

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 3 – Postura ed equilibrio

O15 - Effetto di età e genere sui principali parametri baropodometrici nel cammino: dati normativi per pedane di pressione.....	1
O16 - Il Fukuda Stepping Test strumentato: quantificazione del deficit di equilibrio in pazienti con ictus in fase sub-acuta.....	2
O17 - Plasticità delle unità motorie nel muscolo gastrocnemio mediale dopo l'ictus.....	3
O18 - Modificazioni biomeccaniche e funzionali nel piede diabetico: differenze tra diabete di tipo I e di tipo II	4
O19 - Applicazione di tecniche di apprendimento automatico per la rilevazione delle transizioni posturali durante il TUG test.	5
O20 - Individuazione real-time delle fasi del sit-to-stand: uno studio iniziale.....	6
O21 - Un nuovo protocollo per la valutazione biomeccanica di scarpe e plantari sportivi: confronto tra plantari nativi ed un plantare off-the-shelf con barra metatarsale	7

O15 - Effetto di età e genere sui principali parametri baropodometrici nel cammino: dati normativi per pedane di pressione

P. Caravaggi, G. Garibizzo, A. Giangrande, S. Tamarri, L. Berti, G. Lullini, C. Belvedere, M. Ortolani, A. Leardini
Laboratorio di Analisi del Movimento, Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna, Italia

INTRODUZIONE

Gli aspetti morfologici e biomeccanici del piede sono correlati all'età ed al genere. Per quanto riguarda l'età, questo è conseguenza delle alterazioni biologiche a livello delle articolazioni e dei tessuti molli che si manifesta anche in distribuzioni alterate della pressione plantare. Nonostante la relazioni tra alcuni dei principali parametri baropodometrici e la tipologia di piede siano state riportate in uno studio su una grande popolazione [1], la nostra attuale comprensione degli effetti dell'invecchiamento sulle pressioni plantari durante il cammino è ancora molto limitata. Scopo di questo studio era di caratterizzare la pressione plantare durante il cammino secondo l'età ed il genere in una popolazione di soggetti sani. I parametri del piede su base baropodometrica sono utili per determinare range di normalità divisi per gruppi di età e per genere al fine di aiutare il podologo a discriminare alterazioni biomeccaniche e morfologiche.

METODI

Da Gennaio a Luglio 2016, più di trecento soggetti sono stati visitati da un podologo esperto presso il Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, ed in altri luoghi pubblici come scuole e palestre. 133 soggetti (70 M, 63 F; BMI < 29) che presentavano piedi asintomatici con allineamento del retropiede normale (angolo di varo < 5 deg) e normale arco mediale, con nessuna storia di traumi o interventi all'arto inferiore, sono stati acquisiti utilizzando una piattaforma di pressione strumentata con 2304 sensori (P-walk, BTS, Italy). 5 passi destri e 5 sinistri sono stati registrati per ogni soggetto durante il cammino a velocità confortevole. Un software proprietario [2] è stato utilizzato per determinare i seguenti parametri dai dati di pressione plantare: arch-index (AI, %); escursione del centro di pressione (CPEI, %); picco di pressione (PP, kPa); integrale pressione-tempo (PTI, kPa*s); angolo di progressione (FPA, deg); lunghezza e larghezza del piede (mm). I parametri calcolati sono stati raggruppati per genere, e per età in quattro gruppi: 6-12 anni; 13-20 anni; 21-40 anni; and 41-60 anni. Il test di Kruskal-Wallis è stato utilizzato per evidenziare differenze nei parametri baropodometrici tra gruppi di età diversa ($\alpha=0.05$). Il test di Mann-Whitney è stato utilizzato per valutare differenze in ogni parametro tra i due generi.

RISULTATI

Sono state osservate differenze in tutti i parametri tra gruppi di età diversa, con l'eccezione dell'arch-index e del CPEI. Il gruppo 5-12 anni ha mostrato i valori più bassi di PP, PTI e di dimensione dei piedi. In generale, l'angolo di progressione aumenta con l'età (FPA 41-60 > FPA 5-12; $p<0.005$) (Figura 1). Con eccezione del gruppo più giovane, a pari età le dimensioni del piede era sempre maggiori nei maschi. Differenze tra maschi e femmine in diversi parametri sono state osservate nel gruppo 13-20 anni. Ad esempio, il PTI medio nel piede sinistro era 111 kPa*s [94 - 132] nelle femmine e 142 kPa*s [119 - 171] nei maschi ($p=0.009$).

