

■ Izvirni znanstveni članek

Janez Pavčič, Matjaž Zadavec, Andrej Olenšek, Zlatko Matjačić

## Primerjava kinematike hoje po tleh in kinematike dveh različnih načinov krmiljenja vrtečega se tekočega traku

**Povzetek.** Razvili smo vrteči se tekoči trak (VTI), ki je namenjen urjenju dinamičnega ravnotežja med izvajanjem hoje naravnost in med spreminjanjem smeri hoje. Kotno hitrost naprave nadzoruje uporabnik na dva načina: z odmikom medenice v medio-lateralni smeri od središča traku ali z rotacijskim gibanjem medenice v transverzalni ravnini. Izvedli smo raziskavo, v kateri smo skušali ugotoviti stopnjo podobnosti kinematike hoje po tleh s kinematiko pri obeh načinih vodenja VTI. Kinematiko stopal, medenice in trupa smo zajeli z uporabo inercialnih senzorjev Xsens. Za oceno stopnje podobnosti med obema načinoma hoje (tla, VTI) pri gibanju medenice in trupa smo uporabili intraklasno korelacijo. Rezultati nakazujejo, da ni večjih razlik med obema načinoma vodenja traku in hojo po tleh.

## Comparing Over-Ground Gait Kinematics with Kinematics of Two Methods for Rotating Treadmill Control

**Abstract.** We developed a rotating treadmill (RT) which is used for training of dynamic stability in straight walking and walking while turning. Angular velocity of the RT can be controlled by the user in two ways: through movement of pelvis in medio-lateral direction or through rotation of the pelvis in the transversal plane. We conducted a study examining which method of angular velocity control yields kinematics that is similar to the kinematics of over-ground turning. Kinematic data of the feet, pelvis and torso in the transversal plane were captured with inertial sensors (Xsens). To establish the degree of similarity between both approaches of controlling the angular velocity and over-ground turning, we calculated intraclass correlation coefficients. Results indicate similarity of kinematics between the two control methods and over-ground walking.

■ **Infor Med Slov** 2015; 20(1-2): 7-16

---

*Institucije avtorjev / Authors' institutions: Univerzitetni rehabilitacijski inštitut Republike Slovenije – Soča, Ljubljana.*

*Kontaktna oseba / Contact person: Janez Pavčič, URI – Soča, Linhartova 51, 1000 Ljubljana. E-pošta / E-mail: janez.pavcic@ir-rs.si.*

*Prispelo / Received: 30.03.2015. Sprejeto / Accepted: 30.04.2015.*

## Uvod

Osnovni način premikanja človeka po prostoru je hoja. Med hojo v zaprtih prostorih je pogosto izogibanje statičnim oviram (pohištvu), pri hoji na prostem pa tudi dinamičnim oviram. Za zdravega človeka manevri spreminjanja smeri hoje ne predstavljajo težav, pri osebah z zmanjšanimi sposobnostmi hoje pa lahko predstavljajo velik izziv. Sposobnost samostojne hoje se lahko poslabša zaradi poškodb ali bolezni, ki prizadenejo delovanje centralnega ali perifernega živčevja. Eden pomembnejših vzrokov za težave s hojo je kap. V razvitem svetu pojavnost kapi narašča, kar vpliva na zdravstveno stanje populacije, predvsem starejše. Posledice kapi so odvisne od lokacije in razsežnosti poškodbe možganskega tkiva. Medicinska stroka priporoča, da poškodovana oseba začne z vadbo hoje takoj, ko ji zdravstveno stanje to dopušča. Z dovolj zgodnjo vadbo se povečajo možnosti za povrnitev sposobnosti hoje. Pomemben dejavnik poslabšanja (stabilnosti) hoje je tudi starost, saj se z leti pojavijo zdravstvene težave, ki vplivajo na gibalne sposobnosti človeka.<sup>1-3</sup>

Danes se hojo vadi predvsem na tekočih trakovih, ki so dober približek hoje po tleh, vadba se izvaja na omejenem prostoru, ponujajo dobro ponovljivost pogojev hoje in lahko so opremljeni tudi s pripomočki za bolj varno hojo (oprijemala) ali z instrumenti za ocenjevanje hoje (pritiskovne plošče). Glavna razlika med obema načinoma hoje je, da pri hoji po tleh stopalo med fazo opore miruje, pri hoji po tekočem traku pa potuje po traku in se giblje v nasprotno smer hoje. Kljub nekaterim ostalim razlikam, ki se pojavijo pri hoji po traku (povečana kadenca hoje, manjše magnitude sil), je splošno sprejeto, da hoja po tekočem traku predstavlja dober približek hoje po tleh.<sup>4,5</sup> Časovno-prostorske in kinematične razlike pri hoji po traku se zmanjšujejo, če imajo osebe dovolj časa, da se privadijo novemu načinu hoje. Navadno čas privajanja traja 4-6 minut.<sup>6,7</sup>

Tekoči trakovi so sestavni del različnih robotskih sistemov, ki so namenjeni vadbi hoje oziroma cikličnemu gibanju spodnjih udov (npr. Lokomat, AutoAmbulator).<sup>8</sup> Današnje robotizirane naprave se večinoma osredotočajo na vadbo hoje v smeri naravnost, ne omogočajo pa vadbe spreminjanja smeri hoje ali izogibanja oviram. Za samostojno hojo mora biti oseba sposobna ohranjati ravnotežje med hojo, pri kateri je potrebno obvladovati različne aktivnosti, kot so začetek in ustavljanje hoje, spreminjanje hitrosti in tudi spreminjanje smeri hoje. Izvajanje zavoja je namreč zahtevnejša naloga od hoje naravnost, zato se pri spreminjanju smeri hoje pri

starejši populaciji ter pri osebah z motnjami hoje večkrat primerijo padci.

Vadba spreminjanja smeri hoje se danes v veliki meri izvaja med hojo po tleh s pomočjo fizioterapevtov. Na trgu medicinske opreme trenutno ni robotskih sistemov, ki bi omogočali vodeno vadbo spreminjanja smeri hoje. Obstoječe robotske naprave za urjenje spreminjanja smeri hoje po tleh (npr. Thera Trainer E-go) v bistvu opravljajo funkcijo premične opore, ki pomaga pri vzdrževanju ravnotežja med hojo po tleh.<sup>9</sup> Slabost omenjene naprave je v potrebi po stalni prisotnosti terapevta, ki upravlja z napravo (sprememba hitrosti ali smeri hoje), in v potrebi po večjem prostoru za izvajanje vadbe.

Da bi zapolnili vrzel, ki obstaja na področju rehabilitacijskih naprav za urjenje hoje, smo razvili novo napravo – vrteči se tekoči trak (VTI), ki omogoča tako vadbo hoje naravnost kot tudi urjenje hoje v zavoju. Običajnemu tekočemu traku smo dodali novo prostostno stopnjo – rotacijo v transverzalni ravnini, s katero uporabniku vsiljujemo spremembo smeri hoje. Razvili smo tudi dva načina, s katerima uporabnik naprave krmili kotno hitrost tekočega traku, torej izvaja spreminjanje smeri – zavijanje. Zanimalo nas je, pri katerem od obeh načinov krmiljenja kotne hitrosti je kinematika bolj podobna kinematiki med zavijanjem po tleh. Zato smo zasnovali študijo, s katero smo želeli ugotoviti stopnjo podobnosti kinematike zavijanja po tleh s kinematiko zavijanja z VTI.

