0.8), e i moduli estratti dai soggetti TF sono stati in grado di ricostruire in maniera accurata la coordinazione muscolare dei soggetti normativi (tramite Non-Negative Reconstruction [3], applicando NNMF con vettori W fissi). H1 ed H2 hanno mostrato differenze significative nella forma del profilo di attivazione, mentre tutti i coefficienti H mostrano un'attivazione ritardata negli amputati.

**Fig 1.** Sinergie medie W e profili H, in unità arbitrarie. Grigio: banda di normalità soggetti sani. Blu: tutti i profili TF. Rosso: media dei profili TF. Linea verticale: Toe Off.



**DISCUSSIONE**

I risultati suggeriscono che entrambe le popolazioni utilizzano lo stesso set di sinergie muscolari. Le differenze nell'attivazione del modulo W2 potrebbero indicare una compensazione, tramite un momento di estensione dell'anca, di una diminuzione nella forza di propulsione durante la swing dell'arto protesico. L'attivazione prolungata del modulo W1 può rispecchiare un meccanismo di stabilizzazione della caviglia durante la fase di swing dell'arto protesico. Ulteriori studi sono necessari per analizzare eventuali differenze delle strategie del controllo motorio dovute all'utilizzo di diversi tipi di protesi, dal tempo trascorso dal primo impianto e dal tipo di terapia riabilitativa, per aiutare nella scelta del tipo di protesi e della strategia riabilitativa.

**BIBLIOGRAFIA**

- [1] Neptune et al. *Journal of Biomechanics* 42.9 (2009): 1282-287.
- [2] Wentink et al. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 10.1 (2013): 87.
- [3] Ambrosini et al. *Annals of Biomedical Engineering*, 44.11 (2016): 3238-3251.

**O37 - Un nuovo approccio alla valutazione sperimentale della sinergia neuromuscolare in soggetti con Disabilità Intellettiva**

**T.Caporaso<sup>1</sup>, A. Palomba<sup>2</sup>, S. Grazioso<sup>1</sup>, D.Perez<sup>2</sup>, G. Di Gironimo<sup>1</sup>, A. Lanzotti<sup>1</sup>, A. De Vito<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> Fraunhofer JL IDEAS, DII - Università Federico II, Napoli, Italia, <sup>2</sup> Centro di Riabilitazione Don Orione, Ercolano (NA), Italia

**INTRODUZIONE**

Il Manuale Diagnostico e Statistico dei Disturbi Mentali (DSM V) [1] enfatizza la necessità di utilizzare metodologie cliniche e standardizzate nella valutazione della disabilità intellettiva (DI) basando la severità dell'impairment sul funzionamento adattivo piuttosto che solamente sul QI (Quoziente Intellettivo). Difatti la DI si riversa spesso sulla componente motoria, con difficoltà nella sinergia muscolare e fluidità dei movimenti. Sebbene la letteratura proponga l'uso di sensori inerziali per valutare i parametri cinematici e la fluidità del movimento [2], non sono disponibili informazioni su adulti affetti da DI, pertanto il presente studio si propone di valutare le differenze di tali indici tra disabili intellettivi e soggetti di pari età con sviluppo tipico (CO).

**METODI**

Dodici adulti con DI (età 36,92 ± 8,27; 9M, 3F) e dodici CO (età 36,17 ± 8,44; 9M, 3F) sono stati reclutati e stratificati sulla base del tipo di attività motoria svolta. Pertanto al fine di rendere omogenei i due gruppi sono stati definiti tre sottogruppi di quattro elementi ciascuno (3M, 1F): agonisti (tesserati per le rispettive federazioni che svolgono gare), allenati (svolgono regolare allenamento almeno 3 giorni/settimana), non allenati (non svolgono alcuna attività). Sono stati esclusi soggetti con altre patologie concomitanti, con gradi gravi-profondi di DI e/o che assumessero psicofarmaci. A tutti i partecipanti è stato richiesto di percorrere alla massima velocità possibile uno Sprint test di 30 mt piani. Durante ogni test sono state utilizzate fotocellule (Polifemo Light Radio, MicroGate) sulle linee di partenza e arrivo per la misurazione accurata della durata della prova ed un sensore inerziale triassiale (G-Sensor, BTS) posto a livello della vertebra L5 (che approssima il centro di massa). Sono stati ricavati parametri spazio-temporali quali frequenza di passo (f), velocità, rapporto ampiezza del passo/altezza (ρ) [3] ed i seguenti indici di fluidità: Spectral arch length totale (σ) e Log Normal Jerk Totale (κ) per le rotazioni attorno all'asse verticale; Normal Jerk Totale per gli spostamenti lineari antero/posteriori (μ) [4]. Le differenze tra i gruppi e i corrispondenti sottogruppi sono state valutate mediante ANOVA ad 1 via e test di Tukey (p<0.05), dopo aver verificato l'omogeneità della varianza con il test di Levene.

