

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

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



Abstracts presentati nella:

Sessione Orale 5 – Biomeccanica e analisi del movimento

O29 - Stima della lunghezza dell'omero tramite sensori magneto-inerziali	1
O30 - Analisi comparativa di 12 metodi che utilizzano sensori inerziali indossabili per la stima dei parametri temporali durante il cammino.....	2
O31 - Valutazione strumentale del movimento degli arti superiori in soggetti con mielolesioni cervicali	3
O32 - Analisi della discinesia scapolare postoperatoria nella protesi anatomica e inversa di spalla: studio prospettico comparativo a 6 e 12 mesi di follow-up	4
O33 - Valutazione pilota mediante sensore inerziale della salita delle scale in 3 malattie neurologiche	5
O34 - Un nuovo metodo per l'identificazione precoce di bambini a rischio di disabilità neuromotorie ..	6

O29 - Stima della lunghezza dell'omero tramite sensori magneto-inerziali

M. Crabolu¹, D. Pani¹, L. Raffo¹, A. Cereatti^{2,3}

¹Università di Cagliari, Italia, ²Università di Sassari, Italia, ³Politecnico di Torino, Torino, Italia

INTRODUZIONE

Negli ultimi anni la tecnologia dei sensori inerziali è diventata sempre più centrale nel campo dell'analisi del movimento umano. Sebbene i veloci avanzamenti tecnologici, l'affidabilità delle stime delle quantità cinematiche di interesse per applicazioni nel campo della valutazione funzionale e dell'intervento riabilitativo, è ancora critica. La definizione di modelli cinematici dell'apparato muscolo-scheletrico personalizzati è determinante al fine di descrivere il movimento in maniera riproducibile e accurata. Un passo fondamentale nella calibrazione del modello è la determinazione delle lunghezze dei segmenti ossei. Il presente studio, propone un metodo funzionale per la stima della lunghezza dell'omero *in-vivo* utilizzando un'unità di misura magneto-inerziale (MIMU). Lo studio ha valutato l'accuratezza del metodo confrontando i risultati con la lunghezza dell'omero estratta dalle immagini di risonanza magnetica (RM) come valori di riferimento.

METODI

Nello studio sono stati esaminati cinque soggetti sani (3 maschi, 2 femmine, età: 35 ± 5 anni, indice di massa corporea (IMC): 21 ± 2 kg/m²). Per ognuno è stata acquisita una RM dell'omero destro. Un MIMU, contenente un accelerometro, un giroscopio e un magnetometro triassiali (MTw2, Xsens), è stato fissato nel polso di ogni soggetto (Fig. 1a-b). Il movimento di calibrazione consisteva in: 5 elevazioni della spalla nel piano sagittale tenendo il gomito completamente esteso; 5 flessione-estensioni del gomito tenendo il braccio rigidamente allineato al busto. I succitati movimenti funzionali sono stati ripetuti tre volte per ogni soggetto. La lunghezza dell'omero è stata stimata come distanza D_{S-E} tra gli assi di rotazione di elevazione della spalla e di flessione-estensione del gomito. Il metodo consiste nel calcolare la distanza D_{S-E} come la differenza tra i due raggi di rotazione minimi del MIMU durante i due movimenti funzionali, r_s ed r_e in Fig.1a-b. I raggi di rotazione funzionale precedentemente pubblicato (Null Acceleration Point: NAP) [1], che sfrutta le equazioni cinematiche di un corpo rigido utilizzando le accelerazioni, velocità angolari e orientamenti forniti dal MIMU. Per ogni soggetto, è stato calcolato l'errore e tra la lunghezza stimata D_{S-E} e quella estratta dalla RM L_h , calcolata come distanza tra il centro della testa dell'omero e il punto medio tra i due epicondili.