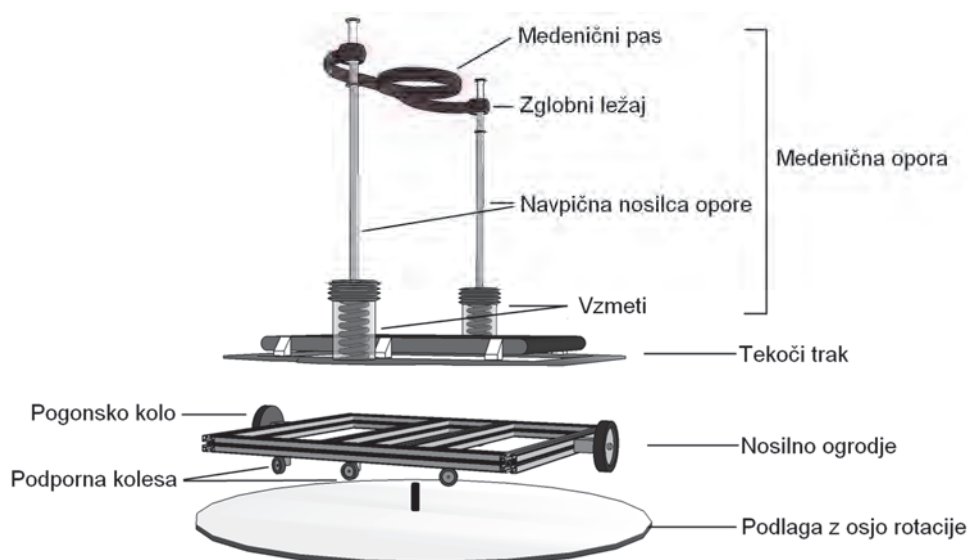
### Vrteči se tekoči trak

Običajni tekoči trakovi omogočajo le hojo v smeri naravnost, nekaterim je možno spreminjati tudi naklon hodalne površine. Obstajajo tudi tekoči trakovi, ki omogočajo hojo v vse smeri (ang. omnidirectional treadmill), vendar so precej dragi in zasedajo večji prostor. Ker za potrebe rehabilitacije hoje še ne obstaja naprava, ki bi omogočala urjenje spreminjanja smeri med hojo, smo razvili tekoči trak, ki je zmožen izvajanja rotacije v transverzalni ravnini. Običajen tekoči trak z možnostjo gibanja tekalne površine v smeri naprej-nazaj smo nadgradili tako, da je pridobil novo prostostno stopnjo – vrtenje okoli navpičnice.

VTI je sestavljen iz treh osnovnih delov: podlage, nosilnega ogrodja in tekočega traku. Traku je dodana tudi medenična opora, ki ima dvojno funkcijo. Uporabljena je pri krmiljenju traku (preko senzorjev odklona), hkrati pa zagotavlja varnost uporabnika, saj preprečuje morebitne padce. Podlaga, sestavljena iz opažnih plošč, ima na sredini pritrjeno os vrtenja, na katero je preko ležaja nasajeno kovinsko nosilno

ogrodje traku. Nosilno ogrodje je sestavljeno iz aluminijastih profilov (Rexroth, Bosch), ki omogočajo modularno gradnjo in zagotavljajo visoko mehansko trdnost. Na spodnji strani nosilnega ogrodja so pritrjena kolesa, ki so v stiku s podlago in omogočajo krožno gibanje nosilnega ogrodja. Na prečna profila sta pritrjeni dve nosilni kolesi polmera 10 cm in širine 4 cm. Eno izmed koles je pogonsko in je preko

sistema jermenic in jermena povezano z elektromotorjem. Na skrajna vzdolžna profila je pritrjenih skupno 6 manjših kolesc (po 3 na vzdolžen profil), ki nosijo del teže naprave. Običajni tekoči trakovi imajo omejeno širino tekalne površine (navadno okoli 45 cm), ker pa želimo simulirati proces zavijanja, smo uporabili nekoliko širši tekoči trak, ki naj ne bi omejeval uporabnika med hojo.



**Slika 1** Shematski prikaz sestavnih delov vrtečega se tekočega traku.

Na levi in desni strani od sredine traku sta na nosilno ogrodje preko vzmeti pritrjena navpična nosilca medenične opore. Vzmetema lahko spreminjamo efektivno dolžino in s tem tudi silo, ki deluje na navpični nosilec medenične opore in posledično na medenico uporabnika. Medenični pas je z navpičnima nosilcema povezan preko zglobnega ležaja, ki skupaj z uporabo vzmeti medenični opori omogoča šest prostostnih stopenj gibanja in s tem naravno gibanje medenice uporabnika naprave. Slika 1 prikazuje osnovne sestavne dele VTT.

### Način vodenja kotne hitrosti naprave

Uporabnik je preko navpičnih nosilcev medenične opore povezan s tekočim trakom. Na obeh navpičnih nosilcih sta pritrjena dva senzorja za merjenje odklona (Oak Tilt, Toradex), ki preko nepovezovalnega protokola (ang. UDP) pošiljata podatke v programsko okolje Matlab/Simulink. Frekvenco vzorčenja smo nastavili na  $f_s = 100$  Hz. Krmilni algoritem izračuna ustrezno vrednost krmilne napetosti in jo pošlje vhodno-izhodni kartici (6025-E, National Instruments). Signal krmilne napetosti je nato pripeljan na vhod krmilnika motorja (ADS 50/10, Maxon motor). Krmilnik ohranja stalno kotno hitrost traku s pomočjo zaprtozanknega vodenja, pri katerem

so v povratni zanki uporabljeni signali inkrementalnega enkoderja (IRD5810-360, PMS).

Ker želimo uporabniku omogočiti nadzor nad magnitudo in hitrostjo zavoja, smo razvili ustrezno vodenje. Uporabnik vodi rotacijo oziroma kotno hitrost traku preko dveh nosilcev medenične opore, ki se zaradi gibanja medenice odklanjata v zeleno smer. Razvili smo dva načina spreminjanja smeri rotacije traku: z gibanjem medenice v smeri levo-desno iz sredine traku (L/D) ali z zasukom (rotacijo) medenice okoli navpičnice (ROT). Oba načina sta prikazana na sliki 2: zgornja slika ponazarja način vodenja s premikom medenice levo-desno (L/D), spodnja slika pa način vodenja z rotacijo medenice (ROT).

