# EVALVACIJA NOSLJIVEGA SENZORNEGA SISTEMA ZA VSTAJANJE

Sebastjan Šlajpah, Janez Podobnik, Roman Kamnik, Tadej Bajd, Marko Munih Laboratorij za robotiko Fakulteta za elektrotehniko Tržaška c. 25, 1000 Ljubljana e-mail: sebastjan.slajpah@robo.fe.uni-lj.si

# ABSTRACT

The paper presents a wearable sensory system for measuring sit-to-stand movement. The system consists of 8 inertial measurement units and 2 measuring instrumented shoes. Experimental evaluation of wearable system was accomplished by comparison to reference data acquired by reference measuring system consisted of Optotrak Certus and two force plates. Experiment evaluated standing up from a chair at three different speeds: normal, slow and fast. Differences between data acquired by reference and wearable measuring systems were below 4 degrees for joint angles and around 20-50 N for ground reaction forces. Results demonstrate that the presented wearable sensory system can be utilized for tracking and analysis of sit-to-stand movements.

## 1 UVOD

Vstajanje je manever, ki ga človek pogosto izvaja preko celega dneva. Predstavlja tudi začetno gibanje za druge aktivnosti. Z biomehanskega vidika je vstajanje zahtevno opravilo, ki zahteva dobro koordinacijo ob precejšnjih navorih v sklepih.

S klasifikacijo faz pri vstajanju se je v preteklosti ukvarjalo več raziskovalcev. Kralj s sodelavci je razdelil vstajanje na šest faz, pri čemer je za zagotavljanje senzorne informacije uporabil reflektivne markerje, goniometre ter pritiskovne plošče [1]. Entyre in Thomas sta razdelila vstajanje glede na potek signalov reakcijskih sil pod podplati [2]. Nuzik in sodelavci so preučevali vstajanje na podlagi filmskih posnetkov, pri čemer so spremljali trajektorije gibanja delov telesa [3]. Z analizo razlik biomehanike vstajanja zdravih in bolnih so se ukvarjali [4, 5].

Pričujoče delo preverja možnost merjenja kinematike gibanja in detekcijo faz pri vstajanju s pomočjo nosljivih senzorjev. Tovrsten sistem je zaradi prijaznosti do uporabnika primeren za merjenje kinematike vstajanja zdravih kot tudi bolnih. Namenjen je kot senzorni sistem za vodenje robotskih protez kot tudi eksoskeletov [6].

## 2 METODOLOGIJA

Za preverjanje kvalitete informacije smo izvedli eksperimentalne primerjalne meritve manevra vstajanja. Pri

eksperimentu je sodelovala ena oseba, ki je bila opremljena z dvema merilnima sistemoma: nosljivim in referenčnim. Podatke z dveh merilnih sistemov smo primerjali v času vstajanja od trenutka pričetka vstajanja do trenutka stoje.

#### 2.1 Nosljivi merilni sistem

Nosljiv senzorni sistem je bil sestavljen iz osmih inercijskih merilnih enot (IME) razvitih v Laboratoriju za robotiko, Fakultete za elektrotehniko, UL, ter dveh merilnih podplatov (MP) podjetja Parotec System.

Vsako enoto IME (slika 1 levo) sestavljajo triosni žiroskop, triosni pospeškometer in triosni magnetometer [6]. Poleg senzorjev je v vezje integriran čip Atmel ZigBit, ki skrbi za brezžično povezavo s centralno enoto. Ta prejete podatke iz vseh enot posreduje naprej po UDP povezavi.

Posamezni merilni podplat (slika 1 desno) je sestavljen iz 24 s silikonom napolnjenih merilnih celic s pripadajočim senzorjem tlaka. Analogni izhodni signali senzorjev tlaka so zajeti s pomočjo ciljnega računalnika preko vhodnoizhodne kartice DAS 1002 podjetja Measurement Computing.

