

■ Izvirni znanstveni članek

Matej Tomc, Matjaž Zadavec, Gregor Harih, Zlatko Matjačić

Sistem za posnemanje spotikanja med hojo po tekočem traku

Povzetek. Padci med hojo so velika nevarnost za starejšo populacijo in za preživele po možganski kapi, pri katerih je sposobnost vzdrževanja dinamičnega vzdrževanja ravnotežja okrnjena. Za rehabilitacijske programe, ki vključujejo urjenje dinamičnega ravnotežja za preprečevanje padcev, so na voljo rehabilitacijski roboti in različne merilne naprave. Cilj naše študije je bil razviti in ovrednotiti napravo, ki bi razpoznavala faze hoje ter robustno in ponovljivo omogočala posnemanje spotikanja v fazi srednjega zamaha pri hoji po tekočem traku. V preliminarno študijo je bila vključena zdrava oseba, ki je hodila po tekočem traku, ki omogoča merjenje reakcijskih sil podlage, pri dveh počasnih hitrostih hoje. Meritve prijemališča reakcijske sile podlage, težišča telesa in reakcijske sile podlage pričakovano kažejo na uporabo ene od strategij odziva na izgubo ravnotežja po spotiku, ki so opisane v strokovni literaturi. Rezultati kažejo, da algoritem prepozna osnovne faze hoje, ponovljivo sproži spotikanje v zelenem delu cikla hoje, naprava pa uporabniku ne dopušča, da bi predvidel nastop perturbacije.

A System for Tripping Emulation During Treadmill Walking

Abstract. Falling is a major hazard for the elderly population as well as for stroke survivors, who have impaired dynamic balancing capabilities. To assist with rehabilitation and prevent the falls, robots and measurement devices can be used. Our goal was to create a system that can automatically detect gait cycle phases and can initiate a trip of the subject walking on a treadmill during mid-swing phase. To evaluate the device, a tripping experiment was conducted with one healthy subject walking on an instrumented treadmill at two slow walking speeds. Measurements of centre of pressure, centre of mass and ground reaction forces show that the subject used one of the tripping strategies described in the literature. The results indicate that the device detects gait phases, repeatedly triggers tripping perturbations in the correct timeframe during swing phase, without the subjects being able to anticipate the perturbation.

■ Infor Med Slov 2020; 25(1-2): 1-8

Institucije avtorjev / Authors' institutions: Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana (MT); Faculty of Mechanical Engineering, University of Maribor (GH), University Rehabilitation Institute, Republic of Slovenia, Ljubljana (MZ, ZM).

Kontaktna oseba / Contact person: dr. Matjaž Zadavec, URI – Soča, Linhartova 51, 1000 Ljubljana, Slovenia. E-pošta / E-mail: matjaz.zadavec@irs.si.

Prispelo / Received: 12. 5. 2020. Sprejeto / Accepted: 20. 5. 2020.

Uvod

Po podatkih Svetovne zdravstvene organizacije (WHO) so padci drugi najpogostejši vzrok nenamerne smrti, pri čemer odrasli, starejši od 65 let, utrpijo največ padcev, ki se končajo s smrtnim izidom. Zaradi padca vsako leto približno 37 milijonov ljudi potrebuje zdravstveno pomoč, kar pomeni približno 17 milijonov t. i. izgubljenih zdravih let življenja (angl. DALY – *disability adjusted life years*), finančni stroški zaradi poškodb pa so znatni.¹ Študije navajajo, da med 37 % in 73 % pacientov, ki okrevajo po kapi, pade v prvih šestih mesecih od odpusta iz bolnišnične oskrbe.²⁻⁵ Kljub veliki prisotnosti padcev in hudim posledicam, ki jih povzročajo pri pacientih, pa se problematika padcev pri osebah, ki okrevajo po kapi, v klinični praksi večinoma obravnava na enak način kot padci pri starejših osebah, navkljub ključnim razlikam med skupinama.⁶ Sposobnost varnega vzdrževanja ravnotežja močno vpliva na posameznikovo neodvisnost in kakovost življenja. Padci ne povzročijo zgolj telesnih poškodb, temveč vplivajo na samozavest osebe med hojo, kar negativno vpliva na gibanje. Pri rehabilitaciji je pomembno, da se pacient nauči hoditi na način, ki zmanjšuje tveganje za spotikanje in posledično padec,⁶ hkrati pa se mora naučiti tudi, kako ob izgubi ravnotežja zaradi spotika ponovno vzpostaviti ravnotežje, da ne pride do padca. V tej raziskavi smo se osredotočili na slednje.