Kot odklona navpičnih nosilcev je odvisen od več dejavnikov: koeficienta vzmeti, ki določa potrebno silo za premik navpičnih nosilcev medenične opore, efektivne dolžine vzmeti, telesne višine in moči uporabnika naprave. Sposobnosti vodenja naprave se med posamezniki razlikujejo, zato se mora naprava prilagoditi vsakemu uporabniku posebej. Uporabnik preko zaslona prejme grafične ukaze (barvne puščice) o zahtevani hoji (naravnost, manever za proženje levega in desnega zavoja). Ob izvajanju prvih gibov, ki sprožijo zavoj v levo in desno smer, je zaželeno, da

uporabnik izvede največji možni obseg giba. S tem se parametri vodenja pravilno določijo (prag za pričetek zavoja). V prvih 20 sekundah program beleži hojo naravnost. V časovnem obdobju od 20 do 30 sekund uporabnik prejme ukaz, da mora začeti manever zavoja v levo. Takrat program beleži največji odklon inklinometrov v levo smer. V časovnem obdobju od 40 do 50 sekund začne uporabnik izvajati manever zavoja v desno smer, kar program zabeleži kot največji odklon v desno smer. Ker se oba nosilca medenične opore pri vodenju s premikom medenice levo-desno premakneta v isto smer, lahko signala obeh inklinometrov seštejemo in s tem ojačamo krmilni signal. Signala obeh senzorjev odklona sta filtrirana z nizkopasovnim filtrom (Butterworth 1. reda,  $\omega_m = 1 \text{ rad/s}$ ). Izmerjena ekstrema (levi in desni) sta nato pomnožena s konstanto ( $\xi = 0.36$ ). Vrednost konstante množenja smo določili med razvojno fazo vodenja in ustreza večjemu številu uporabnikov. Rezultat množenja maksimalne vrednosti odklona z določeno konstanto predstavlja mejo začetka rotacije traku v izbrano smer. Ko vrednost krmilnega signala naraste nad zgornjo mejo rotacije, se trak prične vrteti v levo smer. Če pa pade pod spodnjo mejo, se začne trak vrteti v desno smer.

Pri drugem načinu vodenja rotacije tekočega traku (ROT) smo za krmilni signal uporabili razliko signalov obeh inklinometrov. Pri rotaciji medenice okoli navpičnice v želeno smer se preko medenične opore enem senzorju vrednost odklona v smeri naprej-nazaj poveča, drugemu pa zmanjša. Če signala obeh inklinometrov med sabo odštejemo, dobimo krmilni signal, iz katerega lahko razberemo rotacijo medenice v levo ali desno smer. Predobdelava signala (nizkopasovno filtriranje, določanje mej rotacije) je podobna kot pri vodenju s premikom medenice levo-desno. Zgornji del slike 3 prikazuje krmilni signal pri vodenju z odklikom medenice (L/D) in spodnji ter zgornjo mejo začetka rotacije, spodnji del pa prikazuje spremembo kotne hitrosti traku pri vodenju z uporabo konstantne kotne hitrosti ( $\omega = 36^\circ/\text{s}$ ). Princip delovanja pri vodenju z rotacijo medenice (ROT) je glede krmilnega signala in kotne hitrosti traku zelo podoben krmiljenju z odklikom medenice.

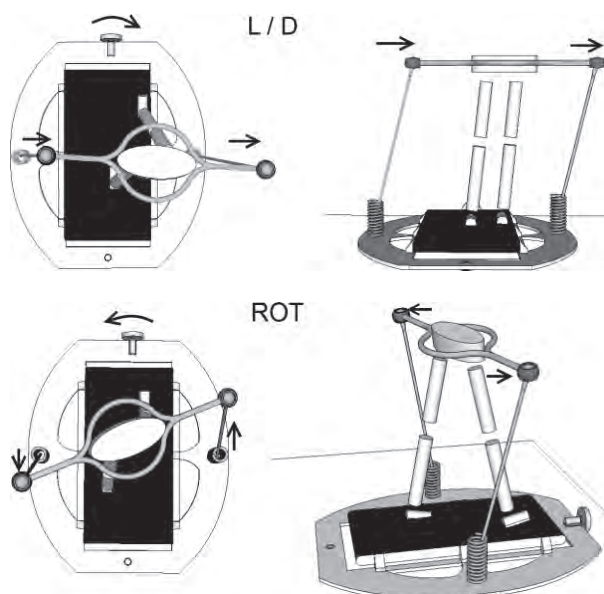
## Metode

### Udeleženci raziskave in zajem podatkov

V raziskavi je sodelovalo 11 oseb, ki niso imele zdravstvenih težav povezanih s hojo. Rezultati dveh oseb sta bili izključeni iz analize. Ena oseba je izkazovala preveliko amplitudo relativnega gibanja med medenico in trupom, ki je bila približno dvakrat

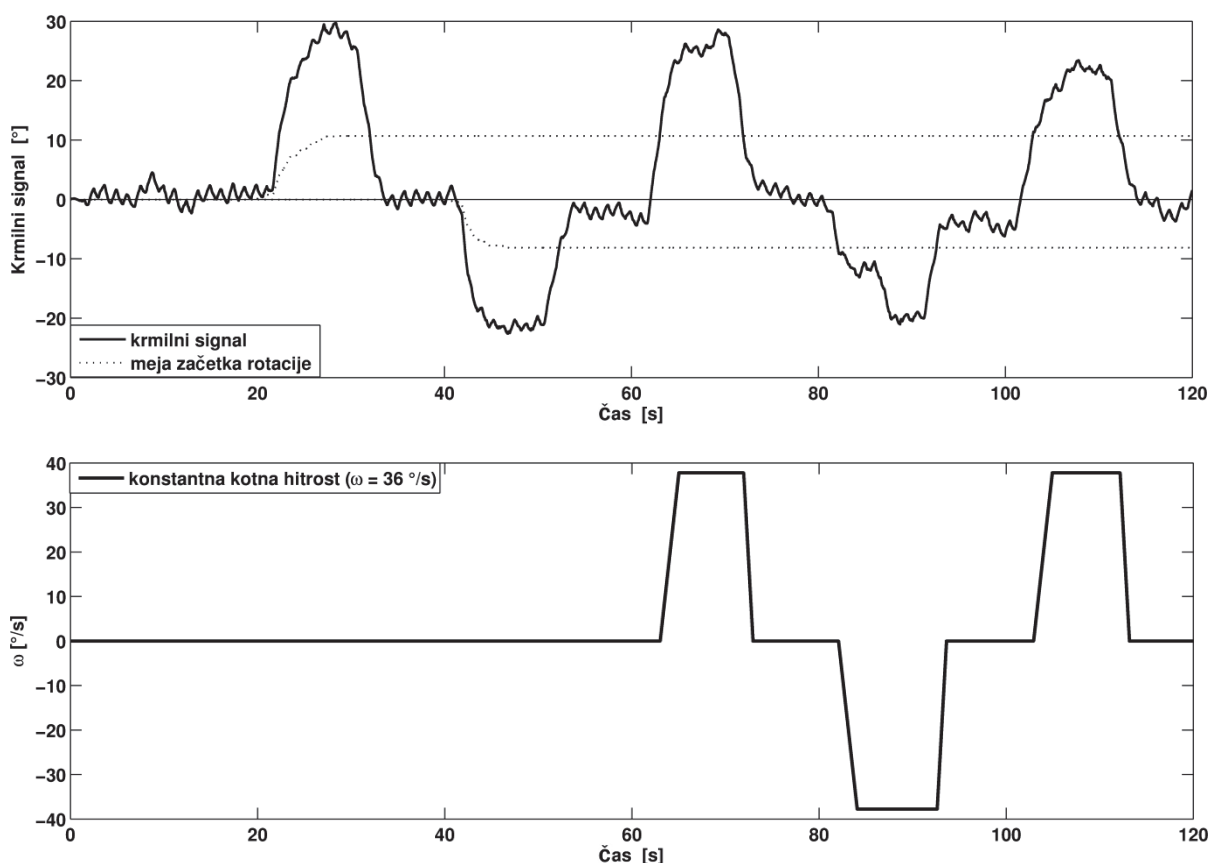
večja od povprečja ostalih. Druga oseba je imela pri meritvi hoje težave s senzorjem na stopalu, zaradi česar ni bilo mogoče enoznačno določiti nekaterih dogodkov med hojo (npr. dostop stopala). Povprečna starost in višina preostalih devetih udeležencev raziskave je znašala:  $(33.3 \pm 4.9 \text{ let})$  in  $(180.9 \pm 4.7 \text{ cm})$ .

