

# 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 2 – Metodi avanzati in analisi del cammino

O8 - Un nuovo modello cinematico del complesso piede-caviglia per l'analisi del passo .....	1
O9 - Sviluppo di un innovativo sistema indossabile per la misura in tempo reale della distanza fra i piedi durante il cammino .....	2
O10 - Validazione multicentrica di parametri del cammino su individui sani e patologici .....	3
O11 - Un approccio energetico basato su wavelet per l'identificazione degli istanti di contatto durante il movimento.....	4
O12 - Analisi armonica del segnale di accelerazione del trunco durante il cammino: uno studio longitudinale.....	5
O13 - Analisi del segnale elettromiografico di superficie per la massima localizzazione di energia durante il cammino.....	6
O14 - È possibile applicare una metodologia esistente di riconoscimento del cammino su dati da soggetti patologici senza adattarne le regole decisionali?.....	7

**O8 - Un nuovo modello cinematico del complesso piede-caviglia per l'analisi del passo**

**R. Di Marco**<sup>1,2</sup>, **E. Scalona**<sup>1</sup>, **E. Palermo**<sup>1</sup>, **C. Mazzà**<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Sapienza Università di Roma, Roma, Italia, <sup>2</sup> University of Sheffield, Sheffield, UK, <sup>3</sup> INSIGNEO Institute for in silico medicine, Sheffield, UK

**INTRODUZIONE**

Fare affidamento su bande di normalità per valutare il movimento delle articolazioni del piede è discutibile per via della scarsa ripetibilità della cinematica del complesso piede-caviglia, anche considerando una popolazione di soggetti sani [1]. Questo studio ha l'obiettivo di proporre un nuovo modello cinematico multi-segmento del complesso piede-caviglia e valutare la ripetibilità dei risultati.

**METODI**

I dati utilizzati in questo studio sono stati precedentemente pubblicati in [1], permettendo il confronto tra i risultati ottenuti dal nuovo modello e da quelli esistenti. I dati sono stati registrati su 13 adulti sani (27.0±1.9 anni, altezza: 1.83±0.08 m, lunghezza piede: 28.5±1.0 cm) in due sessioni distanziate da un mese. Il modello prevede 4 segmenti, definiti a partire dai punti di repere anatomici riportati in Tabella 1.a e 1.b. Le variazioni dai modelli già esistenti includono: l'eliminazione di marcatori su bacchette; l'esclusione del giunto Avampiede-Mesopiede [2]; l'uso di sistemi di riferimento locali (ECS) tecnici, avendo considerato possibili deformazioni dei segmenti durante il cammino e usati per registrare gli ECS anatomici. La cinematica sul piano sagittale dei giunti Retropiede-Tibia, Mesopiede-Retropiede, e Avampiede-Retropiede è stata calcolata come stabilito in [3]. I coefficienti del *Linear Fit Method* (LFM) [5] e la *Mean Absolute Variability* (MAV) [4] sono stati usati per quantificare la ripetibilità intra- e inter-soggetto delle variabili cinematiche descritte e in termini di somiglianza, correlazione e differenze assolute.

**RISULTATI**

La Tabella 1.c mostra i coefficienti di ripetibilità per l'analisi intra- e inter-soggetto.

**Tabella 1.** (a, b) segmenti e punti di repere anatomico: con brevi descrizioni se non disponibili in [3]; (c) coefficienti LFM e MAV ottenuti per l'analisi intra- e inter-soggetto (MAV e a<sub>0</sub> sono in gradi).

(a) Punti di repere anatomico	(b) Segmenti e punti di repere anatomico		
		<b>Tibia (Tib)</b>	LM, HF, TT, MM (statico)
<b>Retropiede (HiF)</b>		CA, PT, LCA (calcagno laterale), ST	
<b>Mesopiede (MF)</b>		TN, C, VMBI (base laterale 5° metatarso), SMB (base 2° metatarso)	
<b>Avampiede (FF)</b>		FMBd (base dorso-mediale 1° metatarso), FMH (testa 1° metatarso), SMH (testa 2° metatarso), VMH (statico, testa 5° metatarso)	
<b>(c) Risultati dell'analisi di ripetibilità intra- e inter-soggetto</b>			
		<b>Intra-soggetto</b>	<b>Inter-soggetto</b>
<b>Giunti</b>	<b>Coefficienti LFM</b>		<b>Coefficienti LFM</b>
	<b>a<sub>1</sub></b>	<b>a<sub>0</sub></b>	<b>a<sub>1</sub></b>
		<b>R<sup>2</sup></b>	<b>R<sup>2</sup></b>
	<b>MAV</b>		<b>MAV</b>
<i>HiF-Tib</i>	1.00±0.11	0±1	0.91±0.09
			3±1
<i>MF-HiF</i>	1.00±0.17	0±0	0.93±0.07
			2±1
<i>FF-HiF</i>	1.00±0.14	0±1	0.95±0.05
			2±1
	1.00±0.27	0±1	0.69±0.18
			8
	1.00±0.35	0±1	0.82±0.12
			7
	1.00±0.33	0±3	0.83±0.12
			12

**DISCUSSIONE**

L'implementazione del protocollo sperimentale per il nuovo modello è più semplice di quelli studiati in [1], in termini di numero di marcatori e per la loro visibilità. La ripetibilità della cinematica articolare ottenuta dagli stessi dati di [1] è più alta se si considera il nuovo modello. Nonostante i miglioramenti ottenuti, tra le articolazioni dell'arto inferiore, quelle del piede forniscono la cinematica meno ripetibile, confermando l'inefficacia di un confronto tra dati di soggetti patologici e bande di normalità.