Bolniki po preboleli možganski kapi imajo v večini primerov zmanjšane zaznavno-gibalne sposobnosti enega od spodnjih udov, kar se odraža v asimetričnem vzorcu hoje in slabšem dinamičnem ravnotežju med hojo. Na področju robotske rehabilitacije se v zadnjem času uveljavljajo različne vrste treninga za vzdrževanje dinamičnega ravnotežja med hojo, kjer robotizirane naprave povzročijo različne motilne sunke (perturbacije) na telo, ki zmotijo pacientovo hojo in izzovejo ravnotežni odziv. Z izvajanjem perturbacij pri robotsko podprti rehabilitaciji bolniku zagotovimo, da je potencialno nevarnim nenadnim motnjam ravnotežja izpostavljen v varnem okolju, brez strahu pred padcem. To omogoča, da je bolnik perturbacijam izpostavljen mnogo pogosteje, kot v naravnem okolju, s čimer lahko poskrbimo za intenziven in učinkovit trening. Robotsko podprta rehabilitacija med drugim zagotavlja visoko ponovljivost treninga, sprotno in objektivno spremljanje bolnikovega stanja ter njegovega napredka. V strokovni literaturi je opisanih le nekaj naprav, ki omogočajo spotikanje med hojo za namen študij posturalnih odzivov. Tukaj lahko ločimo med napravami za spotikanje med hojo po tleh⁷ ter napravami za spotikanje med hojo po tekočem

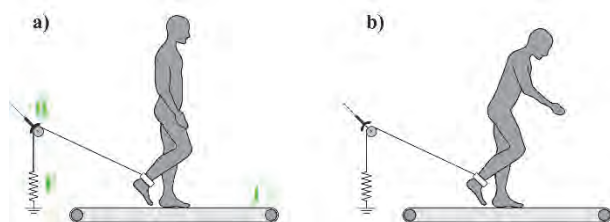
traku.^{8,9} V primeru hoje po tleh so pod pohodno površino vgrajene stopnice, ki se ob določenih trenutkih, odvisno od tega kje se človek na pohodni površini nahaja, dvignejo ter povzročijo spotik.⁷ Taka naprava ima sicer določeno prednost pred napravami za hojo po tekočem traku, ker ne vsiljuje gibanja, zaradi česar je hoja kinematično neoporečna. Ima pa številne druge slabosti, saj potrebuje veliko prostora, zaradi česar je izvajanje kakršnihkoli meritev lahko oteženo (merjenje kinematike, elektromiografije) ali praktično nemogoče (npr. meritve reakcijske sile podlage, prijemališča reakcijske sile podlage). Imeti mora tudi veliko aktivnih stopnic, da bi lahko povzročila spotik ob želenem trenutku znotraj cikla hoje. Po drugi strani so naprave, ki temeljijo na tekočem traku, bistveno bolj uporabne za izvajanje meritev, saj lahko uporabimo instrumentirani tekoči trak za merjenje reakcijske sile podlage in prijemališča reakcijske sile podlage, delovno območje se zmanjša na velikost tekočega traku, s hojo po tekočem traku pa lahko zagotovimo konstantno hitrost hoje. Izvajanje spotikov se na tekočem traku lahko izvede bodisi s postavljanjem mehanskih ovir na pohodno površino tekočega traku, pri čemer je potrebna časovna uskladitev proženja naprave za postavljanje mehanskih ovir z želenim nastopom perturbacije v določenem delu cikla hoje, bodisi s prednapeto vrstico, ki je pripeta na čevelj, in ob želenem trenutku zaustavi gibanje noge.⁸ Taka naprava za spotikanje omogoča ponovljivo izvedbo spotika ob istem trenutku v ciklu hoje in možnost opazovanja različnih strategij lovljenja ravnotežja po nastopu perturbacije.

Namen študije je bil razviti in preizkusiti napravo, ki bi robustno in ponovljivo omogočala emulacijo spotikanja pri hoji po tekočem traku. Za uporabo te inovativne naprave, ki skoraj hipoma ustavi gibanje noge, je bilo potrebno napisati ustrezen algoritem, ki proži spotike (perturbacije) ob točno določenem času, ko je noga v zamahu. V preliminarno študijo je bila vključena zdrava oseba, ki je hodila po tekočem traku pri različnih hitrostih ter bila deležna spotikanja s strani naprave za spotikanje.

Metode

Na sliki 1 je ponazorjen sistem za spotikanje med hojo po tekočem traku, ki ga v grobem sestavljata naprava za spotikanje in tekoči trak. Naprava za spotikanje, ki jo sestavljata zavorni mehanizem in konstantna vzmet, je na zadnji strani tekočega traku pritrjena na stacionarno ogrodje. Naprava za spotikanje je zasnovana tako, da je njen način delovanja enak ne glede na velikost tekočega traku ali hitrost hoje po njem. Ob proženju zavornega mehanizma pri človeku

izzovemo ravnotežni odziv, ki se odrazi v spremenjeni kinematiki, kinetiki in elektromiografiji.



Slika 1 Shematski prikaz delovanja sistema za spotikanje med hojo po tekočem traku (B – zavorni mehanizem, F – konstantna vzmet, T – tekoči trak): a) zavorni mehanizem se sproži in b) izzove ravnotežni odziv človeka.