Merilni sistem sestavlja tudi ciljni računalnik, na katerem teče operacijski sistem xPC Target kot del razvojnega okolja Matlab/Simulik. Ciljni računalnik sprejema podatke poslane iz centralne enote in zajema vrednosti merilnih podplatov, obenem pa generira tudi sinhronizacijski signal za sinhronizacijo obeh merilnih sistemov.



Slika 1: Merilna ploščica z IR oddajniki in IME enoto na goleni (levo) in merilni podplati (desno).

#### 2.2 Referenčni merilni sistem

Referenčni merilni sistem je bil sestavljen iz optoelektronskega merilnega sistema Optotrak Certus, 24

merilnih IR svetlečih diod *Smart Marker* in dveh pritiskovnih plošč (PP). Trije IR oddajniki so bili skupaj z inercijsko merilno enoto pritrjeni na merilno ploščico, le-ta pa je bila nameščena na posamezen segment merilnega subjekta (slika 1 levo).

Optoelektronski sistem je zajemal pozicijo v prostoru posamezne IR svetleče diode ter jo skupaj z zajeto silo iz pritiskovnih plošč pošiljal po UDP povezavi na ciljni računalnik, na katerem je tekel operacijski sistem xPC Target. Tako kot nosljiv senzorni sistem je tudi referenčni zajemal sinhronizacijski signal.

## 2.3 Protokol

V eksperimentu je sodelovala ena oseba, moški, star 24 let, visok 173 cm in težak 80 kg. Merjena oseba je imela nameščenih osem merilnih ploščic; tri na vsaki nogi (stopalo, golen in stegno) ter dve na trupu (predel ledvenih in prsnih vretenc). Merjena oseba je imela v čevljih nameščene merilne podplate številka 42, hkrati pa je z vsako nogo posebej stala na pritiskovnih ploščah. Razporeditev merilnih sistemov je predstavljen na sliki 2.

Eksperiment je bil sestavljen iz treh delov. Vsak del je zajemal pet ponovitev izvedbe vstajanja z višine stola, ki je ustrezala 90% višine merjenčevega kolena. Pri prvem delu je merjena oseba dobila ustna navodila, naj vstane tako, kot vstaja v vsakodnevnem življenju (normalna hitrost), v drugem delu, da naj vstaja počasi, v tretjem delu pa da naj vstaja hitro.

Za validacijo so bili uporabljeni podatki zajeti od trenutka pričetka vstajanja do trenutka stoje. Začetek vstajanja smo zaznali kot gibanje trupa naprej, konec vstajanja pa kot dosežena končna reakcijska sila.



Slika 2: Postavitev merilnih ploščic na telesu. Postavitev na levi nogi je zrcalna postavitvi na desni. Označeni so koordinatni sistemi IME enot (zelena), merilnih ploščic (modra) in segmentov telesa (rdeča).

#### 2.4 Analiza izmerjenih podatkov

Z merilnima sistemoma smo hkrati izmerili kote v sklepih in sicer levega/desnega gležnja (GL/GD), levega/desnega kolena (KL/KD), levega/desnega kolka (KoL/KoD) ter naklonski kot spodnjega in zgornjega dela trupa (ST in ZT). Podatke senzorjev na IME smo preko Kalmanovega filtra preračunali v orientacijo segmenta, na katerega je bila IME pritrjena [6]. Pri določitvi orientacije smo uporabili transformacije kvaternion med globalnim koordinatnim sistemom (KS) in IME  $q_{GI}$ , kvaternion med IME in koordinatnim sistemom segmenta  $q_{IS}$ , ter kvaternion med globalnim koordinatnim sistemom in segmentom  $q_{GS}$ . Kot med dvema segmentoma smo določili kot je opisano v [6]. Izračun kota med dvema sklepoma z uporabo referenčnega merilnega sistema je prikazan na sliki 3. Vsaka merilna ploščica je sestavljena iz 3 IR oddajnikov, ki definirajo koordinatni sistem merilne ploščice. Orientacijo tega KS nam podaja kvaternion  $q_{GO}$ . V prvem koraku je potrebno pridobiti relacijo med KS merilne ploščice ter KS segmenta, ki jo opisuje kvaternion  $q_{0S}$ . Določimo ga v začetnem položaju ob predpostavki, da sta kota v kolenu in kolku enaka 90°. Ob znanima začetnima orientacijama segmenta in merilne ploščice v globalnem KS (kvaterniona  $\boldsymbol{q}_{GS0}$  in  $\boldsymbol{q}_{GO0}$ ), lahko določimo