**RINGRAZIAMENTI**

Lo studio è supportato dalla Comunità Europea (FP7-ICT-2011-9) e da UK EPSRC (EP/J013714/1).

**BIBLIOGRAFIA**

- [1] Di Marco R, et al. *J Biomech* 2017;49:3168–76.
- [2] Gray H. *Gray's Anatomy*, Barnes & Noble, 2010.
- [3] Wu G, et al. *J Biomech* 2002;35:543-8.
- [4] Ferrari A, et al. *Med Biol Eng Comput* 2010;48:1-15
- [5] Iosa M, et al. *Biomed Res International* 2014, 214156.

**O9 - Sviluppo di un innovativo sistema indossabile per la misura in tempo reale della distanza fra i piedi durante il cammino**

**S. Bertuletti<sup>1</sup>, A. Cereatti<sup>1,2</sup>, U. Della Croce<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> *Unità di Ingegneria dell'Informazione, Dip. POLCOMING, Università di Sassari, Sassari, Italia*

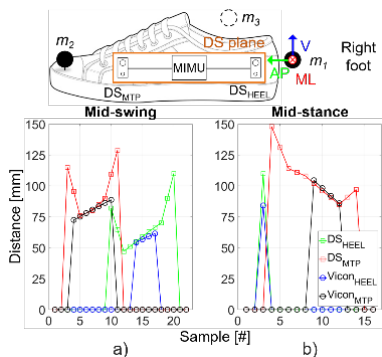
<sup>2</sup> *Politecnico di Torino, Dipartimento di Elettronica e Telecomunicazioni, Torino, Italia*

**INTODUZIONE**

Una soluzione per la misura della distanza fra i piedi durante le attività quotidiane è rappresentata dall'integrazione di unità magneto-inerziali (MIMU) con sensori di distanza (DS). In particolare, nell'ambito dell'analisi del movimento, tale tecnologia può essere utilizzata per la stima della distanza istantanea o media tra selezionati punti dei piedi (IFD) durante le fasi di mid-swing e mid-stance. L'obiettivo di questo lavoro è duplice: 1) sviluppare e validare un nuovo sistema indossabile (SWING<sup>2DS</sup>) per la misura dell'IFD durante il cammino; 2) investigare il posizionamento migliore del DS sul piede.

**METODI**

Il sistema SWING<sup>2DS</sup> (52L × 38W × 11.5H mm<sup>3</sup>), composto da un MIMU (ODR = 100 Hz) e da due DSs (ODR = 50 Hz), è stato posizionato su un supporto plastico e collocato sul piede destro. I DSs sono stati posizionati, rivolti verso il piede sinistro, in prossimità del tallone (DS<sub>HEEL</sub>) e della prima articolazione tarso-metatarsale (DS<sub>MTP</sub>) (Figura 1). Per ridurre l'incertezza sulla misura dell'IFD dovuta alla forma irregolare della scarpa uno schermo (200 × 100 mm<sup>2</sup>) è stato posizionato nella parte mediale del piede sinistro. 6 marcatori sono serviti per definire due sistemi di riferimento solidali ai piedi che sono stati utilizzati in dinamica per ricostruire le geometrie dello schermo e del sistema SWING<sup>2DS</sup>. Le traiettorie dei marcatori sono state ottenute con un sistema stereofotogrammetrico (SP) (Vicon, 100 Hz). Un soggetto sano è stato acquisito durante un cammino rettilineo di 6 m a ridotta velocità (*Slow*, 0.6 m/s) e a velocità confortevole (*Comf*, 0.9 m/s) (3 ripetizioni). Utilizzando SP, i valori dell'IFD sono stati determinati come distanza fra il centro di DS e il punto di intersezione fra la normale al piano DS, passante per il centro di DS, e il piano dello schermo posizionato sul piede sinistro. Per ogni ciclo del passo sono stati calcolati i valori medi delle distanze misurate da DS<sub>HEEL</sub>, DS<sub>MTP</sub> e SP, da cui sono stati ricavati i valori assoluti delle differenze fra DSs e SP. Infine, l'errore medio assoluto (MAE) è stato calcolato mediando i valori assoluti delle differenze sui cicli del passo e sulle ripetizioni.