Naprava za spotikanje

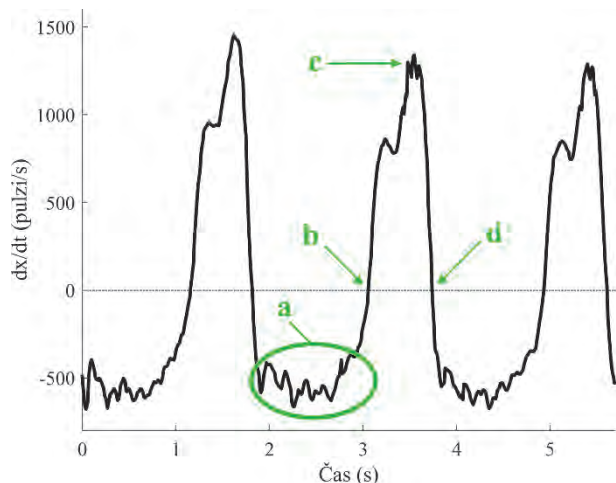
Naprava za spotikanje je majhna in robustna; sestavljena je iz manšete za gleženj, jeklene vrvice, škripca, zavornega mehanizma, vzmeti in inkrementalnega rotacijskega dajalnika. Človeku okoli gležnja namestimo manšeto, ki je z jekleno vrvico preko škripca povezana na vzmet. Vzmet poskrbi, da je med hojo jeklena vrvica vseskozi prednapeta s konstantno silo, vendar pa ta ni prevelika, da bi človeka ovirala pri hoji ali kakorkoli vplivala na njegovo kinematiko med hojo. Na os škripca je pritrjena disk zavora za kolo, ki jo čeljusti zavornega mehanizma lahko hipoma ustavijo. Čeljusti zavornega mehanizma so mehansko povezane s servomotorjem KST X12-508, tega pa vodimo preko mikrokrmilniške platforme Arduino Uno R3. S takim zavornim sistemom lahko ustavimo vrtenje škripca, torej se dolžina vrvice od škripca do gležnja ne spremeni, s tem pa povzročimo, da se na primer v fazi zamaha noga skoraj hipoma ustavi, s čimer posnemamo spotik. V času proženja zavornega mehanizma lahko človek nogo premakne le v smeri nazaj, v stran ali navzgor, ne more pa je premakniti naprej, kar je podobno, kot če z nogo zadenemo ob mehansko oviro. Na os škripca je nameščen inkrementalni rotacijski dajalnik z resolucijo 400 pulzov na obrat, ki daje informacijo o zasuku škripca. Ko škripec ni ustavljen z zavoro, je zaradi stalne napetosti vrvice dolžina vrvice od škripca do gležnja sorazmerna zasuku škripca in s tem zasuku dajalnika. Podatki iz inkrementalnega rotacijskega dajalnika se v realnem času berejo z uporabo mikrokrmilnika Arduino, s čimer lahko identificiramo podfaze hoje – torej, v katerem delu cikla hoje se človek nahaja, vendar je za to potreben ustrezen algoritem za prepoznavo podfaz hoje in proženje perturbacij. Fizična izvedba naprave za spotikanje med hojo po tekočem traku je prikazana na sliki 2.



Slika 2 Izvedba in postavitve naprave za spotikanje med hojo po tekočem traku.

Algoritem za proženje perturbacij

Cikel hoje delimo na fazi opore in zamaha. Spotikanje lahko izvedemo le v fazi zamaha noge, ki predstavlja okrog 40 % cikla pri hoji zdravega človeka. Da bi s spotikanjem izzvali čimbolj izrazit ravnotežni odziv, smo spotikanje želeli izvesti na sredini faze zamaha, ko je noga postavljena navpično ob drugi nogi, ki je v opori. To je tudi blizu mesta, ko je hitrost noge najvišja (t. i. podfaza sredine zamaha). Namen sistema je, da naprava človeka spotakne v enakem delu cikla hoje, ne glede na njegov položaj na tekočem traku ali hitrost hoje. Edini podatek o hoji, ki ga naprava beleži, so pulzi inkrementalnega rotacijskega dajalnika, ki so sorazmerni razdalji med gležnjem in škripcem. Ta razdalja je lahko med različnimi cikli hoje različna, kar je odvisno od tega, kje se človek trenutno na tekočem traku nahaja. Nekoliko več nam pove časovni odvod te razdalje, ki pa je neodvisen od človekove trenutne pozicije na tekočem traku. Iz grafa časovnega odvoda signala iz inkrementalnega rotacijskega dajalnika lahko razberemo štiri ločene dogodke, ki nam pomagajo določiti trenutek v ciklu hoje. Za ponazoritev identifikacije podfaz hoje vzemimo primer, ko je manšeta pritrjena na desni gleženj. Ko stoji desna noga v fazi opore na tekočem traku, je časovni odvod vedno negativen in premo sorazmeren hitrosti tekočega traku (slika 3 – območje a), nato odvod naraste preko ničle (slika 3 – točka b) in je v fazi zamaha pozitiven in narašča do svojega maksimuma, ki ga doseže približno na sredini zamaha (slika 3 – točka c). Ob koncu faze zamaha se noga ustavi (slika 3 – točka d) in se spet postavi na tekoči trak.