Meritve hoje smo izvedli s sistemom za zajem 3D gibanja Xsens MTx (Xsens Technologies B.V., Nizozemska). Senzorji MTx vsebujejo mikro-elektromehanske sisteme (MEMS) za merjenje pospeškov, hitrosti vrtenja in vrednosti magnetnega polja v 3D prostoru. S postopkom združevanja različnih senzorjev (žiroskop, pospeškometer, magnetometer) in uporabo Kalmanovega filtra, naj bi bili uporabljeni senzorji zmožni prikazati pravilne vrednosti Eulerjevih kotov (roll, pitch, yaw) brez lezenja. V raziskavi so nas zanimali predvsem koti zasuka v transverzalni ravnini (ang. yaw) med hojo z uporabo obeh načinov vodenja kotne hitrosti. V praksi se je izkazalo, da se je lezenje izhodnega signala vseeno pojavilo. Senzorje smo pritrdili na obe stopali, medenico (nad medenično oporo) in na trup preiskovanca. Senzorji so bil nameščeni tako, da X os senzorja ni nikoli sovpadla s smerjo gravitacije, ker bi se v takem primeru pri izračunu Eulerjevih kotov pojavila matematična singularnost. En senzor smo pritrdili tudi na tekoči trak. Senzorji so bil med seboj povezani s kablom vse do oddajne enote (Xbus Master), ki je preko brezžične povezave (bluetooth) podatke posredovala osebnemu računalniku. Frekvenca vzorčenja je bila 100 Hz.



**Slika 2** Prikaz dveh načinov vodenja kotne hitrosti traku, ki jo dosežemo z ustreznim gibanjem medenice – s premikom levo-desno (zgoraj) in z rotacijo (spodaj).





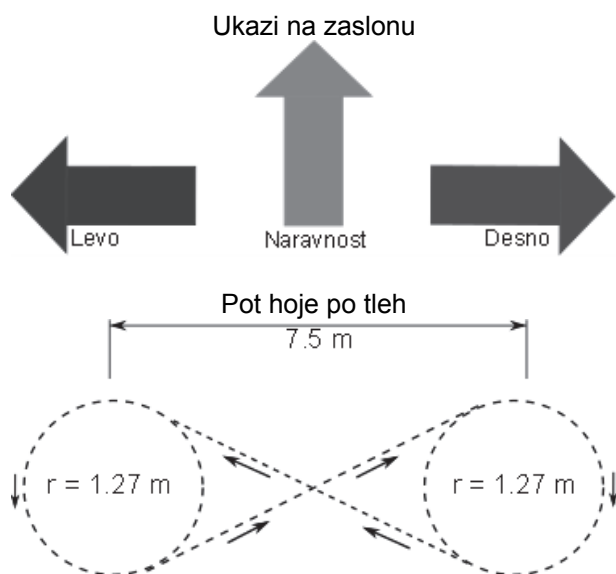
**Slika 3** Zgoraj: krmilni signal pri načinu vodenja s premikom medenice (L/D) z določeno zgornjo ter spodnjo mejo začetka rotacije traku; spodaj: kotna hitrost traku ob uporabi konstantne hitrosti.

### Protokol in potek meritev

Vsak udeleženec raziskave je bil pred začetkom merjenja seznanjen z obema načinoma vodenja kotne hitrosti traku (odmik levo/desno – L/D in rotacija medenice – ROT). Ko je presegel prag začetka rotacije, ki je bil izračunan za vsakega udeleženca posebej, se je trak začel vrteti okoli navpičnice s konstantno kotno hitrostjo. Vsak udeleženec je imel najprej na voljo 5 minut za vadbo obeh načinov vodenja VTT, nato se je seznanil tudi s hojo po tleh okoli dveh krogov v obliki osmice, ki je bila narisana na tleh. Po seznanitvi s protokolom meritev smo na udeleženca namestili senzorje, čemur je sledila meritev hoje po VTT, ki je trajala 415 sekund. Med prvo meritvijo je moral udeleženec krmiliti trak z odklikom medenice od sredine traku v smeri levo-desno, pri drugi pa z rotacijo medenice. Izvajal je hojo naravnost in zavoj v levo in desno smer v skladu z ukazi, ki so se v obliki barvnih puščic prikazovali na zaslonu (slika 4). Skupno je vsak udeleženec raziskave izvedel 20 zavojev, 10 v levo in 10 v desno smer. Prva zavoja v levo in desno sta bila uporabljena za prilagoditev vodenja VTT uporabniku, pri ostalih zavojih pa smo med spreminjanjem smeri hoje izmerili kinematiko. Linearna hitrost traku je bila konstantna in sicer 0,8

m/s, kotna pa  $\omega=36^\circ/\text{s}$ . Naprava je naredila en obrat ( $360^\circ$ ) v 10 sekundah. Za primerljive meritve na tleh smo izračunali polmer kroga, katerega obseg je moral udeleženec obhoditi v danem času. Ker je hodil po traku s hitrostjo 0,8 m/s, je v 10 sekundah opravil pot osmih metrov. Ta pot predstavlja obseg kroga, ki ga je moral udeleženec prehoditi v danem času (10 s) po tleh. Iz enačbe za obseg kroga smo izračunali iskani polmer, ki znaša 127 cm. Na tleh smo torej označili dva kroga z izračunanim polmerom in udeleženec ju je moral obhoditi v obliki osmice. S tem je pri enem krogu izvajal zavoj v levo, pri drugem krogu pa v desno, kot je prikazano na sliki 4. Središči krogov sta bila med sabo oddaljeni 7,5 m, tako da je udeleženec med dvema zavojema izvajal tudi hojo naravnost.

Meritve kinematike smo želeli opraviti znotraj cikla hoje, ki je določen kot čas med dvema zaporednima dostopoma iste noge. Dostope izbrane noge pa smo določili z iskanjem lokalnih minimumov nizkopasovno filtriranega signala žiroskopa s senzorjev obeh stopal.