**Tabella 1.** Valori medi delle distanze e MAEs durante le fasi di mid-swing e mid-stance del piede strumentato

Gait	Mid-swing				Mid-stance			
	DS <sub>HEEL</sub>		DS <sub>MTP</sub>		DS <sub>HEEL</sub>		DS <sub>MTP</sub>	
	$\bar{d}$ [mm]	MAE [mm]	$\bar{d}$ [mm]	MAE [mm]	$\bar{d}$ [mm]	MAE [mm]	$\bar{d}$ [mm]	MAE [mm]
<i>Slow</i>	62.1	8.8	85.2	6.6	79.4	21.7	84.4	9.1
<i>Comf</i>	57.3	4.1	76.2	4.1	71.5	18.8	93.7	6.2

**RISULTATI**

Le distanze medie ( $\bar{d}$ ) e MAEs per entrambi i cammini, durante le fasi di mid-swing e mid-stance del piede strumentato, sono stati riportati in Tabella 1.

**DISCUSSIONI**

I risultati ottenuti mostrano che il sistema SWING<sup>2DS</sup> può essere efficacemente utilizzato per misurare l'IFD durante il cammino. È interessante osservare come l'accuratezza dell'IFD vari in base alla posizione di DS. In particolare, quando il piede strumentato è in movimento durante la fase di mid-swing, il numero di osservazioni ottenuto dai DSs è simile (Figura 1a). Al contrario, quando è il piede sinistro in movimento, il numero di distanze misurate da DS<sub>HEEL</sub> è molto inferiore rispetto a DS<sub>MTP</sub> (Figura 1b). Il ridotto numero di osservazioni ottenuto con DS<sub>HEEL</sub> è dovuto alla traiettoria del piede sinistro che, quando è in movimento, si trova ad un'altezza maggiore rispetto al piede destro. Tale diminuzione ha comportato un peggioramento delle prestazioni ottenute da DS<sub>HEEL</sub> (MAE<sub>HEEL</sub> 18.8-21.7 mm vs MAE<sub>MTP</sub> 6.2-9.1 mm). Pertanto, si consiglia di posizionare il DS nella parte anteriore del piede.

**BIBLIOGRAFIA**

- [1] S. Bertuletti, et al. *Gait & Posture* 2016; 49(1): S16.
- [2] D. Weenk, et al. *IEEE Trans. On Neural Systems and Rehabilitation Eng.* 2015; 23(5): 817-826.
- [3] D. Trojaniello, et al. *20th IMEKO TC4 International Symposium* 2014.

**O10 - Validazione multicentrica di parametri del cammino su individui sani e patologici**  
**M. Bertoli<sup>1</sup>, A. Cereatti<sup>1,2</sup>, E. Pelosin<sup>3</sup>, E. Bekkers<sup>4</sup>, A. Mirelman<sup>5</sup>, D. Trojaniello<sup>6</sup>, U. Della Croce<sup>1</sup>**  
<sup>1</sup>UniSS, SS, Italia; <sup>2</sup>PoliTo, TO, Italia; <sup>3</sup>UniGe, GE, Italia; <sup>4</sup>KU Leuven, Leuven, Belgio; <sup>5</sup>Università di Tel Aviv, Tel Aviv, Israele; <sup>6</sup>Ospedale San Raffaele, MI, Italia.

## INTRODUZIONE

Le valutazioni cliniche del cammino traggono oggi un notevole vantaggio dall'analisi di dati misurati con strumentazioni tecniche, che forniscono esiti quantitativi [1]. Grazie al loro costo contenuto, facilità di utilizzo ed indossabilità, i sensori inerziali (IMU) possono essere impiegati per tali valutazioni. Questo studio si prefigge di valutare la robustezza di un metodo per la stima dei parametri spazio-temporali del cammino ben delineato in letteratura, applicandolo su dati acquisiti tramite IMU in due diversi centri clinici da molteplici soggetti caratterizzati da un cammino sano ed alterato.

## METODI

Novantadue partecipanti (34 anziani sani e 58 affetti da deterioramento cognitivo lieve o morbo di Parkinson), sono stati reclutati all'interno del progetto Europeo V-TIME in due centri clinici (UNIGE-Università di Genova, 50 partecipanti, e KULEU, Katholieke Universiteit Leuven, 42 partecipanti). Ognuno ha eseguito due prove di cammino di un minuto ciascuna, a velocità normale (C) ed elevata (F). Indossando due IMU (Opal, APDM, 128Hz) sopra le caviglie, essi hanno camminato su di un tappeto strumentato (GAITRite) adottato come gold standard (GS). Utilizzando il metodo proposto in [2], è stato possibile identificare i determinanti del passo (GE) e stimare i principali parametri spazio-temporali relativi al cammino. Per ogni passo (sia destro che sinistro) è stato determinato l'errore come differenza fra stima dall'IMU e valore dal GS, e ne sono state calcolate media e deviazione standard (sd), congiuntamente all'errore medio assoluto (MAE), su tutta la durata della prova.