$$\boldsymbol{q}_{OS} = \boldsymbol{q}_{GO0}^* \cdot \boldsymbol{q}_{GS0} \ . \tag{1}$$

Z uporabo izmerjene orientacije merilne ploščice ( $q_{GO}$ ) in znanega  $q_{OS}$  določimo orientacijo segmenta

$$\boldsymbol{q}_{GS} = \boldsymbol{q}_{GO} \cdot \boldsymbol{q}_{OS} \,. \tag{2}$$

Iz znanih kvaternionov dveh sosednjih segmentov določimo kvaternion med tema segmentoma

$$\boldsymbol{q}_{SS} = \boldsymbol{q}_{GS2}^* \cdot \boldsymbol{q}_{GS1} \,. \tag{3}$$

Iz dobljenega kvaterniona  $q_{SS}$  pa je možno s trivialnimi postopki določiti kote okoli posameznih osi. V našem primeru so nas zanimali koti v sagitalni ravnini, se pravi koti okoli y osi koordinatnega sistema segmenta.



Slika 3: Grafični prikaz določitve kvaterniona med dvema segmentoma  $q_{SS}$ .

Merilne celice merilnih podplatov delujejo na principu merjenja tlaka. Da lahko izmerimo silo, je bilo potrebo celice najprej umeriti ter določiti njihovo F(U)karakteristiko. Predpostavili smo, da celice merijo le vertikalno silo na celice, saj zaradi njihove ploščate zasnove horizontalne sile ne doprinesejo veliko k skupni sili. Reakcijska sila posameznega merilnega podplata  $F_{MP}$  je določena kot vsota sil posameznih celic $F_{Ci}$ 

$$F_{MP} = \sum_{i=1}^{24} F_{Ci} \,. \tag{4}$$

Ker merilne celice pokrivajo le okoli 45% površine merilnih podplatov, je tudi končna rezultančna sila premosorazmerno manjša od sile, izmerjene s pritiskovnimi ploščami.

## **3 REZULTATI**

Na sliki 4 je prikazan primer izmerjenih kotov v sklepih (gleženj, koleno in kolk leve noge ter spodnji in zgornji del trupa) pridobljenih z IME (polna črta) in kotov dobljenih s pomočjo optoelektronskega sistema (črtkana črta) pri normalni hitrosti vstajanja. Povprečna absolutna napaka (razlika med koti iz IME in koti iz Optotraka) pri petih ponovitvah meritev vseh kotov pri različnih hitrostih vstajanja je prikazana v tabeli 1. Na sliki 5 pa so prikazani škatlasti diagrami absolutne napake kotov v sklepih, kjer je označena mediana, prvi in tretji kvartil ter največja in najmanjša vrednost znotraj 1.5 IQR (ang. *inter quartil range*).



Slika 4: Primerjava kotov v sklepih dobljenih z IME (polna črta) in dobljenih iz merilnih ploščic (črtkana črta). S časoma  $t_1$  in  $t_2$  sta označena začetek in konec vstajanja.