**Slika 4** Prikaz ukazov za spreminjanje smeri hoje na VTT (zgoraj) in prikaz poti hoje po tleh (spodaj).

Med obdelavo podatkov smo ugotovili, da se pri merjenju zasuka v transversalni ravnini pojavlja lezenje, ki se med različnimi senzorji razlikuje. Zaradi lezenja smo upoštevali le tiste izseke meritev, kjer je lezenje med dvema zaporednima zavijanjem v levo smer omejeno na največ  $1,6^\circ$ . Meritve smo zaradi lezenja po potrebi tudi popravili: izvedli smo navpični premik signalov, da smo zadostili predpostavkam, ki smo ju opazili med hojo po traku. Gre za predpostavko, da je udeleženec med hojo naravnost usmerjen v smer tekočega traku, in da odklon stopal od smeri hoje naravnost (oziroma usmerjenosti traku) znaša  $7-9^\circ$ .<sup>10</sup>

## Rezultati

### Orientacija stopal, medenice in trupa glede na orientacijo traku pri izbranem udeležencu

Najprej je predstavljena kinematika stopal, medenice in trupa enega izbranega udeleženca. Kinematika je predstavljena glede na usmerjenost tekočega traku. S temi podatki lahko bolje razumemo način gibanja, ki ga vsiljuje metoda vodenja VTT.

Slika 5 prikazuje zasuke obeh stopal glede na usmerjenost traku. Levo in desno stopalo sta prikazani vsako ob svojem ciklu hoje – zasuk levega stopala je prikazan med levim ciklom hoje, zasuk desnega pa med desnim ciklom hoje. Približno prvo polovico cikla hoje je stopalo v fazi opore in potuje po traku. Zato imata obe stopali v tem času približno konstanten zasuk. Od približno 58 % cikla naprej poteka faza zamaha, kjer se zasuk stopala spreminja.

Levo stopalo se med zamahom zasuka v levo smer glede na smer traku, desno pa v desno smer. Vrednost zasuka  $0^\circ$  na sliki predstavlja usmerjenost traku. Pri hoji naravnost pričakujemo, da je levo stopalo odklonjeno v levo (pozitivne vrednosti), desno pa v desno smer (negativne vrednosti). To potrjujejo tudi dobljeni rezultati pri obeh načinih vodenja (L/D, ROT).

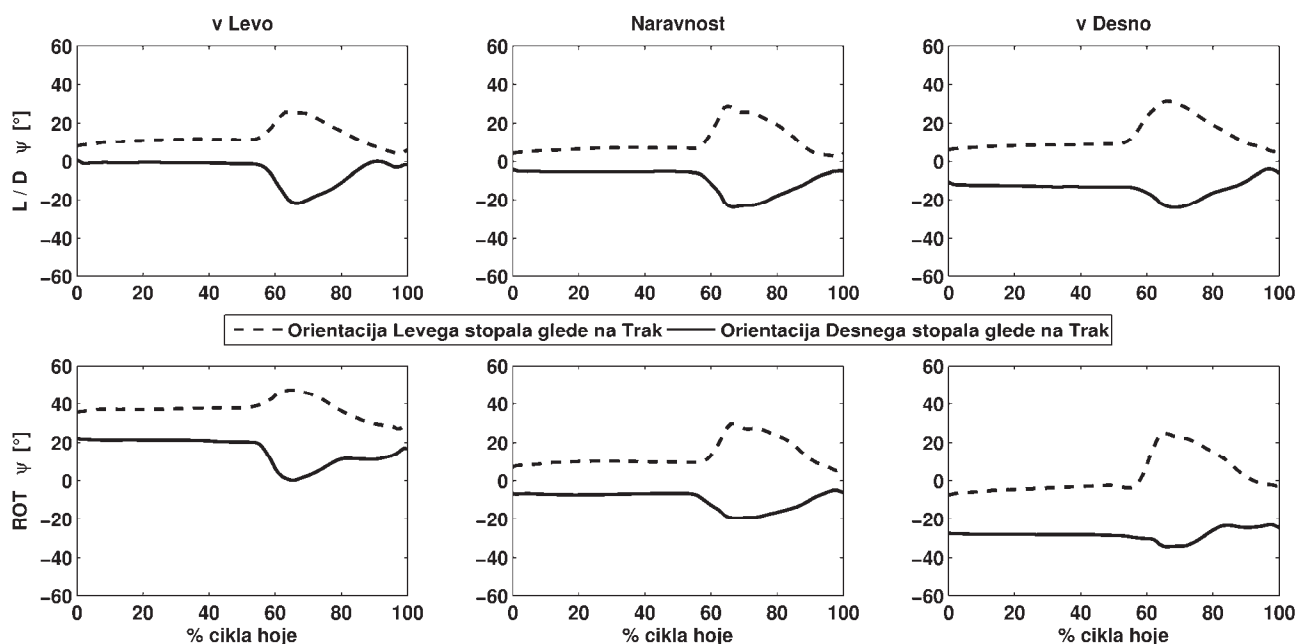
Opazimo tudi da sta pri načinu vodenja z odmikom medenice L/D stopali zasukani vsako v svojo smer (levo v levo, desno v desno) glede na smer traku, kar je podobno kot pri hoji naravnost. Pri drugem načinu vodenju (ROT) pa sta med spreminjanjem smeri hoje obe stopali usmerjeni v smer zavoja. To pomeni, da drugi način vodenja uporabniku vsili prisilno orientacijo stopal, ki se razlikuje od hoje naravnost.

Slika 6 prikazuje zasuke medenice in trupa glede na zasuk traku med ciklom hoje. Zaradi preglednejšega prikaza podatkov so vsi zasuki prikazani ob levem ciklu hoje. Opazimo, da pri hoji naravnost zasuka medenice in trupa dvakrat prečkata usmerjenost traku. Pri uporabi dveh načinov vodenja kotne hitrosti traku lahko pričakujemo podobne rezultate kot pri opazovanju zasukov stopal. Pri načinu vodenja z rotacijo medenice (ROT) se pojavi povečan zasuk medenice in trupa v smer želenega zavoja. Pri zavoju v levo se zasuk v levo smer poveča za približno  $18^\circ$ , pri zavoju v desno pa nekoliko manj – za približno  $15^\circ$ . Opazimo tudi, da se trup bolj odkloni v želeno smer kot medenica. Pri vodenju z odmikom medenice (L/D) je kinematika podobna kot pri hoji naravnost. Le pri hoji v desno je orientacija trupa nekoliko zamaknjena glede na orientacijo traku.