**RISULTATI**

Differenze significative sono emerse sulla durata complessiva della prova, sul rapporto ρ e sulla fluidità delle rotazioni attorno all'asse verticale (σ e κ). In particolare, tali differenze sono maggiormente evidenti tra i due sottogruppi allenati. Nessuna differenza significativa è emersa tra i due gruppi confrontando f e il μ.

**Tabella 1.** Parametri cinematici dello sprint test per i due gruppi (Statisticamente significativo\* p<0.05)

Indici	DI	CO	P-Value
Durata [s]	6.27±1.08	5.39±0.73	0.020*
f [passi/s]	3.85±0.24	3.92±0.35	0.399
ρ [-]	0.75±0.07	0.85±0.08	0.004*
μ [-]	69.26±39.25	55.55±9.16	0.229
σ [-]	-44.20±9.96	-35.20±3.72	0.008*
κ [-]	146.04±18.17	128.12±12.72	0.009*

**DISCUSSIONE**

In questo studio i soggetti con DI mostrano una performance peggiore dei CO. Questa è correlata alla minore ampiezza di passo e alla peggiore fluidità della componente rotazionale attorno all'asse verticale. La causa potrebbe essere attribuita alla loro ridotta capacità di interrelazione interna (canale afferente ed efferente) delle prassie e delle sinergie posturali neuromuscolari dinamiche. Futuri sviluppi consisteranno nel proporre percorsi dalla difficoltà crescente al fine di verificare e quantificare le modifiche degli indici analizzati integrandoli con dati elettromiografici.

**BIBLIOGRAFIA**

[1] Am. Psych. Ass. *Diagnostic and statistical manual of mental disorders*. Am. Psych. Pub, 2013.

[2] Howcroft et al. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* Vol. 10(1):91, 2013

[3] Wixted A, et al. *Sports Engineering* ; Vol 12 (4): Pag.: 207-212, 2010

[4] Balasubramanian S, et al. *IEEE Transactions on Biomedical Eng* ;Vol.59(8):Pag. 2126-2136, 2012

**O38 - Stimolazione Elettrica Funzionale basata su sinergie muscolari durante cammino su treadmill per il miglioramento della locomozione in pazienti con ictus cronico. Studio pilota randomizzato controllato**

**M Giardini<sup>1</sup>, N. Chia Bejarano<sup>2</sup>, F. Lunardini<sup>2</sup>, M. Malavolti<sup>2</sup>, A. Pedrocchi<sup>2</sup>, A. Nardone<sup>3,4</sup>, S. Ferrante<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Università del Piemonte Orientale, Novara, Italia, <sup>2</sup>Politecnico di Milano, Milano, Italia, <sup>3</sup>Istituti Clinici Scientifici Maugeri, Pavia, Italia, <sup>4</sup>Università di Pavia, Pavia, Italia

**INTRODUZIONE**

La Stimolazione Elettrica Funzionale (FES) è un utile strumento per la riabilitazione di pazienti con esiti cronici di ictus [1]. Nel presente studio, durante l'allenamento su treadmill, i pazienti sono stati sottoposti a FES multicanale che sfrutta sensori inerziali e sinergie muscolari [2] per ottimizzare il trattamento, stimolando le sinergie compromesse nell'istante stesso in cui è richiesta la loro attivazione. Scopo di questo lavoro preliminare è stato valutare l'efficacia del trattamento al fine di migliorare il cammino nei pazienti con ictus cronico.