Slika 3 Časovno odvajani signal iz inkrementalnega rotacijskega dajalnika, ki ponazarja razdaljo med gležnjem in škripcem, z označbami za razpoznavo podfaz cikla hoje: a) faza opore, b) začetek faze zamaha, c) sredina faze zamaha in d) konec faze zamaha.

Uporaba odvoda signala je pri vsaki obdelavi signalov problematična, saj odvajanje ojači šum. Da bi vpliv šuma omejili, smo odvod filtrirali z digitalnim filtrom drugega reda z neskončnim impulznim odzivom. Na sliki 3 je prikazan graf časovno odvajanega signala iz inkrementalnega rotacijskega dajalnika, ki je že filtriran. V področju (a) s slike 3 kljub filtriranju signala opazimo, da odvod ni konstanten, kot bi bilo v idealnih razmerah pričakovati, temveč nekoliko niha. Prav tako je opaziti prisotnost še enega lokalnega maksimuma med točkama (b) in (c). Te neidealnosti se pojavljajo zaradi neidealnosti naprave, kjer ob visokem pojemku na koncu faze zamaha vrvice nekoliko zaniha, kar povzroči določene oscilacije signala. Prav tako je v napravi prisotna skoraj zanemarljiva vztrajnost, ki izvira iz mase samega škripca. Nekoliko težje so določljive meje področja (a) s slike 3 zaradi nihanja jeklene vrvice, prav tako pa je oteženo iskanje globalnega maksimuma (c) zaradi lokalnega minimuma, ki se pojavi pred tem, zato področje (a) in točka (c) nista tako primerni za prepoznavanje faze cikla hoje kot točki (b) in (d). Algoritem za določanje faz cikla hoje in posledično trenutka proženja zavore smo implementirali v razvojnem okolju Arduino, z uporabljenim mikrokontrolnikom Arduino pa se je algoritem izvajal v časovni zanki s frekvenco 75 Hz. Pri tem se je pojavil dodaten problem, da smo med oddanom ukazom za proženje zavore in dejansko zaustavitvijo škripca izmerili zakasnitev približno 100 ms. Ta zakasnitev v proženju zavore je pomenila, da smo morali trenutek, ko je noga v sredini zamaha, pričakovati vsaj 100 ms vnaprej. V ta namen smo shranjevali časovne žige zadnjih petih trenutkov, ko smo beležili točki (b) in

(c) neperturbirane hoje. Zanašali smo se na to, da so si cikli hoje med seboj dovolj podobni, da lahko na podlagi statistike zadnjih petih napovemo, kako dolg bo naslednji cikel hoje. V ciklu, ko želimo prožiti perturbacijo, algoritem najprej počaka na prepoznavo točke (b), nato pa iz povprečja zadnjih petih ciklov določi čas proženja zavore. Proženje zavore smo nastavili ob času, ko preteče 60 % časa med točko (b) in (d). Ta delež smo dobili eksperimentalno in vanj ne vključujemo 100 ms zakasnitve zaradi proženja zavore – to zakasnitev upoštevamo posebej. Trajanje perturbacije (čas držanja zavore) smo arbitrarno nastavili na 150 ms. Prekratek čas trajanja perturbacije namreč ne povzroči vidne dinamične reakcije človeka, po drugi strani pa predolg čas trajanja perturbacije lahko povzroči poskakovanje na eni nogi ali pa nenadzorovano izgubo ravnotežja, ki bi lahko privedla do padca. Ocenjujemo, da je smiselno uporabljati čase držanja zavore med 100 ms in 400 ms. Po proženju perturbacije algoritem onemogoči proženje za vsaj 10 sekund. V tem času ima človek dovolj časa, da se odzove na spotik in se njegova hoja spet lahko povrne v ustaljeno stanje.

Sistem BART

Pri razvoju in evalvaciji naprave za spotikanje smo uporabili instrumentacijski tekoči trak, ki stoji na štirih senzorjih sile in tako deluje na enak način kot pritiskovna plošča. Omogoča merjenje reakcijske sile podlage (angl. GRF – *ground reaction force*) v vseh treh oseh in določanje prijemališča reakcijske sile podlage (angl. COP – *center of pressure*). Tekoči trak skupaj s šest osnim robotom sestavlja sistem za ovrednotenje ravnotežja BART (angl. *Balance Assessment Robot for Treadmill Walking*), ki smo ga razvili na URI – Soča.¹⁰ Robot zaobjame pacientovo medenico, sledi gibanju medenice in meri lokacijo medenice v prostoru, kar lahko aproksimiramo s človekovim težiščem (angl. COM – *center of mass*). Sistem BART in naprava za spotikanje sta med seboj povezana z analognim signalom, ki smo ga uporabili za sinhronizacijo podatkov iz obeh sistemov. Celotna eksperimentalna platforma za evalvacijo je prikazana na sliki 4, kjer je preiskovanec v višine medenice vpet v sistem BART, manšeta okoli njegovega gležnja pa je povezana preko jeklene vrvice na napravo za spotikanje, ki je pritrjena na stacionarnem stojalu na zadnji strani tekočega traku.