## RISULTATI

Sono stati analizzati 8648 passi, e non è stato trovato nessun GE mancante né extra. Gli errori della determinazione dei GE e dei parametri spazio-temporali, molto simili fra i due centri, sono riportati in Tabella 1. I MAE degli IC sono in linea di massima la metà rispetto agli FC. I MAE dei parametri temporali si mantengono sempre sotto i 30 ms, sotto i 15 ms se si considerano solamente durata di passo e semi-passo (i cui errori medi sono pressoché nulli). I MAE della lunghezza del passo rimangono sotto i 30 mm, caratterizzati da una lieve sottostima (errore<0).

**Tabella 1.** Errori nel determinare i GE (Contatto Iniziale, IC, e Contatto Finale, FC) ed i parametri spazio-temporali.

		IC [ms]		FC [ms]		Durata Passo [ms]		Durata Appoggio [ms]		Durata Oscillazione [ms]		Durata Semi-Passo [ms]		Lunghezza Passo [mm]		
		UNIGE	KULEU	UNIGE	KULEU	UNIGE	KULEU	UNIGE	KULEU	UNIGE	KULEU	UNIGE	KULEU	UNIGE	KULEU	
errore medio (sd)	C	sani	3 (9)	1 (8)	-9 (11)	-7 (13)	0 (12)	0 (11)	-12 (15)	-8 (16)	12 (15)	8 (16)	0 (13)	0 (12)	0 (21)	-7 (20)
		patologici	11 (11)	6 (9)	-10 (14)	-12 (14)	0 (16)	0 (13)	-21 (19)	-18 (19)	21 (19)	18 (18)	0 (17)	0 (14)	-2 (21)	-5 (18)
	F	sani	6 (9)	3 (8)	-9 (10)	-8 (10)	-1 (12)	0 (10)	-16 (15)	-11 (14)	15 (15)	11 (14)	0 (13)	0 (12)	-6 (20)	-6 (21)
		patologici	10 (10)	6 (10)	-8 (14)	-9 (14)	0 (14)	0 (13)	-18 (18)	-14 (17)	18 (19)	15 (18)	0 (15)	0 (15)	-4 (31)	-4 (21)
MAE	C	sani	10	8	22	24	10	9	26	26	26	26	10	10	21	24
		patologici	15	12	20	20	12	10	29	26	29	26	14	11	23	20
	F	sani	11	9	21	21	10	8	25	24	25	24	11	9	18	28
		patologici	14	11	19	18	11	10	27	21	27	22	12	12	24	20

## DISCUSSIONI

Rispetto ad altri studi, gli errori per entrambi i centri clinici risultano simili o inferiori per tutti i parametri considerati [2]. Sia l'errore medio che il MAE appaiono estremamente consistenti fra i centri, e simili per le due velocità di cammino. I MAE di passo e semi-passo rientrano nell'ordine di grandezza dell'accuratezza nominale dei sensori IMU. Poiché l'identificazione del IC risulta in ritardo, e quella del FC in anticipo, ne consegue che le stime della durata di appoggio ed oscillazione sono rispettivamente in difetto ed in eccesso. La lunghezza del passo mediata sui gruppi risulta molto accurata, ma, se considerata sui singoli passi, dimostra qualche imprecisione (valori della sd non trascurabili). I risultati di questo studio costituiscono pertanto una solida base per un utilizzo attendibile in clinica del metodo proposto per la stima dei parametri spazio-temporali del cammino avvalendosi di IMU.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] Mancini M., et al. *Journal of Bioengineering and Biomedical Sciences* 2011;Suppl 1:007  
 [2] Trojaniello D., et al. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014;11(1):152

**O11 - Un approccio energetico basato su wavelet per l'identificazione degli istanti di contatto durante il movimento.**

**M.C. Bisi<sup>1</sup>, P. Tamburini<sup>1</sup>, S. Ciccioli<sup>1</sup>, R. Stagni<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> *DEI, Università di Bologna, Bologna, Italia*

**INTRODUZIONE**

L'utilizzo di sensori inerziali indossabili (IMU), in grado di quantificare con precisione il movimento umano al fine di monitorare e valutare le attività motorie quotidiane, è costantemente in aumento [1,2]. L'identificazione degli istanti di contatto del piede (FC) durante il movimento è necessaria quando si vuole analizzare le prestazioni motorie, segmentare l'esecuzione dei compiti e/o valutare i parametri temporali di una attività. Sono stati proposti molti algoritmi per l'identificazione dei FC durante le attività più comuni, quali il cammino e la corsa [2-5]. Tuttavia questi algoritmi sono in genere specifici per l'attività selezionata e non possono essere generalizzati per altre attività motorie. In letteratura sono stati proposti e applicati metodi basati su wavelet per l'identificazione di eventi transitori in segnali biomedici in contesti diversi [6]. I FC possono essere considerati eventi transitori durante un compito motorio, per cui l'obiettivo di questo lavoro è stato quello di valutare le prestazioni di un approccio energetico basato su wavelet (WBEA) [6] per l'identificazione dei FC in diversi esercizi. La cinematica 3D è stata utilizzata come riferimento gold standard (GS)