**METODI**

Dieci soggetti adulti con emiparesi insorta da più di 6 mesi dall'ictus sono stati sottoposti a un trattamento trisettimanale (12 sessioni di 30 minuti) su treadmill e randomizzati in due gruppi, sperimentale (Sesso: 3 M e 2 F; Età: 58,2±6,6 anni; Functional Independence Measure (FIM): 105,0±10,4; Motricity Index arto inferiore paretico (MI): 52,6±10,5) e controllo (Sesso: 4 M e 1 F; Età: 53,8±8,3; FIM: 120,6±1,9; MI: 67,8±12,5). Per il gruppo sperimentale l'allenamento è stato accompagnato da FES [3]. All'inizio (T1) e alla fine (T2) del trattamento ogni paziente ha eseguito 10 ripetizioni del 10-meter Walking Test (10-m WT) con acquisizioni cinematiche (2 sensori inerziali) ed elettromiografiche (9 muscoli per lato: grande gluteo, retto femorale, vasto mediale, ischiocrurali mediali e laterali, gastrocnemio mediale, soleo, tibiale anteriore, sacrospinale) [2]. Le 4 sinergie tipiche del cammino (accettazione del peso, spinta, equilibrio del tronco, decelerazione dell'arto) [3] sono state estratte e confrontate con quelle di adulti sani in termini di similarità.

**RISULTATI**

Per tutti i pazienti la velocità dell'allenamento è stata aumentata gradualmente fino a superare la velocità del 10-m WT a T1. I principali risultati sono riportati in Tabella 1 (medie±deviazioni standard).

**Tabella 1.** Risultati del trattamento nei due gruppi

	Gruppo Sperimentale	Gruppo di Controllo
Velocità trattamento su treadmill (m/s) (T1)	0,48±0,11	0,68±0,05
Velocità trattamento su treadmill (m/s) (T2)	0,75±0,12	0,94±0,10
Velocità 10-meter Walking Test (m/s) (T1)	0,61±0,17	0,80±0,15
Velocità 10-meter Walking Test (m/s) (T2)	0,71±0,17	0,83±0,18
Similarità dell'Accettazione del Peso (T1)	0,58±0,30	0,91±0,04
Similarità dell'Accettazione del Peso (T2)	0,74±0,11	0,91±0,03

**DISCUSSIONE**

I risultati dello studio confermano che l'allenamento intensivo su treadmill produce un aumento della velocità del cammino su terreno. Questo miglioramento è maggiore nel gruppo trattato con FES, che ha riportato un aumento medio della velocità di circa 0,1 m/s, rispetto a quello di 0,03 m/s per il gruppo di controllo. Il valore ottenuto nel gruppo sperimentale è superiore al cambiamento minimo clinicamente significativo riportato per pazienti con ictus post acuto (0,06 m/s) [4] e che potrebbe essere verosimilmente maggiore per pazienti cronici. Al momento non è possibile escludere che il maggiore incremento di velocità del gruppo sperimentale non sia dovuto alla piccola numerosità del campione e alla inferiore velocità media del gruppo sperimentale rispetto a quello di controllo a T1.

**BIBLIOGRAFIA**

- [1] Sheffler LR, Chae J. *Muscle Nerve* 2007; 35(5): 562–90.
- [2] Ferrante S, Chia Bejarano N, Ambrosini E, Nardone A, Turcato AM, Monticone M, Ferrigno G, Pedrocchi A. *Front. Neurosci.* 2016; 10:425.
- [3] Chia Bejarano N, Ambrosini E, Baccinelli W, Nardone A, Monticone M, Ferrigno G, Pedrocchi A, Ferrante S. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2015;2015:7159-62.
- [4] Perera S, Mody SH, Woodman RC, Studenski SA. *J Am Geriatr Soc* 2006;.54(5):743-9.

**O39 - Sinergie muscolari e analisi dell'attivazione nel Nordic walking rispetto al cammino convenzionale**

**G. Boccia<sup>1,2</sup>, C. Zoppiroli<sup>2,3</sup>, L. Bortolan<sup>2,3</sup>, F. Schena<sup>2,3</sup>, B. Pellegrini<sup>2,3</sup>, A. Rainoldi<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> NeuroMuscularFunction research group, School of Exercise and Sport Sciences, Department of Medical Sciences, University of Turin, Turin, Italy. <sup>2</sup> CeRISM Research Centre "Sport, Mountain, and Health", Rovereto, (TN), Italy, <sup>3</sup> Department of Neuroscience, Biomedicine and Movement Science, University of Verona, Verona, Italy.

**INTRODUZIONE**

La popolarità del Nordic Walking (NW) è molto aumentata negli ultimi anni come forma di esercizio per la salute [1]. Rispetto al cammino convenzionale, il NW richiede l'uso dei bastoni come forma attiva di propulsione. Mentre le risposte metaboliche a questo tipo di esercizio sono state già molto studiate, l'attivazione muscolare e la complessità coordinativa del NW devono essere studiate più diffusamente. Per questi motivi, il primo obiettivo di questo studio è stabilire il livello di attivazione e la forza esercitata sui bastoni durante il NW. Il secondo obiettivo è stabilire se il NW si basa sulle stesse sinergie muscolari del cammino convenzionale.