Slika 4 Eksperimentalna platforma za evalvacijo: sistem BART in naprava za spotikanje med hojo prostovoljca po tekočem traku.

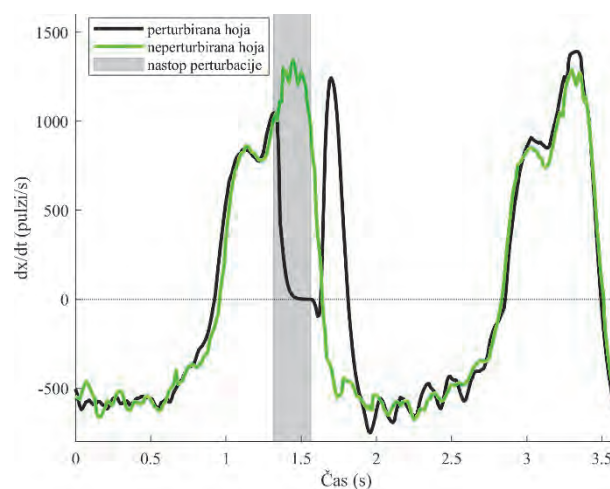
Evalvacija naprave za spotikanje

Za evalvacijo naprave za spotikanje smo izvedli dve meritvi dinamičnega ravnotežnega odziva na spotikanje. V meritvi je sodeloval zdrav odrasel prostovoljec (181 cm, 75 kg, 36 let). Prostovoljec je hodil po tekočem traku pri dveh različnih hitrostih: 0,4 m/s in 0,6 m/s. Okoli medenice je bil vpet z medenično objemko sistema BART, na desni nogi okoli gležnja pa je imel nameščeno manšeto, ki je bila povezana z napravo za spotikanje. Pred eksperimentom je prostovoljec nekaj minut hodil po tekočem traku ter nekajkrat preizkusil delovanje sistema, da se je spoznal z eksperimentalnim okoljem. Evalvacija je zajemala povprečno 10 ponovitev perturbacij za vsako hitrost, proženje spotikov pa smo izvajali na desni nogi. Signale o proženju zavore in vrtenju rotacijskega dajalnika smo preko serijske povezave iz mikrokrmilniške platforme Arduino sproti prenašali na osebni računalnik. Sinhronizirane signale o reakcijski sili podlage (GRF), prijemašču reakcijske sile podlage (COP) in težišču (COM) smo dobili iz sistema BART. Vse signale smo razdelili na cikle hoje, jih ločili na neperturbirano in perturbirano hojo, izločili odstopajoče signale ter izračunali povprečne vrednosti signalov s standardno deviacijo. V povprečju je bilo uporabnih približno 7 ponovitev človekovega odziva.

Rezultati

Testiranje naprave in opazovanje prostovoljca med hojo je nakazovalo, da algoritem dobro ujame trenutek v sredini faze zamaha, kar so potrdili tudi rezultati evalvacije. Na sliki 5 je prikazan primer delovanja naprave za spotikanje med hojo prostovoljca pri hitrosti 0,4 m/s. Na grafu časovnega

odvoda signala iz inkrementalnega rotacijskega dajalnika, ki ponazarja razdaljo med gležnjem in škripcem, sta prikazana signal hoje z emulacijo spotika (črna) ter signal neperturbirane hoje (zeleni), ki sta za lažjo predstavitev časovno poravnana. Iz grafa je jasno razvidno, da se trenutek proženja zavore (sivo obarvano območje) zgodi malo pred trenutkom, ko bi pri neperturbirani hoji dosegli maksimalno hitrost noge v zamahu. Tu se namesto nadaljevanja cikla hoje v fazo sredine zamaha sproži zavora, kar povzroči, da pride do hipne zaustavitve – odvod signala iz inkrementalnega rotacijskega dajalnika pade na nič. Sledi človekov odziv na perturbacijo, ki v tem primeru traja kratek čas, nato pa se ponovno vzpostavi normalen cikel hoje.



Slika 5 Graf časovnega odvoda signala iz inkrementalnega rotacijskega dajalnika, ki ponazarja razdaljo med gležnjem in škripcem, pri neperturbirani hoji (zeleni) in perturbirani hoji (črna) ter časovni interval proženja zavore (sivo območje), ko prostovoljec hodi s hitrostjo 0,4 m/s.