DISCUSSIONE

Le piattaforme di pressione sono strumenti utili e relativamente economici per l'analisi delle pressioni plantari. Nonostante questi strumenti siano sempre più frequentemente utilizzati da podologi e tecnici ortopedici, i dati di pressione plantare sono spesso valutati solo qualitativamente. Secondo i risultati di questo studio, diversi parametri baropodometrici che caratterizzano il piede nel cammino sono dipendenti dall'età e dal genere. Dati di controllo specifici per gruppi di età e divisi per genere sono quindi raccomandati per una corretta valutazione della biomeccanica del piede e nel supporto alla diagnosi di patologie. Questi dati possono quindi aiutare ad una maggiore comprensione della biomeccanica del piede sano, e nella diagnosi di patologie o alterazioni morfologiche su base strumentale.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Menz HB, et al., *Rheumatology* 2013; 52: 2275-82.
- [2] Caravaggi P, et al., *Bone & Joint Journal Orthopaedic Proceedings Supplement* 2017; 2:19.

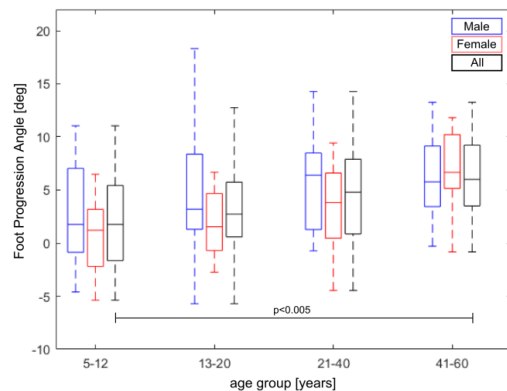


Figura 1 Distribuzione dell'angolo di progressione (FPA) [deg] nei maschi, femmine e nella popolazione totale divisa nei quattro gruppi di pari età.

O16 - Il Fukuda Stepping Test strumentato: quantificazione del deficit di equilibrio in pazienti con ictus in fase sub-acuta.

V. Belluscio¹, E. Bergamini¹, M. Iosa², G. Morone², M. Tramontano², G. Vannozzi¹

¹BOHNES, Università degli Studi di Roma "Foro Italico", ² Fondazione S.Lucia IRCCS, Roma, Italy

INTRODUZIONE

I disturbi dell'equilibrio sono una delle più comuni conseguenze dopo un ictus [1]. Tali disturbi possono essere valutati attraverso il Fukuda Stepping Test (FST), il quale consiste in una marcia sul posto ad occhi chiusi. Tuttavia, i parametri tradizionalmente considerati nel contesto clinico, quali la rotazione e lo spostamento del corpo, non sono completamente rappresentativi dell'abilità motoria del paziente [2]. L'obiettivo di questo studio è quello di proporre una versione strumentata del FST (iFST), utilizzando sensori inerziali (IMUs). Un set di parametri basati sull'analisi di accelerazioni e velocità angolari, misurate sulla parte superiore del corpo, è stato definito per descrivere le strategie motorie specifiche del soggetto e integrare i risultati delle tradizionali scale cliniche.

METODI

Ventisette pazienti con ictus in fase sub-acuta (SP; 66±16 anni; entro 6 mesi dall'evento; 22 ictus ischemici e 5 emorragici) e 18 soggetti sani (CG; 57±5 anni) sono stati inclusi nello studio. Le scale di Barthel, Tinetti, Berg e la Functional Ambulation Classification (FAC) sono state somministrate ad ogni paziente, e SP è stato diviso in due gruppi a seconda del punteggio ottenuto nella FAC: FAC3 (n=11) e FAC4 (n=16). I partecipanti hanno eseguito il FST indossando 5 IMUs: 2 sono stati posizionati in corrispondenza dei malleoli ed utilizzati per la segmentazione del passo, e 3 a livello di pelvi (P), sterno (S) e testa (H). Dalla posizione finale dei piedi, sono stati misurati la rotazione e gli spostamenti antero-posteriore (AP) e medio-laterale (ML) del corpo. Dal segnale degli accelerometri sono stati ottenuti i coefficienti di attenuazione (C_{ij}) tra ogni coppia di livelli (PS, PH, SH) [3] e un indice di simmetria del passo (iHR) [4]. Infine, la velocità angolare (ω) attorno all'asse cranio-caudale (CC) è stata rappresentata per tutte le coppie di livelli e, per ogni grafico, è stata ottenuta la retta di regressione. E' stato poi calcolato il coefficiente di determinazione (R^2) di questa retta, il quale fornisce informazioni sulla ripetibilità del passo in termini di velocità angolare (Fig.1). Per investigare la presenza di differenze statisticamente significative tra SP (FAC3 e FAC4) e CG, il test di Kruskal-Wallis è stato eseguito per tutti i parametri menzionati ($\alpha=0.05$).

RISULTATI

Non sono state trovate differenze significative tra i due gruppi SP e CG per quanto riguarda la quantità di rotazione e gli spostamenti AP e ML. Al contrario, sono state trovate differenze significative per tutti i C_{ij} (AP) e iHR (AP, CC) tra i gruppi SP e CG, con i valori più bassi mostrati da SP, così come tra i gruppi FAC3 e FAC4 per R^2 (PS, PH, SH), con valori più bassi ottenuti dai pazienti FAC3 (Fig.1).