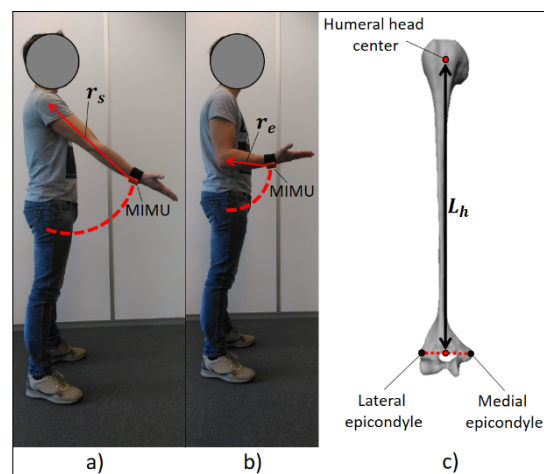


Figura 1. Setup sperimentale. a) Elevazione della spalla nel piano sagittale; b) flessione del gomito;

RISULTATI

Gli errori e per ogni soggetto erano pari a: 4 mm, 9 mm, 22 mm, 16 mm e 1 mm. L'errore medio assoluto e la deviazione standard, sui 5 soggetti, è stata pari a 10 ± 9 mm.

DISCUSSIONE

I risultati dello studio dimostrano come sia possibile stimare funzionalmente la lunghezza dell'omero *in-vivo* utilizzando un MIMU. Gli errori ottenuti possono essere attribuiti agli artefatti da tessuti molli e/o a non corrette esecuzioni dei movimenti funzionali (i.e. difficoltà di generare movimenti mono-articolari). La metodologia proposta può essere estesa alla stima delle lunghezze di altri segmenti. Nel campo della calibrazione di modelli cinematici, il metodo presentato, costituisce una valida alternativa a metodi regressivi basati su dati antropometrici (non personalizzati), o ad altri sistemi di calibrazione più complessi (in termini di costi, tempistiche e competenze richieste) [2]. Il metodo presentato ha il vantaggio di essere semplice, veloce e allo stesso tempo sufficientemente accurato per stimare la lunghezza di un segmento osseo.

BIBLIOGRAFIA

- [1] M. Crabolu et al., *BioMedical Engineering OnLine*, 2017; 16(1): 34.
- [2] Q. Yuan et al., *IEEE ICRA*, 2013; 6631335:5297-5302.

O30 - Analisi comparativa di 12 metodi che utilizzano sensori inerziali indossabili per la stima dei parametri temporali durante il cammino

G. Pacini Panebianco¹, R. Stagni¹, S. Fantozzi¹

¹ *DEI-Università di Bologna, Bologna, Italy*

INTRODUZIONE

I sensori inerziali indossabili (Inertial Measurement Unit, IMU) si sono diffusi ampiamente per la caratterizzazione del cammino, grazie alle loro dimensioni ridotte, i costi contenuti e in particolare la portabilità, che li rende uno strumento ideale per la valutazione funzionale al di fuori del laboratorio. Uno dei loro impieghi principali consiste nell'identificazione degli eventi del passo (EP), utilizzati poi per la quantificazione dei parametri temporali del cammino (PTC), la cui definizione assume un'importanza rilevante in ambito clinico, sportivo e nell'home-monitoring [4]. In letteratura sono stati proposti molti algoritmi per la stima degli EP, che si differenziano per approccio modellistico, oltre che per numero e posizionamento dei IMU [1–7]. Analisi precedenti hanno confrontato le prestazioni di alcuni di questi algoritmi [4] a parità di posizionamento del sensore. Lo scopo di questo studio è quello di confrontare le performance di 12 metodi impiegati nella stima dei PTC, identificati a partire da una revisione della letteratura, analizzando l'influenza del posizionamento dei IMU.

METODI

Trentacinque soggetti sani (17F,18M;26.0±3.8anni;1.72±0.08m;69.0±13.1Kg) sono stati reclutati per lo studio. Cinque IMU triassiali (WaveTrack, Cometa, Milano, fc285Hz) sono stati posizionati su pelvi, gambe e piedi di ogni soggetto per registrare i segnali di accelerazione e velocità angolare. Inoltre sono stati applicati 4 marcatori retroriflettenti su ciascun piede (tallone, malleolo laterale, III e V testa metatarsale) per acquisizione delle traiettorie 3D tramite sistema stereofotogrammetrico (BTS Smart-DX, fc250Hz). Ogni partecipante ha camminato per 2 minuti alla velocità di conduzione preferita. Gli EP identificati dai dati stereofotogrammetrici sono stati assunti come gold standard (GS) [8]. Per l'identificazione degli EP dai dati dei IMU sono stati utilizzati 11 metodi da letteratura [1-7] e un nuovo metodo (M1), basato sull'identificazione di minimi locali caratteristici del segnale della velocità angolare del sensore posto sulla caviglia. Per ciascun metodo sono stati definiti i PTC a partire dagli EP. Sono stati quindi calcolati: 1) gli EP mancanti (sensibilità) e correttamente rilevati (valori predetti correttamente, VPP) rispetto a quelli forniti dal GS [4]; 2) l'accuratezza e la precisione nella stima degli EP; 3) l'accuratezza e la precisione nella stima di PTC.