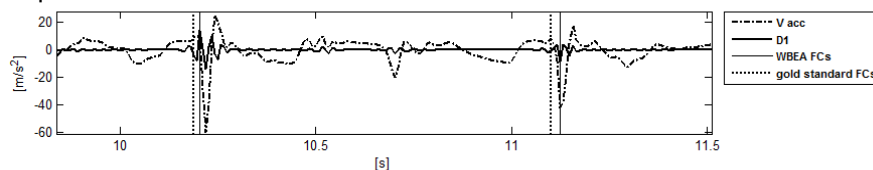
**METODI**

Tre soggetti giovani sani (2F, 1M, 27±4 anni, 160±10 cm, 57±10 kg) sono stati invitati a svolgere i seguenti 8 esercizi lungo il laboratorio di analisi del movimento a velocità spontanea: cammino, corsa, salto con rincorsa, salto su un piede, salto orizzontale, cammino tandem, galoppo e passo laterale. Due marker riflettenti sono stati posizionati sui calcagni e due sensori inerziali triassiali (Opal, Apdm, USA) sulle tibie. Sono stati acquisiti i dati di cinematica 3D dei marker (SmartD, Bts, Italia) e accelerazione delle gambe, rispettivamente a 200Hz e 128Hz. I dati sono stati sincronizzati *a posteriori*. Gli eventi di FC sono stati identificati sulla posizione verticale (V) dei marcatori (GS) e sui segnali di accelerazione V. L'accelerazione V della gamba è stata scomposta in 20 livelli di risoluzione, D1-D20 (le componenti di frequenza si spostano dalle alte alle basse frequenze all'aumentare della scala). I FC sono stati identificati come picchi massimi in D1 (livello che mostra le frequenze più alte). Sono state calcolati le differenze assolute tra FC rilevati da GS e WBEA.

**RISULTATI**

Sono stati identificati almeno 18 FC per ogni soggetto per un totale di 64 FC. La differenza media assoluta tra GS e WBEA era 0,03s (25 ° e 75 ° percentile, 0,02 e 0,05s). La differenza media tra il WBEA e il GS era positiva e vicina al valore mediano (0,03s), mostrando una possibile polarizzazione nell'identificazione. E' stata osservata una performance simile in tutti i compiti motori, eccetto nel galoppo, compito che ha mostrato la differenza media assoluta maggiore (0,07s).

**Figure 1.** Esempio di identificazione dei FC nel saltello con rincorsa.



**DISCUSSIONE**

Il WBEA, applicato sull'accelerazione V della gamba, si è rivelato un metodo accurato per la rilevazione dei FC durante diversi compiti motori. Rispetto ad altri approcci ha il vantaggio di essere generalizzabile e applicabile in contesti diversi. I risultati preliminari hanno mostrato una piccola polarizzazione tra WBEA e GS, che potrebbe essere migliorata modificando la definizione di come selezionare i FC sui segnali D1 (picchi massimi). Questo approccio potrebbe essere utilizzato in futuro anche per l'identificazione dei FC nel cammino patologico [3].

**BIBLIOGRAFIA**

- [1] Godfrey *Med Eng Phys.* 2008 Dec;30(10):1364-86 2015
- [2] Trojaniello et al, *Gait Posture.* 2014 Sep;40(4):487-92
- [3] Trojaniello et al, *Gait Posture.* 2015 Sep;42(3):310-6
- [4] Bergamini et al, *J Biomech.* 2012 Apr 5;45(6):1123-6
- [5] Lee et al, *J Sci Med Sport.* 2010 Mar;13(2):270-3
- [6] Magosso et al, *Applied Mathematics and Computation.* 2009; 207:42-62

**O12 - Analisi armonica del segnale di accelerazione del tronco durante il cammino: uno studio longitudinale.**

**P. Tamburini<sup>1</sup>, MC. Bisi<sup>1</sup>, R. Stagni<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Dept. of Electrical, Electronic and Information Engineering, University of Bologna, Bologna, Italy

**INTRODUZIONE**

L'acquisizione e l'elaborazione del segnale di accelerazione del tronco durante il cammino hanno assunto un ruolo chiave nella valutazione del controllo motorio [1]. Ciò ha permesso di sviluppare indici e metriche che, direttamente o indirettamente, implicano l'analisi del contenuto armonico del segnale. Inoltre, la disponibilità di smartphone con accelerometri incorporati ha portato a utilizzarli come strumenti di monitoraggio, nonostante, non supportino frequenze di campionamento elevate [2]. Perciò, la conoscenza delle caratteristiche dello spettro del segnale di accelerazione del tronco durante il cammino è fondamentale per l'identificazione dei requisiti hardware/software e per l'utilizzo corretto degli indici e dei loro parametri. Obiettivo dello studio è di valutare il contenuto armonico del segnale di accelerazione del tronco durante il cammino in nove gruppi di età compresa tra 7 e 85 anni.

**METODI**

Nove gruppi di età, tra 7 e 85 anni, di 10 soggetti sani ciascuno sono stati inclusi nello studio.