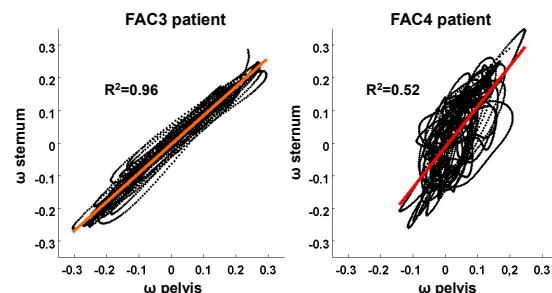


Fig.1 ω (P, S) e R^2 per due pazienti FAC3 e FAC4

DISCUSSIONE

La rotazione e gli spostamenti AP e ML del corpo non forniscono informazioni abbastanza dettagliate riguardo le strategie motorie adottate da SP e CG. Al contrario, i parametri dell'iFST sono in grado di discriminare non solo tra SP e CG (C_{ij} e iHR), ma anche tra i pazienti appartenenti a FAC3 e FAC4 (R^2). Nello specifico, i C_{ij} mostrano la mancanza di abilità dei pazienti colpiti da ictus di attenuare le accelerazioni dai livelli inferiori a quelli superiori del corpo, e quindi la difficoltà a stabilizzare la testa, specialmente nella direzione antero-posteriore. Inoltre, i pazienti del gruppo FAC3 presentano una minore ripetibilità del movimento in termini di velocità angolare, rispetto ai pazienti FAC4: questo risultato sembra supportare l'utilizzo del parametro R^2 , il quale fornisce informazioni riguardo la strategia motoria utilizzata dal soggetto, discriminando tra pazienti con deficit diverso. L'iFST potrebbe quindi essere incluso nella routine clinica di valutazione dei disturbi dell'equilibrio, supportando la realizzazione di protocolli riabilitativi personalizzati.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Langhorne P et al. Lancet Neurol 2009;8(8):741–754.
- [2] Honaker JA et al. J Am Acad Audiol 2009;20(5):311-314.
- [3] Mazzà C et al. J Neuroeng Rehabil 2008;5:30.
- [4] Pasciuto I et al. J Biomech 2017;53:84–89.

O17 - Plasticità delle unità motorie nel muscolo gastrocnemio mediale dopo l'ictus

T Vieira¹, T Lemos², LAS Oliveira², CHR Horszczaruk², F Tovar-Moll³, EC Rodrigues^{2,3}

¹LISIN - Politecnico di Torino, Italy, ²UNISUAM, Rio de Janeiro, Brazil, ³IDOR, Rio de Janeiro, Brazil

INTRODUZIONE

L'ictus porta a gravi complicazioni motorie, che incidono ad esempio sul controllo dell'equilibrio e sulla deambulazione. Tali deficit possono persistere anche mesi dopo l'ictus [1] e sembrano associati alla plasticità delle unità motorie. Siccome l'ictus conduce alla morte dei motoneuroni e alla conseguente reinnervazione delle fibre orfane [2], è possibile che il territorio delle unità motorie sopravvissute aumenti dopo l'ictus. Qui, esaminiamo questo problema con EMG intramuscolari e di superficie.

METODI

Mentre otto pazienti colpiti dall'ictus (56 ± 6 anni) stavano in piedi, 15 EMG bipolari di superficie sono stati registrati dal gastrocnemio mediale (MG, 1cm distanza inter-elettrodo) dell'arto paretico e sano. Gli EMG di superficie sono stati mediati (40 ms) con gli istanti di sparo di unità motorie identificate tramite la decomposizione degli EMG intramuscolari; elettrodi a filo inseriti al 40% della distanza tra la piega poplitea e l'estremità distale della aponeurosi superficiale (Figura, A). L'ampiezza RMS dei potenziali di singole unità motorie è stata calcolata per ogni canale. Il numero di canali che rilevarono valori RMS oltre 70% del massimo RMS, normalizzato rispetto al numero totale di canali lungo il muscolo, è stato considerato per valutare la dimensione della regione cutanea dove potenziali di azione di singole unità MG sono stati prelevati negli arti paretici e sani. Questa metodologia fornisce una stima indiretta della dimensione del territorio delle unità motorie nel muscolo MG [3]. Immagini ecografiche sono state acquisite per controllare l'effetto delle differenze nello spessore sottocutaneo tra gli arti. Poiché non sono stati osservati potenziali di azione in alcuni pazienti, prove aggiuntive sono state applicate. In particolare, questi soggetti sono stati istruiti a caricare entrambi gli arti il più equamente possibile mentre guardavano il loro centro di pressione su uno schermo (Figura, B).