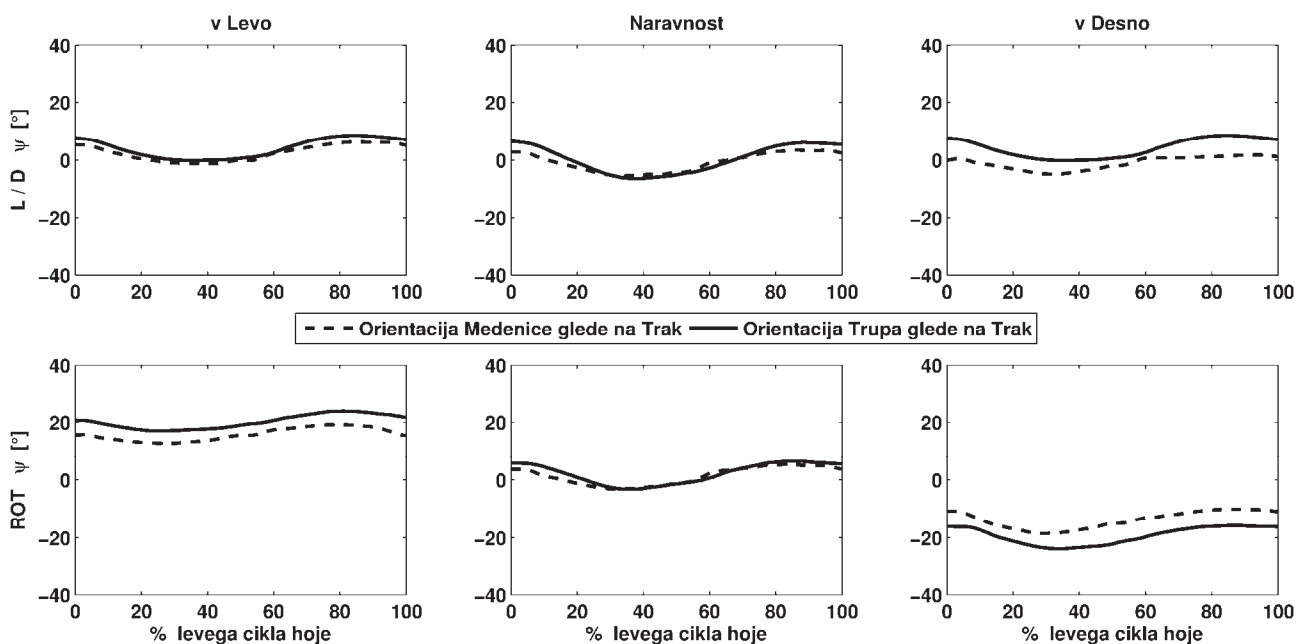
Iz dobljenih rezultatov lahko sklepamo, da sta kinematiki hoje naravnost in vodenja v načinu L/D med sabo bolj podobni kot kinematika pri vodenju z rotacijo medenice. Pri tem vodenju se med izvajanjem zavoja pojavi izrazit zasuk vseh merjenih segmentov v smer zavoja (glede na trak). Za boljše razumevanje opisanih rezultatov služi slika 7, ki prikazuje orientacijo vseh merjenih segmentov med hojo po tleh in obema načinoma vodenja kotne hitrosti traku.

### Orientacija medenice glede na trup v skupini vseh udeležencev

Slika 8 prikazuje srednje vrednosti razlik med medenico in trupom ( $\Psi$ ) oziroma orientacijo medenice glede na orientacijo trupa pri različnih smereh in načinih hoje med levim ciklom hoje. Pri izračunu povprečne vrednosti  $\Psi$  smo zajeli najmanj 6 ciklov hoje za vsakega udeleženca v vsakem eksperimentalnem pogoju.



**Slika 5** Orientacija levega in desnega stopala glede na orientacijo traku pri dveh različnih načinih vodenja kotne hitrosti pri izbranem udeležencu.



**Slika 6** Orientacija medenice in trupa glede na orientacijo traku pri dveh različnih načinih vodenja.

Pri hoji po tleh v levo smer medenica na začetku in koncu cikla zaostaja za usmeritvijo trupa (do 1,4°), v osrednjem delu pa trup prehiteva (do 4°). Podobno je gibanje medenice pri vodenju z L/D, kjer na začetku cikla rahlo zaostaja, nato pa prehiteva trup skozi nadaljevanje cikla. Kinematiki omenjenih načinov hoje (ILA, L/D) sta si med seboj bolj podobni v primerjavi s kinematiko pri načinu vodenja z rotacijo medenice. Čeprav ima podobno obliko kinematike kot pri načinu vodenja L/D, medenica med ciklom

stalno zaostaja za trupom. Pri hoji naravnost so začetni in končni položaji pri vseh treh načinih podobni, vendar se pri hoji po traku opazi manjši obseg gibanja (v povprečju 3°) kot pri hoji po tleh (v povprečju 6°). Med hojo naravnost sta si kinematiki hoje po traku medsebojno bolj podobni kot sta podobni kinematiki hoje po tleh.

Pri hoji v desno smer se opazi, da sta kinematiki hoje po tleh in hoje po VTT z vodenjem ROT vedno nad ničlo, kar pomeni, da medenica stalno prehiteva trup.

Pri vodenju z načinom L/D pa medenica samo v osrednjem delu prehiteva zasuk trupa, vendar ne doseže vrednosti  $\Psi_{TLA}$  ali  $\Psi_{ROT}$ .

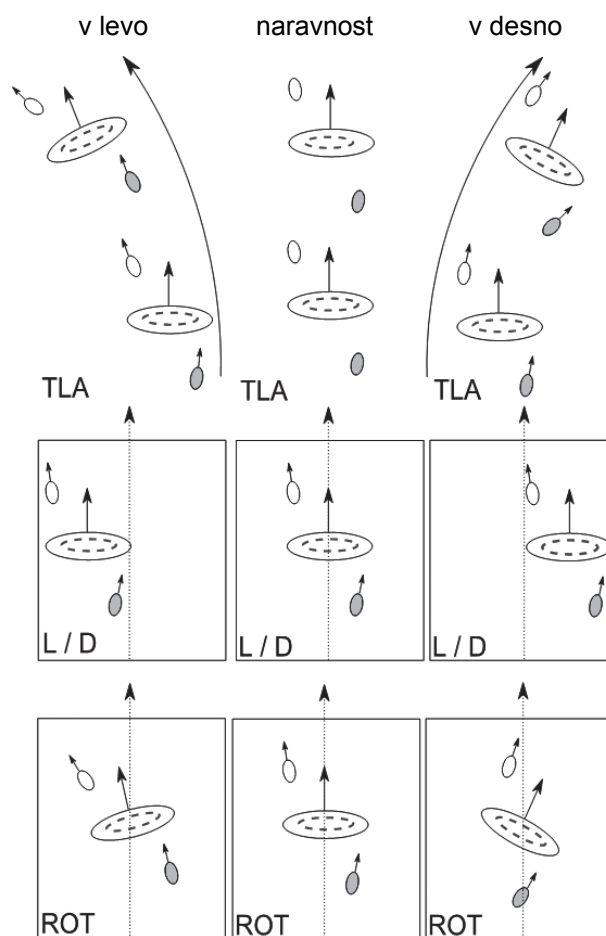
Izračunali smo povprečno standardno deviacijo med hojo pri vseh treh načinih, ki je znašala za tla  $1,61^\circ$ , za način L/D  $1,73^\circ$  in za način ROT  $2,51^\circ$ . Slika 8 prikazuje nekoliko višje vrednosti standardne deviacije pri načinu vodenja z rotacijo medenice v primerjavi z ostalima načinoma hoje.

Izračunali smo tudi koeficiente intraklasne korelacije (ICC), s katerimi smo skušali oceniti, pri katerem načinu vodenja kotne hitrosti traku je kinematika bolj podobna kinematiki med spreminjanjem smeri hoje po tleh. Izračunali smo koeficiente absolutne in relativne skladnosti za vsakega udeleženca (med signaloma preko časovnih točk cikla hoje) ter jih povprečili (in izračunali standardno deviacijo) preko vseh udeležencev.