Grafi na sliki 6 prikazujejo signale COP, COM in GRF, zajete pri hoji prostovoljca s hitrostjo 0,4 m/s, slika 7 pa prikazuje dogajanje pri hitrosti hoje 0,6 m/s. Prva dva grafa v prvi vrstici prikazujeta COP (polne črte) in COM (črtkane črte) v mediolateralni (ML) in anteroposteriorni (AP) osi, graf zgoraj desno prikazuje navpično komponento signala COM, v spodnji vrstici pa so prikazani grafi reakcijske sile podlage GRF v ML, AP in navpični osi. Na vodoravni osi vseh grafov je delež opravljenega cikla hoje, pri čemer je 0 % postavljeno na trenutek, ko je prostovoljec s peto leve noge dostopil na tekoči trak. V primeru neperturbiranega cikla hoje prvih 10 % traja faza dvojne oporne, nato 40 % faza enojne opore leve noge oziroma zamaha desne noge, sledi 10 % faze dvojne opore ter zadnjih 40 % faza zamaha leve noge oziroma enojne opore desne noge. Signali iz

ciklov neperturbirane hoje so na grafih obarvani z zeleno, signali iz ciklov s proženjem perturbacije pa so obarvani črno. Čas nastopa perturbacije je označen s sivim območjem in se pri obeh hitrostih hoje pojavi v času sredine faze zamaha desne noge. Čeprav je interval perturbacije pri obeh hitrostih hoje časovno enako dolg (tj. 150 ms), je pri hitrosti hoje 0,6 m/s opazno širši, kar je le posledica normiranja časovne lestvice na cikel hoje. Čas trajanja cikla hoje je pri hitrejši hoji krajši, interval perturbacije pa se tako sorazmerno raztegne.

Rezultati na sliki 6 prikazujejo odziv na spotik pri hitrosti 0,4 m/s, ki se zgodi v času srednjega zamaha desne noge (leva noga v srednji opori). Pred nastopom perturbacije se vsi signali (COP, COM, GRF) prekrivajo, nato pa se kmalu po nastopu perturbacije začne odziv človeka na motnjo, ki se še pred koncem cikla zaključi, ko se ponovno vzpostavi normalno stanje.

Po nastopu spotika na desni nogi se človek najprej odzove s povečanjem navpične komponente GRF (slika 6 spodaj desno), kar povzroči dvig težišča telesa (COM_Z – slika 6 zgoraj desno), nato pa GRF_Z pri okoli 50 % cikla hoje prične upadati in COM_Z se posledično znižuje. Faza enojne opore leve noge se podaljša, kar prikazujejo grafi COP v ML osi (slika 6 zgoraj levo) in AP osi (slika 6 zgoraj v sredini) v območju okoli 50 % cikla hoje, kjer se tudi COM_{AP} rahlo premakne v smeri naprej. Tu pride do povečanega odziva leve noge, kar se vidi v povečani sili pospeševanja v GRF_{AP} (slika 6 spodaj v sredini) glede na neperturbirano hojo. Sledi hitrejši prehod iz faze enojne opore leve noge v fazo enojne opore desne noge v primerjavi z neperturbirano hojo. V fazi dvojne opore se pojavi naraščanje vertikalne GRF, desna noga prične z zaviranjem gibanja, ki ga zaznamo kot povečanje GRF_{AP} v negativni smeri v območju okoli 60 % cikla hoje (slika 6 spodaj v sredini), COP_{AP} se tu pomakne bolj posteriorno (slika 6 zgoraj v sredini) kot v primeru neperturbirane hoje. Povečanje COP_{AP} lahko pomeni, da je prostovoljec v iskanju ravnotežja naredil daljši korak ali pa je pri enaki dolžini koraka potisnil COP_{AP} proti prstom. Faza dvojne opore je bistveno krajša kot pri neperturbirani hoji. V odzivu ni zaznani večjih sprememb v COM_{ML} (slika 6 zgoraj levo, črtkana črta).

Rezultati na sliki 7 prikazujejo odziv na spotik pri hitrosti 0,6 m/s. Nastop perturbacije se v tem primeru zgodi rahlo kasneje (približno 5 % cikla hoje) kot v primeru počasnejše hoje s slike 6. Odziv na spotik je zelo podoben odzivu pri nižji hitrosti. Nekoliko manjša je ponovljivost odzivov, kar se opazi pri povečani standardni deviaciji v nekaterih delih cikla