RISULTATI

Sono state identificate 34 unità motorie, di cui 13 nell'arto paretico. In confronto ai potenziali prelevati dall'arto sano, i potenziali di azione delle unità motorie nell'arto paretico sono stati rappresentati in una regione cutanea significativamente più ampia (test Mann-Whitney, $P < 0.001$). Questa differenza tra arti non è stata associata alle differenze di spessore sottocutaneo (Spearman $\rho = -0.45$; $P = 0.32$).

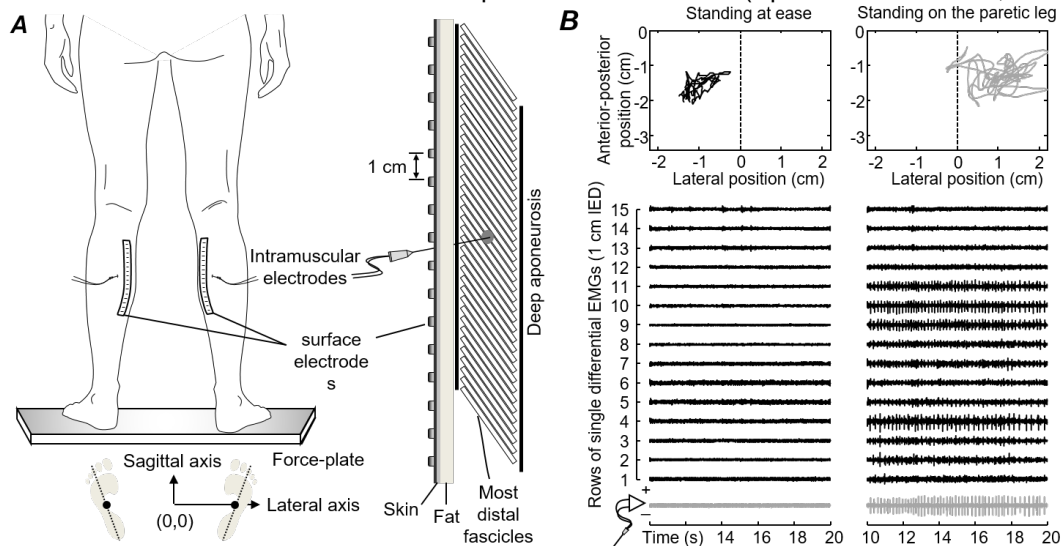


Figure. (A) posizionamento degli elettrodi e (B) segnali EMG di un soggetto rappresentativo.

DISCUSSIONE

La rappresentazione cutanea dei potenziali di singole unità motorie è più ampia nel muscolo MG dell'arto paretico che sano. Questi risultati suggeriscono che, per le unità motorie reclutate durante la postura ortostatica nel muscolo MG, l'ictus sembra portare all'ampliamento del loro territorio.

RIFERIMENTI

- [1] Lukács M. *Clinical Neurophysiology* 2005;116:1566-70.
- [2] Geurts ACH, de Haart M, van Nes IJW, Duysens J. *Gait and Posture* 2005;22:267-81.
- [3] Vieira TM, Loram ID, Muceli S, Merletti R, Farina D. *Journal of Physiology* 2011;589:431-43.

O18 - Modificazioni biomeccaniche e funzionali nel piede diabetico: differenze tra diabete di tipo I e di tipo II

P. Caravaggi¹, L. Berti¹, A. Leardini¹, G. Lullini¹, G. Marchesini³, L. Baccolini³, C. Giacomozzi²

¹ *Movement Analysis Laboratory, Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna, Italy* ² *Department of Cardiovascular, dysmetabolic and aging-associated diseases, Italian National Institute of Health, Rome, Italy* ³ *Policlinico Sant'Orsola-Malpighi, Bologna, Italy*

INTRODUZIONE

Le alterazioni biomeccaniche a carico del piede diabetico sono note da diversi anni ma sono tuttora oggetto di discussione [1]. In particolare non si è ancora trovato consenso relativamente ad un modello biomeccanico clinicamente affidabile circa il carico esercitato sui vari segmenti del piede durante la deambulazione [2]. Per trovare evidenze su questo argomento è stato condotto un ampio studio strumentale con lo scopo di valutare in modo integrato la cinematica articolare e le pressioni plantari durante la deambulazione [3]. L'obiettivo principale è quello di identificare e quantificare le principali modificazioni biomeccaniche e funzionali del piede diabetico isolando il ruolo di ogni fattore confondente. In questo primo lavoro presentiamo i dati relativi al ruolo del tipo di diabete, mantenendo tutti gli altri fattori di comorbidità e le variabili biologiche strettamente controllati.