Koeficiente intraklasne korelacije, ki ocenjujejo absolutno skladnost med tremi signali ( $\Psi_{TLA}$ ,  $\Psi_{L/D}$  in  $\Psi_{ROT}$ ), smo izračunali, ker se pri grafih obeh načinov vodenja traku pojavlja enosmerna komponenta odmika, ki je dobro vidna na sliki 8. Enosmerna komponenta predstavlja očitno razliko med obema načinoma vodenja. Rezultati so prikazani v tabeli 1. Izračunane vrednosti ICC nakazujejo pri hoji v levo večjo podobnost kinematike med hojo po tleh in načinom vodenja L/D, pri hoji v desno pa je podobnost kinematike večja med hojo po tleh in načinom vodenja z rotacijo medenice (ROT).

Pri meritvah smo zaradi omejevanja lezenja enosmerno komponento med trupom in medenico med hojo naravnost vertikalno prestavili na nič. S tem smo nekoliko popačili opazovani signal kinematike. Zato smo izračunali tudi koeficiente intraklasne korelacije, ki podajo oceno relativne skladnosti (tj. konsistentnosti) dveh signalov. Rezultati, ki so prikazani v tabeli 2, kažejo, da je potek kinematike pri hoji po tleh bolj podoben poteku med vodenjem z rotacijo medenice ( $\Psi_{ROT}$ ). Opazimo lahko, da sta poteka grafov  $\Psi_{L/D}$  in  $\Psi_{ROT}$  podobna, zato so tudi razlike v vrednostih ICC majhne.

Koeficienti intraklasne korelacije največjo podobnost izkazujejo med hojo v smeri naravnost, kjer se vsi trije signali začnejo in končajo v podobnih točkah ( $0,7^\circ \pm 0,2^\circ$ ). Ti rezultati v bistvu primerjajo hojo po tekočem traku in po tleh. Tabeli 1 in 2 vsebujeta tudi medsebojno primerjavo obeh načinov vodenja traku z ICC (L/D, ROT).



**Slika 7** Shematski prikaz orientacije trupa in medenice (velik oval) in obeh stopal (mali oval) pri hoji po tleh in po VTT (pravokotnik). Pri hoji po VTT sta prikazana oba načina vodenja kotne hitrosti traku.

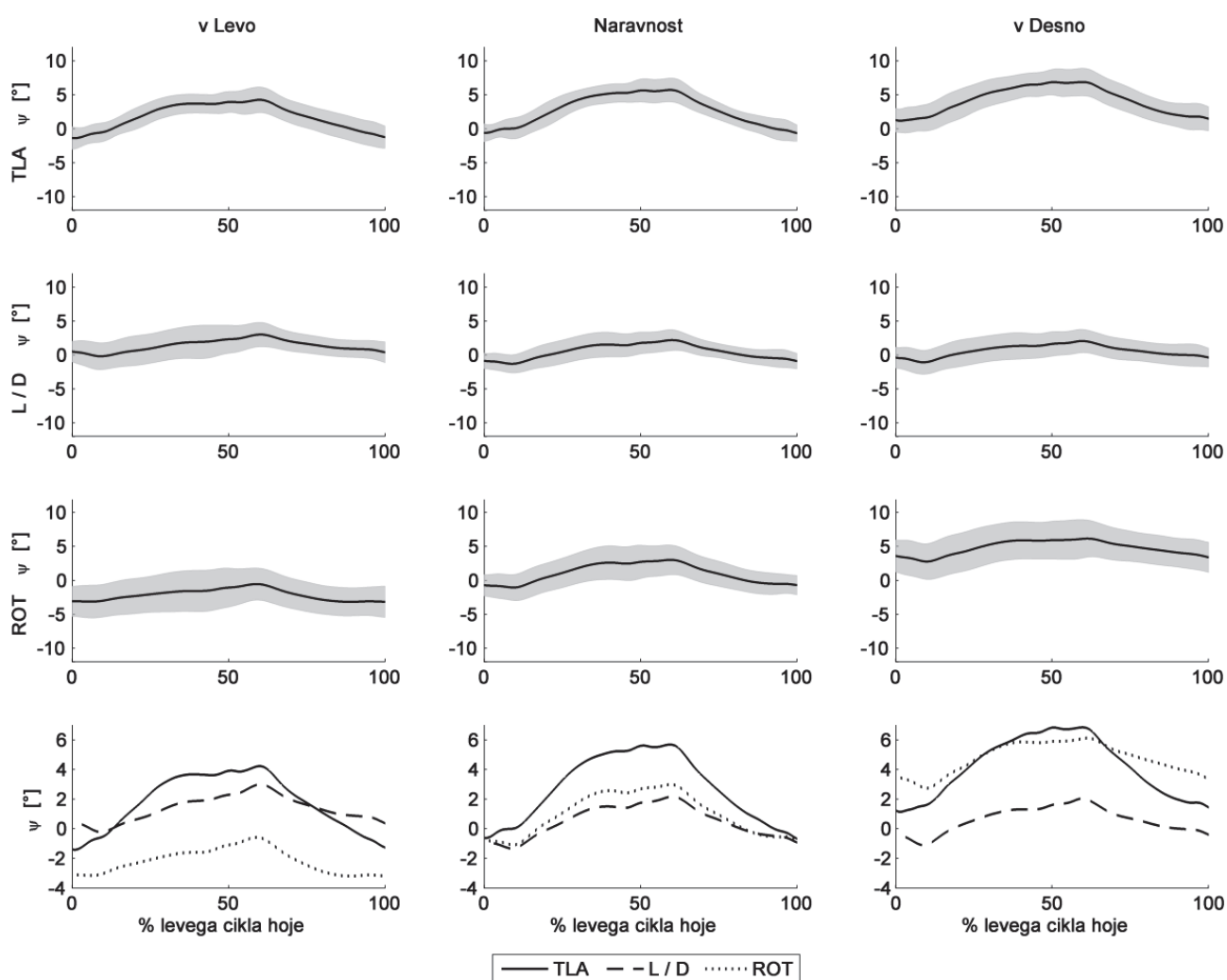
**Tabela 1** Koeficienti intraklasne korelacije za oceno absolutne skladnosti merjenih podatkov.

Primerjana načina hoje	povprečni ICC za absolutno skladnost (SD)		
	v Levo	Naravnost	v Desno
TLA, L/D	0,379 (0,202)	0,431 (0,242)	0,256 (0,270)
TLA, ROT	0,266 (0,309)	0,594 (0,213)	0,502 (0,164)
L/D, ROT	0,240 (0,257)	0,675 (0,186)	0,130 (0,102)

**Tabela 2** Koeficienti intraklasne korelacije za oceno relativne skladnosti merjenih podatkov.

Primerjana načina hoje	povprečni ICC za konsistentnost (SD)		
	v Levo	Naravnost	v Desno
TLA, L/D	0,619 (0,171)	0,714 (0,147)	0,653 (0,192)
TLA, ROT	0,638 (0,188)	0,792 (0,162)	0,716 (0,166)
L/D, ROT	0,829 (0,120)	0,920 (0,110)	0,863 (0,126)





**Slika 8** Povprečne vrednosti rotacije medenic vseh udeležencev raziskave, prikazane glede na orientacijo trupa pri vseh načinih hoje (TLA, L/D, ROT); podatki so prikazani med ciklom leve noge.