RISULTATI

I valori più elevati di sensibilità e VPP sono stati ottenuti per i metodi M1,[1] e [7]. L'analisi condotta mediante i grafici di Bland–Altman evidenzia una maggiore accuratezza e precisione nella rilevazione di EP per i metodi M1,[1] e [3] e una maggiore accuratezza e precisione nella stima di PTC per i metodi M1 e [1].

DISCUSSIONE

Il confronto tra le prestazioni dei 12 metodi suggerisce che i risultati più affidabili (minor numero di falsi positivi/negativi, maggiore accuratezza e precisione della stima di EP e PTC) siano quelli ottenuti per quei metodi (M1,[1]) che utilizzano la velocità angolare misurata dai IMU posti sulle gambe. A parità di posizionamento, impiegare l'accelerazione lineare ([7]), sembra fornire valori paragonabili di sensibilità e VPP. I risultati preliminari, tuttavia, sottolineano che questa scelta potrebbe determinare valori di accuratezza e precisione minori nella stima di EP e PTC. Posizionare i IMU sui piedi ([3]), sembra fornire stime di EP e PTC accurate e precise quanto quelle ottenute utilizzando il segnale di velocità angolare del sensore posto sulla caviglia (M1,[1]), mentre si osserva un aumento nel numero di falsi positivi/negativi. Nel complesso, sia in termini di sensibilità e VPP, sia in termini di accuratezza e precisione della stima di EP e PTC, risultati meno accurati sembrano essere associati a metodi che utilizzano l'accelerazione del sensore posto sulle pelvi ([2,4]). Questa analisi preliminare, basata sulla valutazione funzionale di soggetti sani, dovrà essere estesa a coloro che presentano specifiche anomalie del cammino.

BIBLIOGRAFIA

- [1] K.Aminian et al., *J Biomech* 35(2002):689–99
- [2] F.Buganè et al., *Comput Meth Prog Bio* 108(2012):129–37
- [3] A. Ferrari et al., *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 24(2016):764–73
- [4] D.Trojaniello et al., *Gait Posture* 40(2014):487–92
- [5] S.Khandelwal et al., *SciTePress*(2014):197–204
- [6] P. Catalfamo Formento et al., *Sensors* 14(2014): 5470-85
- [7] J.Ah Lee et al., *J Med Syst* (2010) 34: 959–966
- [8] C.M. O'Connor *Gait Posture* 25 (2007): 469–74

O31 - Valutazione strumentale del movimento degli arti superiori in soggetti con mielolesioni cervicali

E. Galofaro¹, **A. Deluca**¹, **C. Pierella**², **E. Tasso**¹, **F. Cervetto**¹, **A. Bellitto**¹, **V. Matera**¹, **S. Gamba**³, **L. Losio**³, **A. Venegoni**³, **S. Mandraccia**³, **I. Muller**³, **D. Pini**³, **C. Leoncini**³, e **E. Quinland**³, **A. Massone**³, and **M. Casadio**¹

¹ Università di Genova, Genova, Italia, ² EPFL, Losanna, Svizzera, ³ ASL2 savonese, Pietra Ligure (Sv), Italia

INTRODUZIONE

La lesione del midollo spinale (Spinal Cord Injury, SCI) comporta deficit sensorimotori che interessano sia le funzioni somatiche, sia quelle vegetative al di sotto del livello della lesione [1]. In questo studio consideriamo soggetti SCI con lesioni cervicale a diversi livelli (C5, C6 e C7). Lo scopo di questo lavoro è quello di definire un protocollo di valutazione che permetta di caratterizzare le strategie adottate da questi soggetti durante l'esecuzione di compiti funzionali. Inoltre si vogliono definire e validare indicatori cinematici e parametri estratti dall'analisi dei correlati elettromiografici che permettano di monitorare le variazioni delle abilità motorie dovute al recupero spontaneo in fase acuta o ad uno specifico trattamento riabilitativo.