**Tabella 1.** Dettagli delle popolazioni composte da 10 soggetti. <sup>a</sup>Dati presentati in Bisi et al. [2].

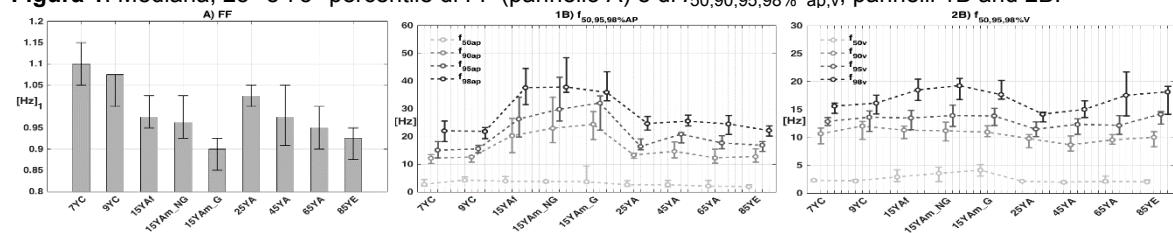
Abbreviation	Group description	Age [year]	Weight [Kg]	Height [cm]
7YC	10 7-years old children	7 (7, 7)	29 (22, 37)	129 (119, 134)
9YC	10 9-years old children	9 (9, 9)	34 (22,45)	140 (138,145)
15YAf	10 15-years old adolescents Female Not Grown	15 (15,15)	54 (49, 74)	162 (147, 172)
15YAm_NG <sup>a</sup>	10 15-years old adolescents Male Not Grown <sup>a</sup>	15 (15,15)	64 (49, 74)	172 (169,176)
15YAm_G <sup>a</sup>	10 15-years old adolescents Male Grown <sup>a</sup>	15 (15,15)	59 (46, 65) Δw=2 (-1, 4)	172 (160,175) Δh=3.6 (3, 4)
25YA	10 25-years old adults	25 (22, 26)	70 (48, 86)	168 (154, 187)
45YA	10 45-years old adults	45 (41, 48)	74 (45, 100)	174 (155, 193)
65YA	10 65-years old adults	65 (62, 69)	85 (68, 120)	176 (164,186)
85YE	10 85-years old elderlies	85 (84, 91)	74 (57, 90)	177.5 (160, 175)

È stato analizzato il segnale di accelerazione del tronco (Opal, APDM, USA, fs = 128 Hz) di 20 s di cammino. La frequenza fondamentale (FF) e le frequenze corrispondenti al 50, 90, 95 e 98% della potenza del segnale lungo ciascun asse ( $f_{50,90,95,98\%_{ap,ml,v}}$ ) sono state calcolate e normalizzate rispetto FF, essendo FF correlata alla cadenza del cammino e di conseguenza all'antropometria [3].

**RISULTATI**

FF varia da 1,1 Hz (7YC) a 0,9 Hz (tutti i gruppi 15YA).  $f_{98\%_{ap}}$  ha mostrato un valore massimo (40 Hz) per gli adolescenti e minimo (20 Hz) per 9YC. In V la  $f_{98\%_v}$  varia da 20 Hz (tutti i 15YA, 65YA e 85YE) a 15 Hz (25YA). Nessun trend è stato osservato per la direzione ML. Gli stessi andamenti sono stati osservati per tutte le grandezze normalizzate ( $f_{50,90,95,98\%_{ap,ml,v\_NORM}}$ ).

**Figura 1:** Mediana, 25° e 75° percentile di FF (pannello A) e di  $f_{50,90,95,98\%_{ap,v}}$ , pannelli 1B and 2B.



**DISCUSSIONE**

$f_{50,90,95,98\%}$  hanno mostrato valori e tendenze simili, per le condizioni normalizzate e non, suggerendo che le differenze osservate siano peculiari della popolazione. Il contenuto armonico (98%) del segnale di accelerazione per tutte le popolazioni analizzate, ad eccezione degli adolescenti (45 Hz), è inferiore a 30 Hz con il più alto contenuto di frequenza in direzione AP. Gli studi futuri esamineranno come i parametri di acquisizione influenzano le metriche utilizzate per la valutazione del cammino.

**BIBLIOGRAFIA**

- [1] M.C. Bisi et al., *J Neuroeng Rehabil*, 11:131-140, 2014.
- [2] Isho et al., *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 24:1305-1311, 2015.
- [3] A.L. Hof et al., *Gait&Posture*, 4:222–223, 1996.