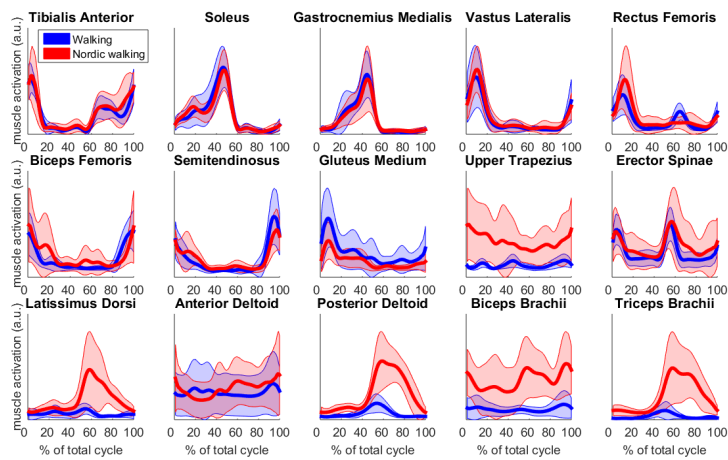
**METODI**

Undici istruttori di NW hanno partecipato allo studio eseguendo cammino convenzionale e NW a 5.5 km•h-1 su un treadmill. La cinematica dei segmenti corporei, le forze espresse sui bastoni, e i segnali elettromiografici (EMG) di 15 muscoli sono stati registrati durante le due forme di locomozione. Sono stati anche registrati i segnali EMG durante delle contrazioni massimali volontarie (MVC). Il metodo della fattorizzazione di matrici non negative è stato applicato per identificare le sinergie muscolari [2].

**RISULTATI**

Le attivazioni muscolari dei muscoli flessori (Biceps Brachii) ed estensori (Latissimus Dorsii, Posterior Deltoid e Triceps Brachii) della spalla e del gomito hanno mostrato un'attivazione maggiore nel NW rispetto al cammino convenzionale. Nel NW l'attivazione muscolare è stata di circa il 11-14 % del MVC nei muscoli estensori e circa 3% nei flessori.

Sono state identificate cinque sinergie muscolari in entrambe le forme di locomozione (varianza spiegata maggiore del 90%). I coefficienti di correlazione  $r$  tra i vettori delle sinergie nelle due forme di locomozione sono stati maggiori di 0.87. Inoltre, la cross-validazione delle sinergie è risultata in una buona ricostruzione: usare le sinergie del NW per ricostruire i segnali EMG del cammino ha ottenuto una varianza spiegata del 83±4%.



**Figura 1.** Attivazioni muscolari (involuppi) medie e intervalli di confidenza dei 15 muscoli nel NW e cammino convenzionale.

**DISCUSSIONE**

Il NW ha elicitato un'attivazione muscolare molto maggiore del cammino tradizionale. Per ciò che riguarda l'analisi delle sinergie, il NW non modifica sostanzialmente l'organizzazione spaziale delle attivazioni muscolari rispetto al cammino tradizionale. Quindi, essendo basato sullo stesso schema coordinativo, il NW può essere eseguito anche da soggetti con un basso livello di abilità motorie, e quindi essere incluso nei programmi di attività fisica adattata.

**BIBLIOGRAFIA**

[1] Bombieri F, Schena F, Pellegrini B, Barone P, Tinazzi M, Erro R. *Parkinsonism Relat Disord.* 2017;38;8-12.  
 [2] Ivanenko YP, Cappellini G, Dominici N, Poppele RE, Lacquaniti F. *J Neurosci.* 2005;25;7238-7253.

## **O40 - Forze di interazione e sincronizzazione del passo durante il cammino con contatto della mano**

**F. Sylos-Labini**<sup>1,2</sup>, **A. d'Avella**<sup>1,3</sup>, **F. Lacquaniti**<sup>1,2</sup>, **Y. Ivanenko**<sup>1</sup>

<sup>1</sup>IRCCS Fondazione Santa Lucia, Rome, Italy, <sup>2</sup>University of Rome Tor Vergata, Rome, Italy,

<sup>3</sup>University of Messina, Messina, Italy

### **INTRODUZIONE**

Quando due persone camminano fianco a fianco spesso sincronizzano i loro passi, sia che si tengano per mano che no [1,2]. Le informazioni derivanti dalle forze di interazione durante il cammino possono essere utili anche per la stabilità posturale (ad esempio, nei bambini, in condizioni di cammino instabile ecc.), per il training sportivo o per la fisioterapia [3]. Tuttavia, nonostante l'importanza dell'interazione aptica e la tendenza naturale degli umani a tenersi per mano durante il cammino, pochi sono gli studi che hanno analizzato le forze generate da questa interazione fisica [3-5], né tali forze sono state mai quantificate durante la locomozione. Tali studi, potrebbero fornire informazioni utili a capire, tra le altre cose, il ruolo che hanno le forze di interazione nell'abilità della diade di comunicare ed interpretare le intenzioni di movimento durante la locomozione.