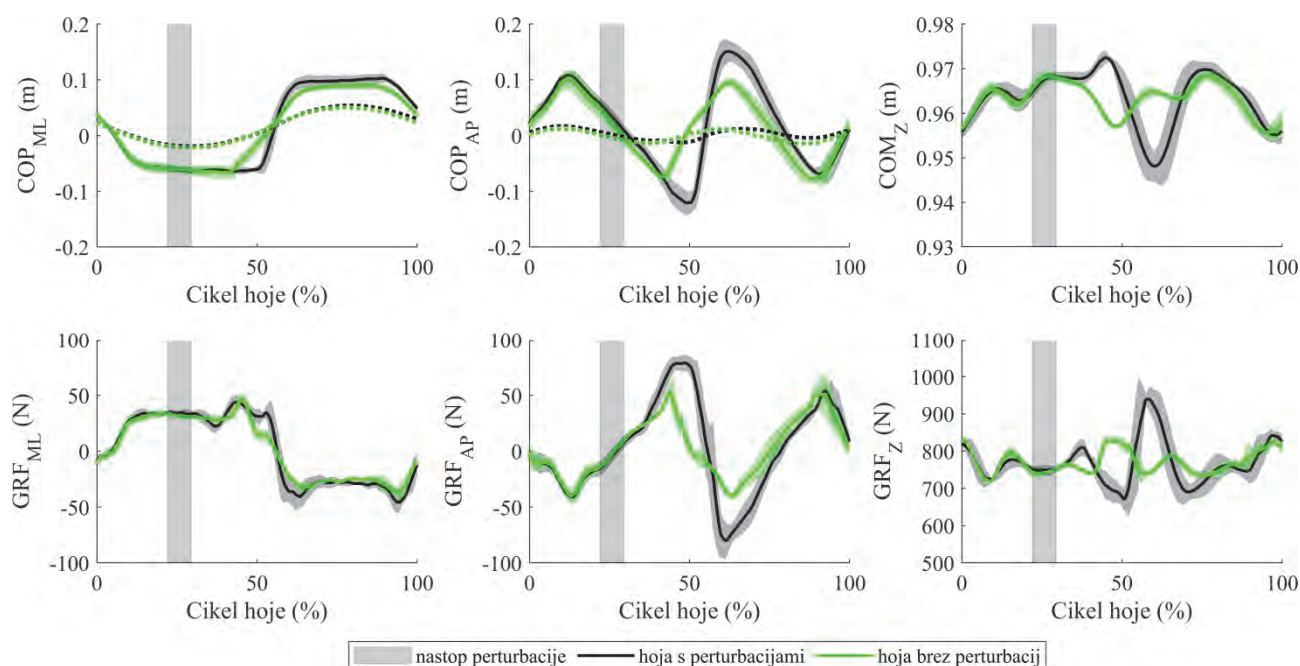
hoje. Glede na odzive pri nižji hitrosti lahko tukaj opazimo nekoliko bolj podaljšano fazo enojne opore, ki sega preko 50 % cikla hoje, kaže se tudi skozi večji odziv leve noge ter zmanjšanju GRF_Z (slika 7 spodaj desno) pred dostopom desne noge, kar nekoliko bolj zniža COM_Z , (slika 7 zgoraj desno, med 60 % in 70 % cikla hoje), ob dostopu desne noge pa je GRF_Z nekoliko večji. Na tem mestu pride do nekoliko manjšega zaviranja gibanja telesa z desno nogo kot pri odzivu pri nižji hitrosti, kar se vidi v GRF_{AP} med 60 % in 70 % cikla hoje (slika 7 spodaj v sredini), COP_{AP} pa ostane na približno enakem nivoju kot pri neperturbirani hoji. Tudi tukaj ni zaznani sprememb v COM_{ML} (slika 7 zgoraj levo, črtkana črta), medtem ko je opaziti rahel pomik COM_{AP} v smeri naprej pri okoli 60 % cikla hoje.