**O13 - Analisi del segnale elettromiografico di superficie per la massima localizzazione di energia durante il cammino**

**A. Strazza<sup>1</sup>, F. Verdini<sup>1</sup>, L. Burattini<sup>1</sup>, S. Fioretti<sup>1</sup>, F. Di Nardo<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione, Università Politecnica delle Marche, 60131 Ancona, Italia

**INTRODUZIONE**

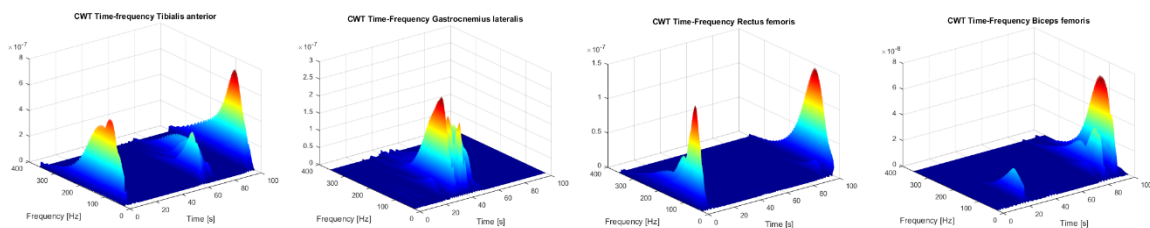
Obiettivo dello studio è valutare la localizzazione di massima energia nel dominio tempo-frequenza del segnale elettromiografico di superficie (sEMG) dei principali muscoli dell'arto inferiore durante il cammino, ovviando alle limitazioni legate all'uso dei classici parametri di ampiezza del segnale. Il metodo di analisi utilizzato per la localizzazione di massima energia nel dominio tempo-frequenza è la Trasformata Wavelet Continua (CWT) [1].

**METODI**

Per questo studio sono stati reclutati 5 soggetti sani, privi di disfunzioni deambulatorie note. Il segnale elettromiografico è stato acquisito (frequenza di campionamento: 2 kHz) ed elaborato dal sistema di registrazione multicanale, Step32 (Medical Technology, Italia). La vestizione del soggetto prevede sensori basografici per identificare il ciclo del passo ed elettrodi differenziali per l'acquisizione del segnale EMG di superficie (sEMG), posizionati secondo le linee guida proposte da Winter [2]. I muscoli reclutati sono tibiale anteriore, gastrocnemio laterale, retto femorale e bicipite femorale (TA, GL, RF, BF). Il segnale sEMG acquisito è stato elaborato nel dominio tempo-frequenza mediante la CWT. In questo lavoro, la 'mother wavelet' utilizzata appartiene alla famiglia Daubechies con ordine 4 e 6 livelli di decomposizione (db4). CWT è stata applicata per la rimozione del rumore del segnale sEMG e per la determinazione dello scalogramma, utilizzato per la localizzazione di massima energia nel dominio tempo-frequenza del segnale sEMG. La localizzazione delle regioni con densità di energia massima è stata identificata come l'intervallo di tempo-frequenza dove lo scalogramma è superiore al 72% del valore di picco della densità di energia nel dominio tempo-frequenza.

**RISULTATI**

Come riportato in Fig.1, la localizzazione della densità di massima energia nel tempo (tMED) è presente per il TA nella fase iniziale (0-6%) e terminale (92-98%) del ciclo del passo (GC); in frequenza la localizzazione della densità massima di energia (fMED) è stata identificata nel range 60-220 Hz. Per il GL, tMED è localizzato nella fase intermedia di GC (29-50%) e fMED nella banda 65-160 Hz. Il muscolo RF presenta tMED nella fase iniziale (0-5%) e di oscillazione (86-95%) di GC; Fmed è localizzato nel range 70-220 Hz. Per BF, tMED è localizzato tra 80-93% del ciclo del passo con fMED nella banda di frequenza compresa tra 70 e 180 Hz.



**Figura 1.** Rappresentazione 3D dello scalogramma dei segnali sEMG di TA, GL, RF, BF.

**DISCUSSIONE**

La localizzazione di massima energia nel tempo (Fig. 1) può essere interpretata come l'intervallo di tempo in cui il segnale sEMG mostra il massimo valore di picco di energia, ossia l'intervallo del ciclo del passo ove il muscolo è maggiormente reclutato. La presente localizzazione dell'attività muscolare coincide con la regione di maggior reclutamento muscolare riportata in letteratura [3]. In frequenza, la localizzazione di massima energia può essere interpretata come la banda in cui il segnale sEMG mostra il suo massimo contenuto in frequenza. Questa banda varia da muscolo a muscolo, ma è possibile individuare una banda di frequenza comune a i muscoli tra 70 e 160 Hz [4]. I risultati del presente studio supportano l'utilizzo della CWT nell'analisi EMG e forniscono informazioni sul reclutamento muscolare durante il cammino.

**RIFERIMENTI**

- [1] Rioul O, Flandrin P *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing* 1992; 40: 1746–1757.
- [2] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*, Wiley, New York, 1990.
- [3] Perry J. *Gait Analysis—Normal and Pathological Function*. Thorofare(NJ):Slack Incorporated, 1992.

[4] De Luca CI *Journal of Applied Biomechanics* 1997; 13:135-163.

**O14 - È possibile applicare una metodologia esistente di riconoscimento del cammino su dati da soggetti patologici senza adattarne le regole decisionali?**

**A. Mannini<sup>1</sup>, O. Martinez-Manzanera<sup>2</sup>, D.A. Sival<sup>2</sup>, U. Della Croce<sup>3</sup>, N.M. Maurits<sup>2</sup>, A.M. Sabatini<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa, Italy, <sup>2</sup> University Medical Center Groningen, Groningen, Netherlands, <sup>3</sup> Università degli Studi di Sassari, Sassari, Italy.