METODI

Dal gennaio 2016, una metodologia di valutazione cinematica e dinamica integrata è stata applicata ad un ampio campione di pazienti diabetici e di volontari sani, utilizzando il Rizzoli Foot Model e la corrispondente suddivisione in cinque regioni plantari di interesse [3,4]. Attualmente, sono stati valutati 140 soggetti durante il cammino a cadenza auto-selezionata e controllata. Sono stati registrati cinque appoggi consistenti per piede. I pazienti sono stati stratificati clinicamente in base al tipo di diabete (tipo I o tipo II) ed, all'interno di ciascun tipo, sono stati raggruppati in base a: presenza / assenza di neuropatia; presenza / assenza di deformità o limitazioni funzionali; BMI; età; cadenza. La presente analisi preliminare combinata di pressione plantare e cinematica è stata condotta su un campione di 30 piedi, equamente distribuito tra tre sottogruppi: diabetici di tipo I (T1), diabetici di tipo II (T2) e controlli (C), tutti con cadenza nell'intervallo 50-55spm, BMI < 30kg/m², assenza di deformità o limitazione funzionale, assenza di neuropatia. Sulla base di precedenti studi di correlazione [4], come variabile cinematica è stata selezionata l'escursione articolare (RoM, gradi) sul piano frontale dell'articolazione tibiotarsica, mentre si è scelto l'integrale pressione-tempo (PTI, kPa*s) come variabile dinamica relativa al carico dell'intero piede e delle 5 regioni di interesse. A tutti i parametri e gruppi è stata applicata l'ANOVA a 1 via (p < 0.05) con correzione Bonferroni-Holm.

RISULTATI

Rispetto ai controlli, T1 (che differiva da C solo per la presenza di diabete a lungo termine) ha mostrato un significativo spostamento del carico (PTI) dal mesopiede e dall'avampiede alle dita (T1, rispettivamente: 19.2 ± 7.4, 104.3 ± 38.3, 47.0 ± 29.3; C: 24.1 ± 10.1, 118.9 ± 26.3, 34.1 ± 20.8) associato a una riduzione moderata - non statisticamente significativa - del RoM (T1: 6.9 ± 2.4; C: 7.6 ± 2.4). Rispetto a C, probabilmente a causa del diabete ma forse anche in associazione con l'età più anziana, T2 ha mostrato cambiamenti significativi nel carico nell'avampiede e dita (T2: 150.4 ± 63.3, 28.4 ± 15.6) e una significativa riduzione del RoM (6.0 ± 1.2). Inoltre, T2 (61.0 ± 14.2) si è differenziato significativamente da T1 (69.6 ± 17.2) per il carico inferiore al retro piede; da segnalare anche il carico inferiore alle dita e il carico superiore all'avampiede.

DISCUSSIONE

I risultati evidenziano bene i cambiamenti biomeccanici che il tipo di diabete da solo, ovvero senza neuropatia o complicazioni di deformità, può comportare nel piede durante la fase d'appoggio nel cammino.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Van Netten JJ, et al, *Diab Metab Res Rev* 2016, 32(Suppl. 1): 84–98.
- [2] Bus SA, *Diab Metab Res Rev* 2012 28(Suppl 1): 54–59.
- [3] Giacomozzi C, et al., In *Handbook of Human Motion*. 2017 Springer, Integration of foot pressure and foot kinematics measurements for medical applications... in-press.
- [4] Caravaggi P, et al., *J Biomech* 2016 49(14):3485-3491

O19 - Applicazione di tecniche di apprendimento automatico per la rilevazione delle transizioni posturali durante il TUG test.

L. Pinna¹, A. Mannini¹, A.M. Sabatini¹, C. Dolciotti², P. Bongioanni³, M.C. Carboncini³ e G. De Petris⁴

¹ Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa, Italia; ² Fisiologia Clinica CNR; ³ Dipartimento di Neuroscienze, Azienda Ospedaliera Universitaria, Pisa, Italia; ⁴ Tim, Pisa, Italia

INTRODUZIONE

Il morbo di Parkinson provoca disturbi dell'equilibrio di forte impatto sulla qualità di vita del paziente [1]. Per questo motivo, il monitoraggio dei segni motori, come il cammino e l'equilibrio, assume notevole rilevanza. La loro valutazione clinica coinvolge ad oggi le scale cliniche quali la UPDRS, ma anche l'uso di sensori inerziali indossabili [2]. I sensori indossabili permettono una misura della disabilità motoria obiettiva e indipendente dall'operatore. Uno dei test maggiormente utilizzati per effettuare misure funzionali è il Timed Up and Go test (TUG). Questo lavoro si pone lo scopo di riconoscere automaticamente le transizioni posturali durante il test, ossia: sollevarsi (SiTS) e sedersi sulla sedia (StTS), basandosi sui risultati ottenuti precedentemente [3-4]. In particolare, sono stati confrontate diverse tecniche di apprendimento automatico allo scopo di effettuare una rilevazione automatica delle transizioni posturali a partire dai dati dei sensori inerziali.