METODI

Allo studio hanno partecipato dieci soggetti mielolesi in fase cronica, due soggetti in fase acuta (lesione cervicale di livello variabile C5, C6 e C7) e quattro soggetti di controllo. Il protocollo di valutazione funzionale era composto di una parte clinica, basata sulla misura della forza muscolare [2], e di una strumentale basata sull'acquisizione di dati cinematici e segnali elettromiografici durante compiti motori eseguiti con gli arti superiori. La parte strumentale era costituita da tre esercizi, scelti per valutare le abilità motorie residue di un soggetto con lesione cervicale: (i) 'reaching': il soggetto aveva il compito di raggiungere con la mano tre target posti ad una distanza pari alla lunghezza del braccio e all'altezza delle spalle e tre target posizionati 30 cm più in alto rispetto ai precedenti; (ii) 'arco': il soggetto doveva muovere la mano lungo una struttura a forma di arco posizionata di fronte al soggetto stesso, percorrendola in senso orario ed antiorario, (iii) 'stabilizzazione': il soggetto iniziava l'esercizio con le braccia appoggiate sulle gambe e poi le spostava entrambe in una posizione predefinita, la manteneva per 5 secondi e ritornava nella posizione di partenza. L'esercizio era ripetuto per cinque posizioni differenti [3], presentate in ordine di difficoltà. Per l'acquisizione dei dati cinematici è stato utilizzato un sistema optoelettronico a marker passivi (SMART DX, BTS Bioengineering, Milano, Italia), mentre per i tracciati muscolari un elettromiografo wireless (EMG wave plus, Cometa, Milano, Italia).

RISULTATI

I parametri ottenuti dall'analisi dei dati cinematici e dei segnali elettromiografici durante il protocollo di valutazione funzionale hanno permesso di identificare le diverse strategie adottate dai soggetti mielolesi anche in dipendenza del loro livello di lesione. Per cinque di loro questo protocollo ha evidenziato cambiamenti a seguito di uno specifico trattamento riabilitativo aggiunto per un mese ai trattamenti tradizionali. Inoltre nei due soggetti acuti questo protocollo ripetuto ad 1, 3 e 6 mesi dall'evento acuto ha permesso di quantificare il miglioramento dovuto al recupero spontaneo, unito al trattamento riabilitativo standard sia in termini cinematici sia di pattern di attivazione muscolare.

DISCUSSIONE

Questo studio ha fornito una validazione preliminare di un protocollo valutativo funzionale di facile applicazione ed esecuzione per soggetti con lesione cervicali del midollo spinale. Questo tipo di approccio ha permesso di caratterizzare in modo oggettivo le strategie adottate durante l'esecuzione di compiti motori e di identificare non solo differenti strategie di compensazione muscolare e posturale adottate da questi soggetti per il raggiungimento dell'obiettivo preposto, ma si è rivelato anche sensibile alle variazioni nelle abilità motorie di uno stesso soggetto dovute al recupero in fase acuta o agli effetti di uno specifico trattamento riabilitativo.

BIBLIOGRAFIA

- [1] C. Long and E. Lawton, *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 1955: 249–255.
- [2] H. Hislop, D. Avers, and M. Brown, Daniels and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination and Performance Testing, 8 ed.: Saunders, 2007.
- [3] G. van Lieshout, "User Manual Van Lieshout Test", iRv:Hoensbroek2003.

