

MISURA DELLE FASI DEL PASSO TRAMITE ALGORITMI DI MACHINE LEARNING DURANTE CAMMINATE IN ESTERNA ASSISTITE DA ESOSCHELETRO

S. Pasinetti⁽¹⁾, C. Nuzzi⁽¹⁾, M. Lancini⁽¹⁾, G. Sansoni⁽¹⁾

⁽¹⁾Dip. di Ingegneria Meccanica e Industriale, Università di Brescia, Via Branze, 38- 25123 Brescia
mail autore di riferimento: simone.pasinetti@unibs.it

1. INTRODUZIONE

Negli ultimi anni si è assistito ad uno sviluppo sempre maggiore di dispositivi robotici indossabili (esoscheletri) per il supporto degli arti inferiori, che permettono ad utilizzatori paraplegici di tornare a camminare. L'utilizzo di questi esoscheletri è purtroppo spesso limitato all'interno di laboratori specializzati muniti di diversi tipi di trasduttori per l'analisi della cinematica e della dinamica della camminata assistita. È noto che le performance nell'utilizzo di questi esoscheletri migliora notevolmente quando il paziente cammina in un ambiente maggiormente "user-friendly" quale ad esempio l'ambiente esterno. Secondo questa logica, durante gli scorsi anni, sono state sviluppate all'interno del nostro gruppo di ricerca delle stampelle strumentate in grado di misurare sia il carico scambiato tra stampella e piano d'appoggio della stessa, sia la fase del passo (stance o swing) in cui si trova l'utilizzatore dell'esoscheletro [1-2]. In questo modo il fisioterapista è in grado di valutare la qualità della camminata del paziente in relazione alla fase del passo che sta attualmente svolgendo.

L'algoritmo di misura della fase del passo è stato validato in un ambiente interno mostrando risultati incoraggianti [2]: si è ottenuta una accuratezza di classificazione pari all'85% (deviazione standard pari al 3%). La presente memoria descrive la procedura di validazione dell'algoritmo per la misura delle fasi del passo descritto in [2] durante prove di camminata assistite svolte in ambiente esterno, in diverse condizioni.

2. SETUP SPERIMENTALE

Un set di stampelle canadesi è stato strumentato applicando il sistema wireless di misura della forza e della fase del passo (figura 1).

Il sistema di misura della forza è stato sviluppato applicando alla stampella un ponte estensimetrico avente resistenza nominale pari a 350 Ω [3]. La misura dell'inclinazione della stampella è stata effettuata applicando ad ogni canadese un modulo inerziale. Infine, è stato sviluppato un sistema di trasmissione dati basato su tecnologia Bluetooth in modo da rendere la misura completamente wireless. L'intera logica è basata sull'utilizzo di un modulo Arduino Nano montato anch'esso su ogni stampella.

Il sistema di misura delle fasi del passo è stato sviluppato applicando ad ogni stampella una telecamera a tempo di volo (Time-Of-Flight, TOF) *Camboard Picoflexx* (figura 2). La telecamera utilizzata possiede risoluzione pari a 224 x 171 pixel e angolo di apertura pari a 62° x 45°. Grazie alle sue dimensioni ridotte (68 x 17 x 7.25 mm) e all'assenza di alimentazione (la telecamera si alimenta direttamente tramite USB2.0), il montaggio della telecamera non provoca nessun effetto di carico per l'utilizzatore. La telecamera presenta un range di misura di profondità compreso tra 10 e 400 cm e una frequenza di acquisizione impostabile da un minimo di 5 fps ad un massimo di 45 fps. La telecamera è stata collegata ad un modulo Raspberry PI 3B+ (montato anch'esso sulla stampella) che si occupava dell'acquisizione delle immagini. In questo modo è stato possibile mantenere il sistema completamente wireless. Come dimostrato in [4], la telecamera presenta performance di misura paragonabili a quelle del sensore Kinect v2, considerato il golden standard tra le telecamere TOF in commercio. L'algoritmo di misura della fase del passo è stato sviluppato utilizzando tecniche di machine learning: tramite una camminata iniziale è stato allenato un modello predittivo, il quale è stato utilizzato per la classificazione nelle camminate successive.