METODI

I dati sono stati raccolti da 18 soggetti di controllo, che non presentavano problemi pregressi di deambulazione, 69.2 ± 7.5 anni e da 25 pazienti PD, ad uno stadio 1-3 di H&Y, 69.7 ± 8.5 anni. Il protocollo sperimentale consisteva nell'effettuare il TUG test: ai soggetti veniva chiesto di sollevarsi da una sedia camminare in linea retta ad una velocità confortevole per tre metri, girarsi e tornare indietro per poi risiedersi. Al soggetto sono stati posizionati 3 sensori inerziali indossabili, uno all'altezza del tronco e due alle caviglie. Solo il sensore posizionato sul tronco è stato utilizzato per l'analisi. La connessione Bluetooth dei sensori con lo smartphone, ha permesso la sincronizzazione dei dati e la loro memorizzazione. Partendo dal lavoro di Salarian et al, sono state individuate le transizioni posturali in due fasi. Per prima cosa sono state individuate le transizioni posturali candidate applicando una soglia a bassa specificità alla stima della torsione del tronco. In una seconda fase, i candidati sono stati classificati estraendo un set di "features" dai dati accelerometrici e di velocità angolare in corrispondenza delle transizioni determinate, [3]. I vettori delle "features" sono stati classificati mediante metodi di apprendimento automatico per riconoscere se gli eventi candidati erano transizioni o meno. In particolare sono state confrontate sei strategie di classificazione (*random forests* RF, *support vector machines* SVM, albero decisionale J48, regressione logistica LogReg, *naive Bayes* NB e *k-nearest neighbour* kNN). A differenza dei lavori precedenti, è stato usato l'approccio di validazione *leave-one subject-out*.

RISULTATI

I risultati sono riportati in figura 1. Tutti i metodi identificano le transizioni posturali, mostrando accuratezza, sensibilità, specificità e valore predittivo positivo (PPV) superiori al 90%. I classificatori raggiungono un'accuratezza che va dal 94.8% del J48, fino al 97.7% delle SVM.

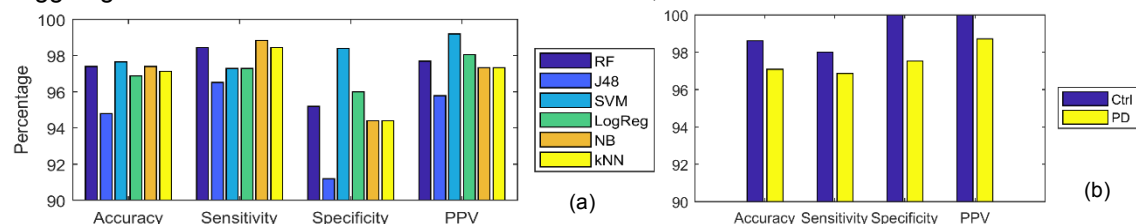


Figura 1. Confronto dei risultati della validazione per i diversi classificatori (a) e dettaglio dei risultati del classificatore SVM nei due gruppi di soggetti testati (b)

DISCUSSIONI

Sebbene sia improprio effettuare un confronto diretto con i metodi utilizzati in precedenza, il nostro approccio permette una maggiore sensibilità e PPV (figura 1 (b) in relazione a [3]). In conclusione il metodo proposto riesce a identificare con successo le transizioni posturali durante il TUG.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Tuchman M. *Park Alliance Balanc*, 2009; vol 20, pp.1-15.
- [2] Hobert M, et al. *Acta Neurol* 2014; vol. 130, no 3: pp. 139-147
- [3] Salarian A, et al. *IEEE Trans Biomed Eng* 2007; vol.54, no.12: pp. 2296–2299,
- [4] Najafi B, *IEEE Trans Biomed Eng* 2003; vol. 50, no. 6 pp. 711–723.

O20 - Individuazione real-time delle fasi del sit-to-stand: uno studio iniziale

A. Di Marco¹, M. Testa

¹Università degli Studi di Genova, Genova, Italia

INTRODUZIONE

Il Sit-To-Stand (STS), definito come il passaggio dalla posizione seduta a quella eretta, è un'attività che viene eseguita molte volte durante il giorno [1]. E' comunemente adottata nella pratica clinica, poiché sia le patologie muscolo-scheletriche e quelle neurodegenerative, così come l'invecchiamento determinano un aumento della difficoltà dell'alzarsi dalla sedia [2]. Recentemente, i MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems) vengono usati nelle valutazioni dei test funzionali, fra cui il STS. La maggioranza delle analisi sono condotte offline. Maggiormente interessante sarebbe analizzare il test in real-time, in modo da fornirne una valutazione istante per istante. La più grande difficoltà associata all'analisi in real-time è distinguere le diverse fasi del STS. Precedenti lavori si sono limitati a rilevare i momenti in cui il soggetto si solleva dalla sedia e si risiede [3]. Lo scopo di questo lavoro è sviluppare un appropriato classificatore in grado di classificare in real-time le fasi del STS.