O32 - Analisi della discinesia scapolare postoperatoria nella protesi anatomica e inversa di spalla: studio prospettico comparativo a 6 e 12 mesi di follow-up

I. Parel¹, G. Merolla¹, F. Dellabiancia¹, MV. Filippi¹, G. Porcellini¹ and AG. Cutti²

¹Laboratory of Biomechanics, D. Cervesi Hospital, Cattolica, Italy ²Motion Analysis Laboratory, INAIL Protheses Center, Budrio, Italy

INTRODUZIONE

Negli ultimi anni si è manifestato un crescente interesse nello studio cinematico della protesi anatomica (TSA) ed inversa (RSA) di spalla. La maggioranza degli studi clinici ha utilizzato il Constant-Murley Score (CMS) per valutare le differenze tra pre e postoperatorio in pazienti sottoposti a protesi di spalla. Recenti ricerche invece si sono concentrate sulle alterazioni cinematiche scapolari in pazienti con protesi di spalla. Al fine di ottenere una valutazione complessiva, abbiamo valutato pazienti sottoposti a TSA e RSA, utilizzando il "Scapula Weighted CMS (SW-CMS)" [1]. Abbiamo formulato due ipotesi:1), la cinematica scapolare postoperatoria è alterata nei pazienti sottoposti a TSA e RSA (SW-CMS e CMS significativamente diversi); 2), il recupero della mobilità articolare, in termini di compenso articolare è completo dopo 6 mesi dall'intervento chirurgico.

METODI

Sono stati reclutati 25 pazienti sottoposti a protesizzazione di spalla: TSA (12 spalle, età 62 ± 7) o RSA (13 spalle, età 76 ± 8). Sono state eseguite 3 valutazioni: preoperatorio (T0) e postoperatorio a 6 (T1) e 12 mesi (T2). Ad ogni valutazione è stato completato il CMS e d è stata valutata la cinematica di spalla per i movimenti di flessione (FL) e abduzione (AB) dell'omero utilizzando un sistema stereofotogrammetrico (Vicon, UK). I sistemi di coordinate anatomiche sono stati calcolati con il software U.L.E.M.A. [2], seguendo le linee guida ISB e le sequenze di rotazione di Kontaxis et al. [3]. Per studiare la coordinazione tra rotazioni scapolari (PRotrazione-REtrazione, rotazione MEdio-LAterale e tilt Postero-Anteriore) e omero sono stati utilizzati i diagrammi di coordinazione. Per calcolare il "Scapula Weighted factor" del SW-CMS sono stati confrontati i pattern di coordinazione (CP) con bande di riferimento (RB) calcolate su un gruppo di 31 soggetti asintomatici (età > 60) [1]. E' stata utilizzata un'ANOVA a due vie per misure ripetute separatamente per TSA e RSA. Per confrontare le distribuzioni dei dati sono stati utilizzati boxplot e t-test per dati appaiati.

RISULTATI

L'analisi cinematica ha dimostrato che:1) tutte le distribuzioni erano normali;2) l'ANOVA era statisticamente significativa (p <0,05) per le variabili (punteggi e tempi), ad eccezione dell'interazione tra punteggi e tempi in RSA. Dall'analisi dei boxplot (Figura 1) e dei risultati dei t-test sono emerse distribuzioni statisticamente diverse tra CMS e SW-CMS. Le RSA non hanno mostrato cambiamenti significativi da T1 a T2. Le TSA hanno mostrato un miglioramento dell'elevazione dell'omero sia a T1 che T2 ed un aumento del compenso scapolare a T1, poi una diminuzione a T2 (ME-LA il compenso più frequente). I pazienti con RSA avevano un significativo miglioramento di elevazione dell'omero tra T0 e T1. A T2 c'è un piccolo miglioramento in AB. Per questi pazienti a T1 c'è stato un miglioramento generale dei compensi e a T2 un miglioramento per ME-LA e PR-RE e un peggioramento per tilt P-A.