## Razprava

Raziskali smo dva načina vodenja VTT in skušali ugotoviti, kateri način je bolj naraven oziroma kateri je bolj podoben spreminjanju smeri hoje po tleh.

Med hojo udeležencev raziskave po VTT smo opazili, da se notranje stopalo med kroženjem naprave prične odklanjati v smer zavoja, kar je podobno kot pri hoji po tleh, kjer notranje stopalo najprej izvede zasuk v želeno smer. Zato nas je zanimalo, če je ta pojav prisoten tudi pri hoji po VTT, ko oseba vodi vrtenje traku. Za pojasnitev naše domneve smo pri eni osebi prikazali potek zasuka obeh stopal glede na zasuk traku. Če bi bila naša domneva pravilna, bi se povečan zasuk stopala pojavil pri obeh načinih vodenja. Izkazalo se je, da je večji odklon stopal v smer zavoja prisoten le pri načinu vodenja z rotacijo medenice, kot prikazuje slika 5. Možno je tudi, da se povečan zasuk stopala zgodi le v trenutku menjave smeri hoje (npr.

iz naravnost v levo ali desno), kot rezultate pa smo upoštevali le korake v ustaljenem stanju – ko je prehodni pojav že minil. Ugotovili smo tudi, da se pri vodenju z rotacijo medenice celotno telo zasuka v smer zavoja. To je posledica samega načina vodenja, ki od uporabnika zahteva povečanje rotacije medenice v želeno smer. Ker oseba ne more povečati samo zasuka medenice, mora v izbrano smer zasukati celo telo – od stopal do glave. Pri vodenju traku z odklikom medenice v smeri levo-desno je kinematika različnih delov telesa glede na trak med izvajanjem zavojev zelo podobna kinematiki hoje naravnost. To je posledica načina vodenja, kjer oseba glede na trak izvaja hojo naravnost, le da hojo opravlja blizu levega ali desnega roba traku.

Za vse udeležence raziskave smo prikazali relativno gibanje medenice glede na trup pri vseh načinih in smereh hoje. Pri opazovanju povprečnih vrednosti med hojo naravnost, kjer je odklik med različnimi

načini hoje minimalen, lahko ugotovimo da se hoja po tleh razlikuje od hoje po traku predvsem po razponu giba ob približno enakem poteku povprečne vrednosti. Relativno gibanje medenice je ohranjalo približno enako obliko tudi med izvajanjem zavojev, le da se je v primerjavi s hojo naravnost pojavil zamik po ordinatni osi. Rezultati izračuna koeficientov intraklasne korelacije, s katerimi smo ocenili konsistentnost kinematike med hojo po tleh in izbranim načinom vodenja traku, kažejo, da je vodenje z rotacijo medenice nekoliko bolj podobno hoji po tleh. Kljub temu so izračunane razlike med obema načinoma vodenja traku majhne. Koeficienti absolutne skladnosti nakazujejo, da je vseeno, kateri način vodenja uporabimo, saj se pri hoji v levo bolje izkaže en način vodenja (L/D), pri hoji v desno pa drugi (ROT).

Na podlagi dobljenih rezultatov lahko sklenemo, da je v splošnem vseeno, kateri način vodenja kotne hitrosti traku uporabimo. Večina udeležencev raziskave se je strinjala, da je prvi način vodenja (L/D) enostavnejši od drugega (ROT). Pri načinu vodenja z rotacijo mora uporabnik zasukati medenico (oziroma celotno telo) glede na trak in obdržati dovolj velik zasuk tudi med vrtenjem traku okoli navpičnice. Zaradi pojava elastične sile mehanizma medenične opore, ki sili usmerjenost telesa osebe v nasprotno smer rotaciji traku, je pri tem načinu vodenja potreben večji telesni napor in več zbranosti pri izvajanju krmilnega manevra v primerjavi s prvim načinom vodenja.

V študiji smo uporabili inercialne senzorje Xsens, katerih največja pomanjkljivost je prisotnost lezenja kota okoli navpičnice. Proizvajalec sicer priporoča uporabo v okolju brez izvora magnetnih motenj ali oddaljenost vsaj 2 metra od feromagnetnih materialov, čemur nismo mogli zadostiti. Optičnega sistema (Vicon) za snemanje kinematike nismo uporabili zaradi težav z razstavljanjem in ponovnim sestavljanjem naprave (VIT), da bi lahko napravo prenesli v območje snemanja in iz njega. Poleg tega bi zaslon zakrival nekatere oznake na telesu preiskovanca. Zaradi naštetih dejstev smo se odločili za merjenje z inercialnimi senzorji. Senzorje smo uporabili, ker je njihova uporaba pogosta v primerih, ko meritev ne moremo izvajati z natančnejšo napravo ter zaradi njihove praktičnosti in enostavnosti namestitve.<sup>11</sup> Lezenje signalov ostaja problem predvsem zaradi uporabe zemeljskega magnetnega polja pri določanju orientacije v transverzalni ravnini.<sup>12</sup> Rešitev bi bila uporaba drugačnega načina za določanje orientacije, npr. prenosnega optičnega

sistema OptiTrack, ki bi bil nameščen neposredno na ogrodje naprave.

## Reference

1. Granata KP, Lockhart TE: Dynamic stability differences in fall-prone and healthy adults. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; 18: 172-178.
2. Dite W, Temple VA: Development of a clinical measure of turning for older adults. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81: 857-866.
3. Cumming RG, Klineberg RJ: Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures. *J Am Geriatr Soc* 1994; 42: 774-778.
4. Parvataneni K, Ploeg L, Olney SJ, Brouwer B: Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clin Biomech* 2009; 24(1): 95-100.
5. Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC: A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture* 2007; 26(1): 17-24.
6. Matsas A, Taylor N, McBurney H: Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture* 2000; 11(1): 46-53.
7. Taylor NF, Evans OM, Goldie PA: Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. *Clin Biomech* 1996; 11: 484-486.
8. Mehrholz J, Pohl M: Electromechanical-assisted gait training after stroke: a systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices. *J Rehabil Med* 2012; 44(3): 193-199.
9. Olensek A, Oblak J, Cikajlo I, Novak P, Jere K, Matjacic Z: Adaptive dynamic balance training during overground walking with assistive device. In: (eds.), *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. Rome, Italy 2012: IEEE; 1066-1070.
10. Courtine G, Schieppati M: Human walking along a curved path. I. Body trajectory, segment orientation and the effect of vision. *Eur J Neurosci* 2003; 18(1): 177-190.
11. Roetenberg D, Luinge H, Slycke P: *Xsens MVN: full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors (Version April 3, 2013)*. Enschede 2013: Xsens Technologies.  
[https://www.xsens.com/images/stories/PDF/MVN\\_white\\_paper.pdf](https://www.xsens.com/images/stories/PDF/MVN_white_paper.pdf) (30.12.2015)
12. Damgrave RGJ, Lutters D: The drift of the Xsens Moven motion capturing suit during common movements in a working environment. In: Roy R, Shehab E (eds.), *Proceedings of the 19th CIRP Design Conference – Competitive Design, Cranfield University, 30-31 March 2009*. Cranfield 2009: Cranfield University; 338-342.