## INTRODUZIONE

Il riconoscimento automatico delle attività, copre un ruolo fondamentale nella valutazione del livello di attività fisica nella vita quotidiana [1]. Il mercato offre molteplici soluzioni per il monitoraggio dell'attività fisica, tuttavia, esistono pochi studi che affrontino il problema della loro effettiva applicabilità al soggetto patologico [2]. Inoltre, non esiste l'evidenza che tali soluzioni possano effettivamente essere estese con successo all'utilizzo in soggetti con alterazioni del movimento dovute a condizioni patologiche. In questo studio abbiamo testato una soluzione per il riconoscimento automatico del cammino (validata in precedenza su adulti sani, [3]) su un dataset acquisito da bambini affetti da atassia (*Early Onset Ataxia*, EOA), disordine dello sviluppo della coordinazione (*Developmental Coordination Disorder*, DCD) e soggetti di controllo con età coerente. Lo scopo del lavoro è quello di porre le basi per un sistema per il monitoraggio quotidiano del cammino che sia in grado di riconoscere automaticamente episodi di cammino e classificarne eventuali alterazioni.

## METODI

I dati sono stati acquisiti su 37 soggetti, di cui 9 EOA (età  $13.3 \pm 4$ ), 7 DCD ( $9.42 \pm 2.3$ ) e 21 controlli ( $12.7 \pm 4.4$ ). Otto unità inerziali sono state posizionate su: sterno, pelvi (L3) e bilateralmente su polsi, cosce e caviglie. I soli dati accelerometrici campionati a 256 Hz sono stati utilizzati in questo studio. I soggetti svolgevano un protocollo che includeva la postura eretta statica, il cammino e la deambulazione in "tandem" in un corridoio. I dati sono stati annotati manualmente mediante registrazioni video per discriminare gli episodi di cammino dal resto dei dati. La metodologia per il riconoscimento del cammino è stata ripresa senza modifica alcuna da un lavoro precedente [3]. In particolare, il nuovo dataset che includeva episodi di cammino alterato è stato processato usando le stesse regole di classificazione addestrate sui dati dei giovani adulti sani del lavoro precedente. È importante sottolineare che tale lavoro si basava su un diverso hardware e protocollo sperimentale. In sintesi, la metodologia di riconoscimento automatico del cammino sfruttava un classificatore a *support vector machines* che elaborava le accelerazioni misurate indipendentemente dal sito di posizionamento del sensore durante molteplici attività di vita quotidiana.

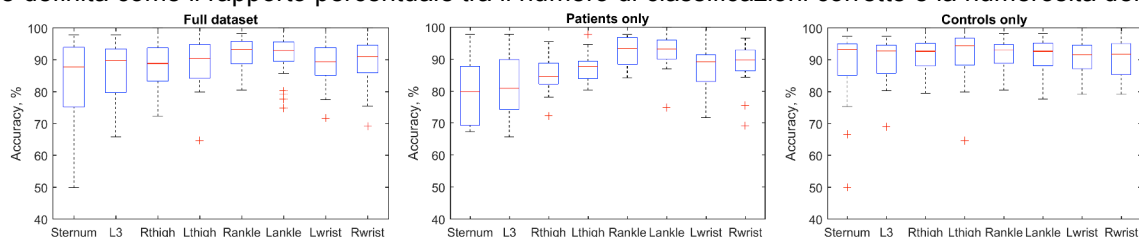
## RISULTATI

I risultati in termini di accuratezza per ogni sensore nella rilevazione degli episodi di cammino (per il dataset completo, per EOA e DCD raggruppati e per i soggetti di controllo) sono riportati in figura 1.

## DISCUSSIONE

Il metodo usato in precedenza si dimostra applicabile ai dati dei gruppi testati. Infatti, l'accuratezza nei due gruppi è simile e supera mediamente l'80%. Tuttavia, deve essere considerato che i risultati sono polarizzati dal dataset utilizzato che conteneva un numero limitato di attività quotidiane rispetto al lavoro precedente. Ciò nonostante l'accuratezza ottenuta utilizzando il metodo esistente senza riaddestrarne le regole decisionali, ne suggerisce l'applicabilità al gruppo patologico con successo. Di conseguenza quella tracciata appare come una strada promettente da perseguire attraverso test dedicati che coinvolgano più attività quotidiane da discriminare rispetto al cammino.

**Figura 1.** Box-plot che sintetizzano i risultati di classificazione in termini di accuratezza. L'accuratezza è definita come il rapporto percentuale tra il numero di classificazioni corrette e la numerosità dei dati.



## BIBLIOGRAFIA

[1] Lara O, et al. *IEEE Commun. Surveys Tuts.* 2012; 15(3):1192-1209.

[2] Capela N, et al. *Plos One.* April 17, 2015.

[3] Mannini A, et al. *Pervasive Mob Comput.* 2015;21:62-74.