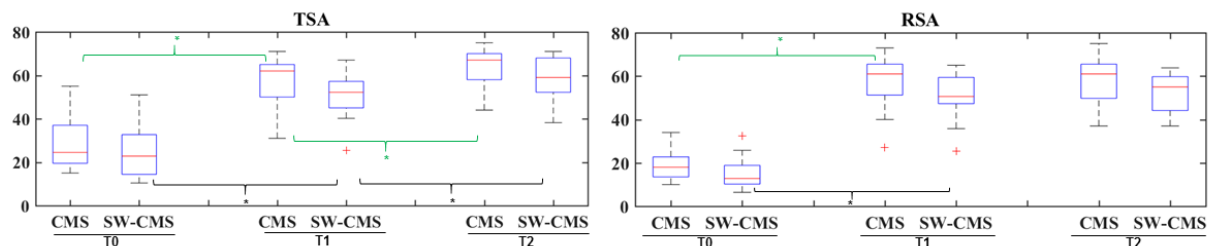


Figura 2 Boxplots of scores distributions at each Time

DISCUSSIONE

SW-CMS era significativamente diverso da CMS. TSA e RSA presentano movimenti di compenso a 6 mesi e la discinesia scapolare ha un andamento nel tempo diverso per i due modelli di protesi.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Cutti AG, et al. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016 (29): 81-9
- [2] Jaspers E, et al. *Gait Posture.* 2011 (33) :279-85
- [3] Kontaxis A, et al. *Clin Biomech.* 2009 (24): 246-53

O33 - Valutazione pilota mediante sensore inerziale della salita delle scale in 3 malattie neurologiche

I. Carpinella¹, D. Cattaneo², E. Gervasoni², D. Anastasi², M. Ferrarin¹

¹ Polo Tecnologico ² Larice Lab, IRCCS Fondazione Don Gnocchi, Milano, Italia.

INTRODUZIONE

La salita delle scale è una tipica attività della vita quotidiana, frequentemente alterata negli anziani e nei soggetti con disturbi neurologici [1,2]. Tale task, più complesso dal punto di vista biomeccanico rispetto al cammino in piano, è inoltre fortemente associato alle cadute [1]. Per questo, 43 test clinici includono la valutazione della salita/discesa delle scale, mediante punteggio su scala ordinale e/o cronometro [2]. Benché molto diffuse, queste scale forniscono poche informazioni sui diversi aspetti del task. Scopo del presente studio è stato lo sviluppo e l'applicazione di un metodo basato su un sensore inerziale (IMU), per l'analisi strumentale della salita delle scale in 3 gruppi di soggetti con Sclerosi Multipla (SM), Malattia di Parkinson (MP) e esiti di stroke (ST).

METODI

30 soggetti (età: 60 ± 15 anni) con malattie neurologiche (10 con SM, 10 con MP e 10 con ST) e 20 controlli sani (CS, età: 58 ± 14 anni) hanno eseguito la salita di 10 gradini come definito nel test clinico mDGI (Item 8), indossando una IMU (Xsens, NL) posizionata sullo sterno con fascia elastica. I seguenti parametri sono stati calcolati dai segnali accelerometrici e angolari: frequenza del passo (frequenza di picco dello spettro di potenza dell'accelerazione verticale), simmetria e regolarità del passo (rispettivamente, il primo e secondo picco della funzione di autocorrelazione del modulo dell'accelerazione [3]), fluidità del movimento (harmonic ratio dell'accelerazione verticale (HR_V), medio-laterale (HR_{ML}) e antero-posteriore (HR_{AP}) [4]), oscillazioni AP e ML del tronco (deviazione standard degli angoli di pitch e roll del sensore). I confronti fra gruppi sono stati effettuati mediante ANOVA e post-hoc test di Bonferroni-Holm.

RISULTATI

Lo score clinico del test mDGI (Item 8) non ha mostrato differenze statisticamente significative tra i 3 gruppi di pazienti (SM: 5.0±1.7 pts; MP: 6.5±1.4 pts; ST: 6.0±1.8 pts). I parametri strumentali (Tabella 1) hanno invece mostrato una riduzione significativa della frequenza del passo nei 3 gruppi di pazienti rispetto ai CS. Simmetria, regolarità del passo e fluidità sono risultate ridotte solo nei gruppi SM e ST. Il gruppo SM ha mostrato un aumento dell'oscillazione AP del tronco rispetto agli altri 3 gruppi, mentre una riduzione delle oscillazioni ML è stata riscontrata nel gruppo MP rispetto a CS e SM.