Način	Normalno		Počasi		Hitro	
Kot	$\overline{oldsymbol{ heta}}$ [°]	$\widetilde{oldsymbol{ heta}}$ [°]	$\overline{oldsymbol{ heta}}$ [°]	$\widetilde{oldsymbol{ heta}}$ [°]	$\overline{oldsymbol{ heta}}$ [°]	$\widetilde{oldsymbol{ heta}}$ [°]
L. gleženj	- 3,54	- 4,27	- 3,78	- 2,51	- 2,70	- 3,23
L. koleno	4,69	7,12	5,35	6,37	5,13	7,02
L. kolk	- 2,39	- 1,89	- 4,01	- 1,83	- 2,64	- 1,47
D. gleženj	- 2,73	- 3,63	- 3,22	- 3,29	- 3,40	-4,52
D. koleno	1,10	0,99	4,32	0,96	1,59	3,65
D. kolk	-0,41	1,36	3,35	0,62	- 0,30	2,36
Sp. trup	1,64	1,21	0,32	0,34	3,48	1,77
Zg. trun	0.74	-0.01	0.71	0.20	0.26	-0.16

Tabela 1: Absolutna napaka kotov v sklepih v sagitalni ravnini predstavljena kot povprečna napaka  $\overline{\theta}$  in mediana  $\overline{\theta}$ .

Na sliki 6 je prikazan primer poteka reakcijske sile izmerjene z merilnimi podplati (polna črta) in pritiskovnimi ploščami (črtkana črta). Povprečna relativna napaka reakcijske sile v sedečem položaju znaša okoli 20% tako za levo kot za desno nogo in je posledica nelinearnosti senzorjev v merilnih podplatih pri majhnih silah. Povprečna relativna napaka reakcijske sile v stoječem položaju pa znaša 2,3% za levo nogo ter 12,8% za desno nogo. Večja napaka desnega merilnega podplata je posledica nedelovanja ene merilne celice na omenjenem podplatu.



Slika 5: Napaka kotov v sklepih, kjer rdeča črta predstavlja mediano pri treh različnih hitrostih vstajanja: normalno (A), počasi (B) in hitro (C).



Slika 6: Primerjava reakcijske sile za levo (modra črta) in desno (rdeča črta) nogo izmerjene z merilnimi podplati (polna črta) in pritiskovnimi ploščami (črtkana črta). S časoma  $t_1$  in  $t_2$  sta označena začetek in konec vstajanja.

Absolutne napake med reakcijsko silo izmerjeno s pritiskovnimi ploščami in reakcijsko silo izmerjeno z merilnimi podplati so predstavljene v tabeli 2. Na sliki 6 pa so s škatlastim diagramom prikazane absolutne napake reakcijske sile pri treh različnih hitrostih vstajanja posebej za levo in desno nogo.

Način	Normalno		Počasi		Hitro	
Stran	$\overline{F}$ [N]	$\widetilde{F}$ [N]	$\overline{F}$ [N]	$\widetilde{F}$ [N]	<b>F</b> [N]	<b>Ĩ</b> [N]
Leva	18,72	20,63	23,92	22,10	-7,57	- 12,88
Desna	28,14	44,38	21,33	24,16	33,31	49,96

Tabela 2: Absolutna napaka reakcijske sile predstavljena kot povprečna napaka  $\overline{F}$  in mediana  $\widetilde{F}$ .



Slika 7: Napaka reakcijske sile leve in desne noge pri treh različnih hitrostih vstajanja, kjer rdeča črta predstavlja mediano (L - leva noga, D - desna noga; N - normalno vstajanje, P počasno vstajanje, H - hitro vstajanje).

# 4 ZAKLJUČEK

Evalvacijski rezultati merjenja kinematike človeka pri vstajanju kažejo, da so IME z meadiano napake od 1 do 3 stopinj v primerjavi z Optotrak referenčnim sistemom primerni za merjenje kotov v sklepih. Odstopa edino merjenje kota v kolenu leve noge (mediana od 6 do 7 stopinj), kar se lahko pripiše slabi predhodni kalibraciji inercijske merilne enote. Kot možen vzrok večje napake pri kotu leve noge in kotu spodnjega dela trupa je tudi slaba pritrjenost IR svetlečih diod na merilne ploščice. Rezultati kažejo, da sama hitrost vstajanja ni korelirana z natančnostjo meritve.