METODI

Experimental Design. Sedici soggetti hanno partecipato allo studio, di cui 7 di sesso femminile (23.4±3.0 anni). I soggetti indossavano otto sensori inerziali (Xsens MTw, Xsens Technologies BV, Enschede, The Netherlands), posizionati su sterno, schiena, femore, tibia e caviglia. L'equipaggiamento includeva inoltre una sedia regolabile in altezza provvista di un interruttore nel sedile (per rilevare i momenti di seat-off e seat-on). I partecipanti sedevano sulla sedia con le braccia incrociate al petto, senza appoggiarsi allo schienale della sedia e con i piedi posizionati in modo che l'angolo del ginocchio fosse di 90°. Prima dell'inizio di ogni sessione, lo sperimentatore ha spiegato la corretta esecuzione dell'esercizio. Ogni soggetto ha eseguito l'esercizio alla propria velocità per dieci volte. Un segnale acustico indicava l'inizio della registrazione.

Analisi Dati. I sensori inerziali hanno registrato le accelerazioni e le velocità angolari per ogni asse (frequenza di campionamento 50 Hz). I dati dei sensori sono stati sincronizzati con il segnale proveniente dall'interruttore. In particolare, sono stati analizzati le accelerazioni e gli angoli di eulero per ogni asse. Il software MatLab (**The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States.**) è stato utilizzato per l'analisi dati. Inizialmente, sono state individuate le fasi del STS: Inclinazione del tronco(TL), alzarsi (SDG), equilibrio (BL), sedersi (STG). Ogni fase è stata divisa in epoche di 0.1 s e 0.2 s. Per ogni epoca sono state calcolate le seguenti features: media, deviazione standard, valore quadratico medio (RMS), massimo e minimo normalizzati rispetto all'RMS, fattore di covarianza e derivata prima. Da ciascun dataset è stato estratto un dataset riguardante solo i sensori posizionati su sterno, femore destro e sinistro. Abbiamo confrontato le prestazioni di tre differenti classificatori: Complex Tree, K-Nearest Neighbors (KNN), Support Vector Machines (SVM) per ogni dataset.

RISULTATI

La precisione del classificatore è stata valutata tramite l'F1 score, mostrati nella tabella 1.

Tabella 1. Titolo

DATASET	TREE[%]	KNN[%]	SVM[%]
Epoca 0.1, 8 sensori	98	98	99
Epoca 0.1, 3 sensori	85	95	96
Epoca 0.2 ,3 sensori	74	96	99
Epoca 0.2 ,8 sensori	97	97	98

DISCUSSIONE

Il classificatore SVM è stato il più preciso, ma con quello con i tempi di calcolo maggiori. Il classificatore Tree ha avuto minori tempi computazionali, ma necessita di tutte le features da tutti i sensori per avere un'accuratezza maggiore. Un buon compromesso, è rappresentato dal il classificatore KNN, che presentava buoni livelli di accuratezza anche con meno features. La durata delle epoche non influisce sulla precisione dei classificatori, ed è preferibile scegliere epoche di 0.2 s. Il prossimo passo, sarà la valutazione, durante ogni fase, dei parametri cinetici in grado di valutarne la correttezza dell'esecuzione.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Nuzik S., Lamb R., Vansant A., and Hirt S., *Physical Therapy* 1986; vol. 66(11) pp. 1708–1713,
- [2] Mak M.K.Y., Levin O., Mizrahi O., and Hui-Chan C. W. Y., *Clinical Biomechanics* 2003; 18 (3): 197–206
- [3] van Lummel R.C., Ainsworth E., Hausdorff J.M., Lindemann U., Beek P.J. and van Die J. H., *Physiological Measurement* 2012 ; 33 1855-1867

O21 - Un nuovo protocollo per la valutazione biomeccanica di scarpe e plantari sportivi: confronto tra plantari nativi ed un plantare off-the-shelf con barra metatarsale

A. Giangrande, A. Leardini, M. Ortolani, G. Lullini, L. Berti, C. Belvedere, P. Caravaggi

Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna, Italia

INTRODUZIONE

Praticare attività sportiva aiuta a mantenere sano il sistema cardio-vascolare ed a controllare il peso corporeo. D'altronde, l'importanza di utilizzare un corretto abbigliamento sportivo idoneo all'attività che si svolge è talvolta sottovalutata, e la scelta di scarpe e plantari è spesso dettata dalla moda o dall'estetica. Difatti solo pochi studi hanno riportato gli effetti baropodometrici del tipo di piede nelle scarpe [1], e l'influenza di diversi plantari e scarpe durante un solo compito motorio [2]. In questo studio, è stato disegnato un "percorso sportivo" ad-hoc al fine di riprodurre in laboratorio alcuni task motori tipici di diverse attività sportive. I plantari nativi delle scarpe sportive sono stati confrontati con un plantare sportivo off-the-shelf e con un plantare piatto come controllo.