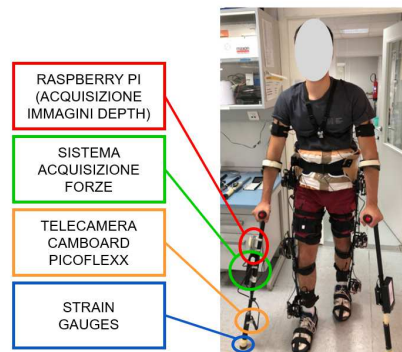


Figura 1 – Sistema di misura sviluppato

3. PROTOCOLLO DI VALIDAZIONE

Il sistema di misura delle fasi del passo è stato validato analizzando diverse camminate in esterna eseguite da 3 soggetti sani in diverse condizioni di lavoro. In particolare ogni soggetto ha eseguito 10 camminate, ognuno su superfici di appoggio diverse (cemento, piastrelle, asfalto). La valutazione delle performance dell'algoritmo è stata effettuata analizzando l'accuratezza di classificazione della fase del passo definita come il rapporto tra i frame classificati correttamente (frame di stance classificati come stance, e frame di swing classificati come swing) e il numero totale di frame analizzati. I risultati finali sono stati ottenuti tramite una procedura di cross validazione effettuata su tutte e 10 le camminate. Ciò significa che per ogni camminata è stato allenato un modello predittivo, il quale è stato utilizzato per classificare i frame di tutte le camminate. I risultati vengono quindi mostrati sotto forma di matrici di cross validazione.

		Camminata training									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Camminata classificata	1	88%	79%	80%	83%	76%	82%	85%	83%	78%	88%
	2	87%	90%	82%	88%	75%	82%	82%	85%	85%	86%
	3	88%	74%	91%	85%	77%	89%	88%	87%	85%	88%
	4	87%	83%	83%	89%	78%	77%	81%	83%	85%	89%
	5	88%	80%	82%	86%	87%	85%	88%	85%	82%	86%
	6	94%	75%	78%	83%	76%	89%	92%	86%	86%	89%
	7	90%	85%	83%	89%	84%	90%	92%	87%	90%	89%
	8	90%	86%	84%	88%	84%	82%	83%	93%	89%	94%
	9	85%	78%	80%	79%	71%	83%	84%	81%	86%	84%
	10	86%	81%	83%	84%	81%	83%	83%	87%	83%	89%

Tabella I – Risultati di cross validazione ottenuti tramite l'analisi delle camminate del soggetto 1 (superficie cementata).

4. RISULTATI

La tabella I rappresenta la matrice di cross validazione ottenuta dalle camminate effettuate da uno dei tre soggetti analizzati (soggetto 1, camminata in esterna su cemento). Ogni colonna rappresenta il numero di camminata utilizzata per il training del modello predittivo; ogni riga rappresenta il numero di camminata predetta tramite il modello i-esimo.

I risultati mostrano che l'algoritmo di classificazione si comporta molto bene anche in esterna su superficie cementata. L'accuratezza di classificazione media risulta pari a 84% (deviazione standard pari a 3%), con valori massimi pari al 94%. Il sistema quindi non risente del rumore dovuto all'illuminazione solare, che rappresenta spesso un problema nell'utilizzo della tecnologia TOF.

Nei restanti due soggetti l'algoritmo mantiene buone performance, nonostante i valori diminuiscano (accuratezza media pari al 72%±14% per le camminate effettuate su piastrelle e 80%±6% per quelle eseguite su asfalto), probabilmente a causa del riflesso della superficie di appoggio in un caso e delle maggiori imperfezioni nell'altro che rendevano meno efficaci l'identificazione del momento di attacco e di stacco del piede.

5. CONCLUSIONI

Il sistema proposto mostra buone performance, nonostante un peggioramento rispetto al comportamento riscontrato in ambiente interno. Ulteriori prove di validazione sono attualmente in corso per valutare il comportamento del sistema in presenza di altre tipologie di pavimentazione così come con soggetti paraplegici.

RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI

- [1] . Lancini, M. Serpelloni, and S. Pasinetti, "Instrumented crutches to measure the internal forces acting on upper limbs in powered exoskeleton users," in 6th IEEE International Workshop on Advances in Sensors and Interfaces, 2015.
- [2] M. Lancini, S. Pasinetti, V. Montini, and G. Sansoni, "Monitoring upper limbs during exoskeleton-assisted gait outdoors," Biosyst and Biorob., vol. 22, pp. 127-131, 2019.
- [3] M. Lancini, M. Serpelloni, S. Pasinetti, and E. Guanziroli, "Healthcare Sensor System Exploiting Instrumented Crutches for Force Measurement during Assisted Gait of Exoskeleton Users," IEEE Sens. J., vol. 16, no. 23, 2016.
- [4] S. Pasinetti, M. M. Hassan, J. Eberhardt, M. Lancini, F. Docchio, and G. Sansoni, "Performance Analysis of the PMD Camboard Picoflex Time-of-Flight Camera for Markerless Motion Capture Applications," IEEE Trans. Instr. Meas., in press.