Tabella 1. Media (DS) dei parametri strumentali per CS (a), SM (b), MP (c) and ST (d). Le lettere ^{a,b,c,d} indicano una differenza significativa (p<0.05) rispetto al gruppo specifico (Bonferroni-Holm post-hoc).

	CS (a)	SM (b)	MP (c)	ST (d)	P _(ANOVA)
Frequenza del passo [Hz]	2.0 (0.2) ^{b,c,d}	1.1 (0.4) ^{a,c}	1.6 (0.4) ^{a,b}	1.4 (0.4) ^a	<0.001
Simmetria del passo []	0.8 (0.1) ^{b,d}	0.3 (0.3) ^{a,c}	0.7 (0.1) ^b	0.5 (0.3) ^a	<0.001
Regolarità del passo []	0.8 (0.1) ^{b,d}	0.5 (0.2) ^{a,c}	0.7 (0.2) ^b	0.6 (0.2) ^a	<0.001
Fluidità V - HR _V []	3.3 (1.2) ^{b,d}	1.5 (0.6) ^{a,c}	3.0 (0.9) ^b	2.1 (0.9) ^a	<0.001
Fluidità ML - HR _{ML} []	3.1 (0.9) ^{b,c,d}	1.8 (0.7) ^a	2.2 (0.9) ^a	2.3 (0.7) ^a	<0.001
Fluidità AP - HR _{AP} []	2.9 (0.6) ^{b,d}	1.3 (0.4) ^{a,c}	2.4 (0.8) ^{b,d}	1.5 (0.8) ^{a,c}	<0.001
Tronco-Oscillazione AP [°]	1.3 (0.3) ^b	3.0 (1.4) ^{a,c,d}	1.3 (0.3) ^b	1.6 (0.5) ^b	<0.001
Tronco-Oscillazione ML [°]	4.3 (1.4) ^c	4.5 (1.4) ^c	2.7 (1.0) ^{a,b}	3.9 (1.4)	0.014

DISCUSSIONE

La salita delle scale è risultata più alterata nel gruppo SM, come mostrato dal peggioramento di tutti gli aspetti spazio-temporali (frequenza, simmetria, regolarità e fluidità del passo) e da un significativo aumento delle oscillazioni AP del tronco indicativo di una ridotta stabilità assiale. Il gruppo ST ha mostrato alterazioni dei parametri spazio-temporali, ma non della cinematica del tronco, mentre il gruppo MP ha rivelato un pattern di movimento confrontabile con i sani, ad eccezione di una riduzione della frequenza del passo e delle oscillazioni ML del tronco, imputabili a bradicinesia e rigidità. I risultati suggeriscono, che la procedura proposta sia un metodo semplice e veloce, in grado di discriminare soggetti sani da pazienti neurologici e di fornire dati quantitativi a complemento delle valutazioni cliniche. Un maggior numero di soggetti dovrà essere testato per confermare tali risultati.

BIBLIOGRAFIA

[1] Jacobs JV. *Gait Posture* 2016;49:159-67. [2] van Iersel MB, et al. *Clin Rehabil* 2003;17(3):325-33. [3] Tura A, et al. *J Neuroeng Rehabil* 2010;7:4. [4] Menz HB, et al. *Gait Posture* 2003;18(1):35-46.

O34 - Un nuovo metodo per l'identificazione precoce di bambini a rischio di disabilità neuromotorie

E. Maggi¹, M. Impagliazzo¹, A. Minnella¹, N. Zanardi¹, M. Izzo¹, F. Campone², I. Bianchi², C. Tacchino², K. Shimatani⁴, K. Shima⁴, T. Tsuji⁴, P. Giannoni¹, M. M. Fato¹, P. Morasso³, M. Casadio¹, L. Ramenghi², P. Moretti²

¹ DIBRIS, University of Genoa, ² Gaslini Hospital Genoa, Italy, ³ Italian Institute of Technology, Genoa, Italy, ⁴ Hiroshima University, Japan