Pri inercijskih merilnih enotah je potrebno izpostaviti tudi lezenje pri dolgotrajnih meritvah, kar se da rešiti s ponastavitvijo kotov IME, ko je osebek v stacionarnem stanju (npr. ko mirno sedi oziroma stoji). Problem pri uporabi IME je tudi vpliv bližine feromagnetnih materialov na magnetometer. Ta problem se da omiliti z nastavitvijo zmanjšane stopnje zaupanja magnetometru pri Kalmanovem filtru.

Posebej se je potrebno posvetiti tudi določanju začetnih parametrov – orientaciji segmentov ( $q_{GS}$ ). Primerna rešitev pri vstajanju je določanje teh parametrov pri mirnem sedenju, ko so koti v kolenu in kolku 90°, koti v gležnju in nagib spodnjega in zgornjega dela trupa pa 0°.

Evalvacijski rezultati merjenja reakcijske sile kažejo, da signali merilnih podplatov zadovoljivo sledijo obliki signalov pridobljenih iz pritiskovnih plošč. Vzrok za mediano napake od 20 do 30 N lahko iščemo v sami zasnovi merilnih podplatov, saj je zaradi delno pokritega podplata s senzorji potrebno silo ustrezno skalirati. Lahko pa se pojavijo tudi slabe merilne celice v podplatu, kar še dodatno poslabša merilni rezultat. Rezultati kažejo, da je sama natančnost meritve boljša pri počasnem vstajanju kot pa pri hitrem.

Uspešna evalvacija nosljivega senzornega merilnega sistema je pokazala, da je nosljiv merilni sistem primeren za merjenje kinematike in reakcijskih sil, seveda ob pogoju ustrezne kalibracije in pravilno nastavljenih začetnih parametrih. Nosljiv merilni sistem je kot tak primeren kot sistem za analizo kinematike vstajanja, kot sistem za detekcijo faz ali pa tudi kot senzorni sistem za potrebe vodenje robotskih protez oziroma eksoskeletov, pri katerih igra kinematika pomembno vlogo v samem vodenju proteze.

# ZAHVALA

Raziskavo sta podprla Javna agencija za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije ter Sedmi okvirni program Evropske skupnosti (projekt CYBERLEGs, FP7-ICT-2011-7-287894).

#### Literatura

- A. Kralj, R. Jaeger, and M. Munih, "Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation," Journal of Biomechanics, vol. 23, no. 11, pp. 1123–1138, 1990.
- [2] B. Etnyre and D. Thomas, "Event standardization of sitto-stand movements," Physical Therapy, vol. 87, no. 12, pp. 1651–1666, 2007.
- [3] S. Nuzik, R. Lamb, A. VanSant, and S. Hirt, "Sit-tostand movement pattern," Physical Therapy, vol. 66, no. 11, pp. 1708–1713, 1986.
- [4] F. Bahrami, R. Riener, P. Jabedar-Maralani, and G. Schmidt, "Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects," Clinical Biomechanics, vol. 15, no. 2, pp. 123–133, 2000.
- [5] F. Sibella, M. Galli, M. Romei, A. Montesano, and M. Crivellini, "Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects," Clinical Biomechanics, vol. 18, no. 8, pp. 745–750, 2003.
- [6] T. Beravs, P. Rebersek, D. Novak, J. Podobnik, and M. Munih, "Development and validation of a wearable inertial measurement system for use with lower limb exoskeletons," in Humanoid Robots (Humanoids), 2011 11th IEEE-RAS International Conference on, pp. 212– 217, IEEE, 2011.