### **METODI**

A 8 coppie di soggetti adulti è stato chiesto di camminare su due treadmill posti l'uno affianco all'altro a 4 km/h separati o con il contatto delle mani. Le uniche informazioni sensoriali disponibili per la sincronizzazione involontaria erano quelle legate al contatto, mentre le comunicazioni visiva e uditiva sono state precluse impedendo la visione periferica tra i due partecipanti e utilizzando delle cuffie con rumore bianco. L'altezza dei partecipanti di ciascuna coppia è stata abbinata al fine di limitare l'effetto di diverse lunghezze delle gambe. I soggetti hanno camminato alla loro cadenza naturale. In altri trial, ad uno dei due partner nella diade è stato chiesto di seguire un metronomo (con un ritmo del 20% maggiore o minore rispetto alla sua cadenza naturale). Sono stati registrati la cinematica degli arti, le forze 3D di interazione e l'attività EMG bilaterale di 10 muscoli delle braccia. La cinematica è stata acquisita tramite il sistema Vicon (Vicon, UK). Le forze di interazione e l'attività EMG sono state registrate usando, rispettivamente, un trasduttore di forza/momento (ATI Industrial Automation, USA) ed un sistema EMG wireless (Trigno, Delsys Inc., USA). Un indice di sincronizzazione del cammino è stato calcolato su intervalli di 5 s per quantificare la tempistica della sincronizzazione dei ritmi del passo [1,2]. Sono state inoltre analizzate la forza di interazione totale e le sue tre componenti (rispetto ad un sistema di riferimento definito dall'orientamento degli arti superiori dei soggetti).

### **RISULTATI**

Abbiamo osservato sincronizzazione involontaria in circa il 50% del tempo totale e nell'88% di coppie con il contatto della mano. Come dimostrato da studi precedenti per altre modalità sensoriali [1,2], questa sincronizzazione si è dimostrata essere significativamente maggiore rispetto a quella che si sarebbe potuta verificare per caso. In media, l'ampiezza delle oscillazioni del braccio di contatto era minore, mentre l'arto controlaterale (libero) continuava ad oscillare come nella normale locomozione a 4 km/h. Nonostante ciò, inaspettatamente, non abbiamo riscontrato nessuna diminuzione dell'attività EMG nei muscoli della spalla del braccio di contatto. Quando la cadenza di uno dei due soggetti è stata imposta superiore o inferiore del 20% (usando un metronomo) rispetto alla cadenza naturale, solo il 10% dei trial sono risultati sincronizzati. L'ampiezza delle forze di interazione e delle oscillazioni del tronco sono risultati simili sia per i passi sincronizzati che per quelli non, sebbene i passi sincronizzati fossero caratterizzati da forme d'onda delle forze di interazione molto più regolari.

### **DISCUSSIONE**

I risultati rafforzano l'idea che la sincronizzazione del passo sia un fenomeno comune e che possa avvenire tramite le forze di interazione scambiate con il contatto della mano anche quando non sono disponibili feedback audiovisivi. La conservazione dell'attività muscolare del braccio di contatto (senza oscillazioni) è consistente con l'accoppiamento tra i generatori di pattern locomotori cervicali e lombari durante il cammino. In generale, i risultati suggeriscono che le persone potrebbero integrare i segnali delle forze di interazione per comunicare e sincronizzare i propri passi durante il cammino.

### **BIBLIOGRAFIA**

- [1] Zivotofsky AZ et al. *Hum Mov Sci* 2012; 31: 1268–1285.
- [2] Nessler JA, Gilliland SJ. *Hum Mov Sci* 2009; 28: 772–785.
- [3] Sawers A et al. *J Neuroengineering Rehabil* 2017; 14: 8.
- [4] Mojtahedi K et al. *Front Neurobotics* 2017; 11: 21.
- [5] Ganesh G et al. *Sci Rep* 2014; 4: 3824.