INTRODUZIONE

L'osservazione dei movimenti spontanei dei neonati è utile per la predizione di problemi neurologici, che possono portare a paralisi cerebrale e altre disabilità nello sviluppo [1]. Questo è di particolare importanza nel caso di neonati pretermine la cui prematurità è responsabile di cambiamenti complessi nello sviluppo del cervello, dato che interessa i processi di mielinizzazione, sviluppo corticale, migrazione neurale e degenerazione transinaptica. Tuttavia, il metodo attualmente utilizzato nella pratica clinica è basato sull'osservazione da parte di personale altamente qualificato, il cui numero è piuttosto limitato. L'alternativa è un approccio basato su un'analisi strumentale del movimento. Numerosi studi sono stati eseguiti utilizzando sistemi motion capture 3D o sensori indossabili (e.g. [2]), che spesso sono rimasti però confinati all'ambiente accademico o di ricerca clinica per la loro complessità. In questo lavoro valutiamo la potenzialità di un nuovo sistema di analisi di movimento senza marker per studiare i movimenti dei neonati nell'ambiente ospedaliero o a casa.

METODI

Una comune telecamera registra i movimenti naturali dei neonati e un software personalizzato 'MIMAS' – Markerless Infant Motion Analysis System [3] – stima automaticamente, usando immagini binarie estratte da sequenze video, un set di indicatori quantitativi che descrivono i pattern spontanei di movimento. I partecipanti sono stati reclutati all'ospedale Gaslini e appartengono a due gruppi: (1) una popolazione di bambini pretermine, nati entro la 32esima settimana gestazionale e/o con peso minore a 1.5 kg, in condizioni cliniche stabili, in assenza di trattamenti sedativi farmacologici o supporto respiratorio nelle 4 settimane precedenti; (2) una popolazione di bambini nati a termine sani. Per ogni bambino sono state eseguite le seguenti valutazioni: (i) MIMAS e risonanza magnetica alla 40esima settimana gestazionale (l'MRI fornisce un'informazione ad alta sensibilità per la diagnosi e la valutazione dei pretermine permettendo un'indagine approfondita dello sviluppo cerebrale e di eventuali lesioni associate a deficit rivelati dall'esame clinico); (ii) MIMAS a tre mesi dopo la nascita; (iii) valutazione clinica con Bayley Scale of Infant Development-III a 24 mesi dopo la nascita. Abbiamo costruito un'innovativa repository digitale [4] in modo da facilitare l'accesso e l'analisi dei dati raccolti.

RISULTATI

Il database include 120 neonati pretermine e 20 a termine. Abbiamo validato la stabilità e la ripetibilità degli indicatori forniti dal sistema di movimento su una prima sottoclasse di 30 bambini. Abbiamo trovato 27 indicatori stabili che includono la quantificazione dell'intensità e della quantità di movimento, delle simmetrie nel movimento fra le diverse parti corporee e parametri nel dominio della frequenza. Questi indicatori combinati con un algoritmo di classificazione ci hanno permesso di discriminare i movimenti dei bambini appartenenti alle due popolazioni ed in differenti stadi di crescita. Inoltre, nei pretermine, la correlazione tra questi indicatori con le valutazioni basate sull'imaging cerebrale e sulle scale cliniche ha fornito una validazione preliminare dell'abilità del sistema MIMAS ad identificare possibili problemi neurologici.

DISCUSSIONE

Il risultato principale di questo lavoro è stata la validazione preliminare di un sistema flessibile, semplice, stabile e a basso costo per l'identificazione precoce di disabilità motorie nei neonati a rischio, combinata con una grid-enabled web platform integrata per il biobanking digitale per l'analisi del movimento infantile. Tale piattaforma fornisce un database esteso con dati cognitivi, comportamentali e di movimento. Questo sistema potrebbe portare ad una migliore comprensione e predizione dei rischi di disabilità infantile e ad individuare in modo precoce bambini che necessitino di trattamenti riabilitativi, riducendo il rischio di disabilità a lungo termine.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Herskind, et al, *Dev Med Child Neurol*, 57(1), 29–36.
- [2] Disselhorst-Klug, et al, *Experimental Brain Research*, 218(2), 305–313.
- [3] Y. Osawa, et al, *IFMBE Proceedings*, Vol. 23), pp. 2043–2047.
- [4] M.Izzo, *A BMC genomics* 15(3),1.