METODI

A 20 soggetti adulti e fisicamente attivi (10 M, 10 F; età 32 ± 9 anni; BMI 22.3 ± 2.8 kg/m²) è stato chiesto di effettuare una serie di task motori comuni a diversi sport all'interno di un "percorso sportivo", in questa sequenza: cammino normale; cammino veloce; corsa; scatti con cambio di direzione; salita di una scale; salto da una piattaforma di 0.5 m; salto sul posto, e scatti laterali. Tre plantari sono stati testati: i nativi della scarpa (NATIVE); un plantare piatto in latex (FLAT), ed un plantare sportivo off-the-shelf (OTS-sport) in EVA dotato di inserto calcaneare in lattice e di barra retro capitata. L'ordine con cui sono stati testati i plantari è stato randomizzato per ogni

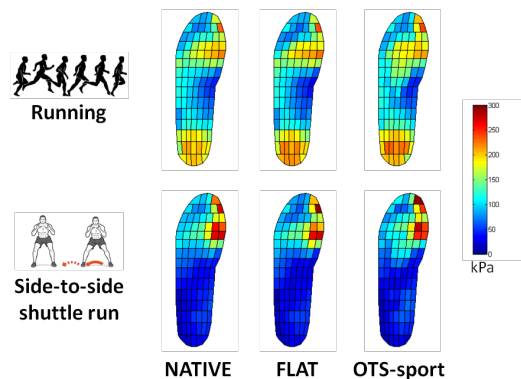


Figura 2 Mappa a colori del picco di pressione medio calcolato per tutti i campioni registrati per tutti i soggetti (kPa) in ogni sensore durante la corsa (sopra) e gli scatti laterali (sotto) per i tre plantari testati (da sinistra a destra).

sogetto ed il test è stato compiuto in cieco. Un sistema di solette a 99-sensori capacitivi (Pedar, Novel) è stato utilizzato per misurare la pressione plantare in diverse regioni del piede. Analisi dei principali parametri baropodometrici, ad es. picco di pressione (PP) ed integrale pressione-tempo (PTI), è stata effettuata con un software proprietario scritto in Matlab (MathWorks). Il comfort percepito in ogni configurazione è stato valutato tramite scheda VAS [3]. Il test di Friedman con correzione di Bonferroni è stato utilizzato per identificare le differenze in comfort e nei parametri baropodometrici tra i tre plantari ($\alpha=0.05$).

RISULTATI

Differenze significative in comfort sono state rilevate tra il plantare OTS-sport e gli altri due (NATIVE = 7.0 ± 2.3 ; FLAT = 7.5 ± 2.3 ; OTS-sport = 4.2 ± 2.6 ; $p < 0.05$). Differenze significative sono state inoltre osservate tra task motori nei parametri baropodometrici per la stessa regione plantare, e tra i tre plantari per lo stesso task motorio. Gli scatti laterali hanno mostrato carico plantare principalmente all'avampiede (Figura 1, sotto). Nel plantare OTS-sport, per il cammino veloce, sono stati osservati PP e PTI maggiori al retropiede (PP (kPa): NATIVE = 280 ± 90 ; FLAT = 302 ± 81 ; OTS-sport = 328 ± 78 ; $p < 0.05$). Nella corsa, l'OTS-sport ha mostrato il maggiore PP e PTI all'avampiede (PTI (kPa*s): NATIVE = 50 ± 19 ; FLAT = 47 ± 13 ; OTS-sport = 53 ± 11 ; $p < 0.05$).

DISCUSSIONE

In questo studio abbiamo proposto e formalizzato un "percorso sportivo" per permettere la misurazione della pressione plantare nella scarpa durante lo svolgimento di task motori comuni a diversi sport. La presenza di una barra retrocapitata nel plantare OTS-sport è risultata inappropriata a seguito dei risultati di comfort e baropodometrici. Lo studio ha permesso di evidenziare gli effetti dei plantari sulla distribuzione della pressione nelle scarpe sportive, e di misurare le forze che agiscono sul piede in diversi compiti motori al fine di aiutare nella scelta della combinazione plantare e scarpa più appropriata per ogni attività sportiva.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Robin MQ, et al., *Gait & Posture* 2009; 29: 582-586.
- [2] Lucas-Cuevas AG, et al., *Journal of Sports Sciences* 2014; 32: 1712-1721.
- [3] Mundermann A, et al., *Gait & Posture* 2002; 16: 38-45.