Razprava

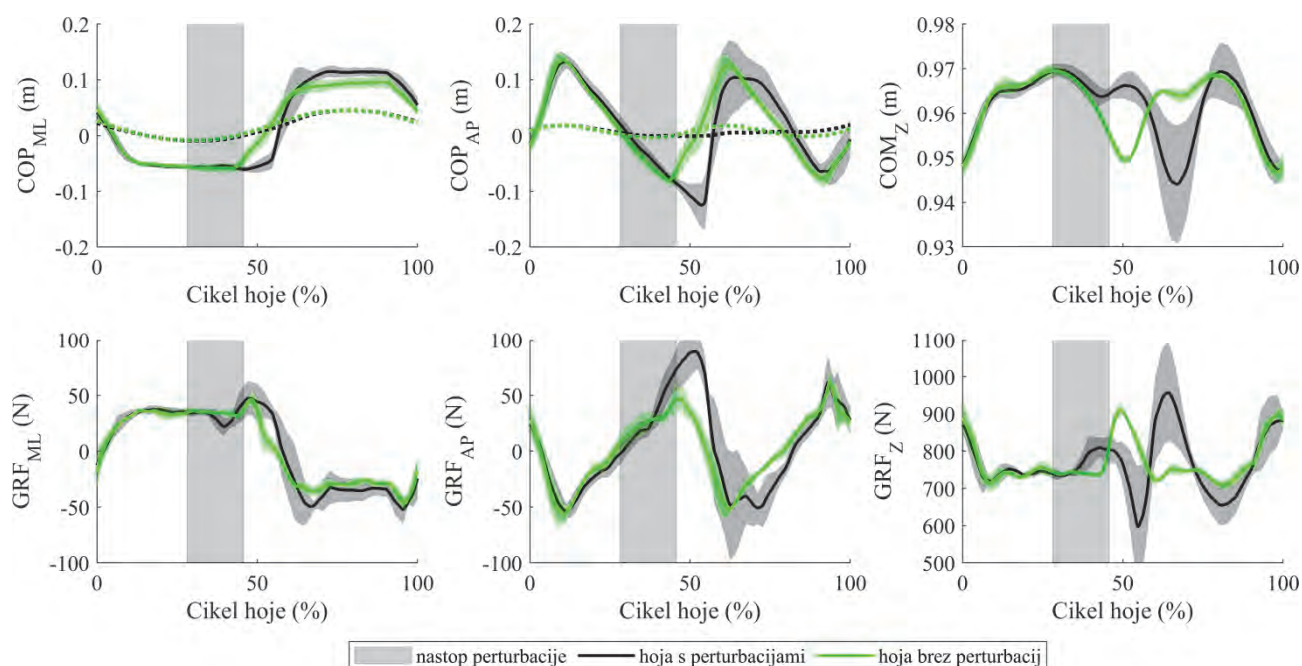
Čeprav naprava za emulacijo spotikanja za svoje delovanje ne uporablja fizične ovire, ob katero bi se človek spotaknil, pa izzove dinamični odziv, ki je zelo podoben odzivu na spotik ob fizično oviro. Pri sledenju gibanja noge naprava uporablja konstantno vzmet, katere sila je zanemarljiva, da bi lahko vplivala na kinematiko noge. Kinematike (z izjemo merjenja položaja medenice) v tej študiji nismo preučevali, tako da gre za subjektivno mnenje preiskovanca. Prednost delovanja opisane naprave je tudi, da preiskovanec ne more zaznati oziroma predvideti nastopa perturbacije, sicer bi se lahko na perturbacijo pripravil, kar bi lahko privedlo do spremenjenih odzivov. V našem primeru gre za spotikanje na eni nogi, vendar je z uporabo dveh naprav možno naključno izbrati tudi stran spotika. Iz rezultatov je razvidno, da ima sistem visoko ponovljivost izvedbe perturbacij, kar je posledica ustreznega delovanja algoritma, ki poskrbi, da perturbacije nastopijo ob določenem času znotraj cikla hoje. Algoritem za proženje zavore uspešno prepozna faze cikla hoje in zavoro proži v sredini faze zamaha desne noge, kar je bil tudi cilj študije. V strokovni literaturi se omenja več strategij vzdrževanja ravnotežja po nastopu spotika,^{8,9} tj. a) strategija dvigovanja noge, kjer oseba po spotiku nogo dvigne ter jo postavi posteriorno (za oviro); b) strategija zakasnjenelega spuščanja noge, kjer oseba po spotiku dvigne nogo ter jo postavi anteriorno (na mesto ovire ali pred oviro); c) strategija spuščanja noge, kjer oseba po spotiku le postavi nogo anteriorno (na mesto ovire ali pred oviro). Študije navajajo, da so zgoraj opisane strategije lahko odvisne od tega, v katerem delu faze zamaha noge perturbacija nastopi, od hitrosti hoje ali od trajanja perturbacije. Trajanje perturbacije lahko zagotovimo z višino fizične ovire ali z držanjem zavore, kot v našem primeru. Rezultati naše

preliminarne študije nedvomno kažejo, da je preiskovanec pri obeh hitrostih hoje uporabil strategijo dvigovanja noge, kar je razbrati že iz poteka COP_{AP} , ki se po perturbaciji premakne v smeri naprej. S to napravo lahko prožimo perturbacije v kateremkoli delu faze zamaha. V primeru proženja v drugih delih faze zamaha sicer pričakujemo tudi drugačne strategije odzivov na izgubo ravnotežja, vendar pa je v pričujoči študiji uporabljeno proženje le ob enem časovnem trenutku v fazi zamaha. Nadaljnje delo na sistemu za emulacijo spotikanja bo

zajemalo izboljšave, kot je pohitritev mehanskega odziva, ko pride do ukaza za proženje zavore; posplošenje algoritma za proženje perturbacije ob kateremkoli trenutku znotraj faze zamaha; ter izdelava dveh enakih naprav za izvajanje perturbacij na obeh nogah. Zasnova in sestava naprave je enostavna in vsebuje nizkocenovne elemente, neodvisna pa je tudi od modela tekočega traku, kar pomeni, da je naprava lahko potencialno dostopna in široko uporabna v rehabilitacijskih centrih pri urjenju vzdrževanja ravnotežja med hojo.



Slika 6 Rezultati odziva na spotikanje pri hitrosti hoje 0,4 m/s. V prvi vrstici sta prikazana grafa prijemališča reakcijske sile podlage (COP) skupaj s težiščem (COM, črtkano) v mediolateralni (ML) in anteroposteriorni (AP) osi ter COM v longitudinalni osi (z); v drugi vrstici so prikazani grafi reakcijske sile podlage (GRF) v vseh treh oseh.



Slika 7 Rezultati odziva na spotikanje pri hitrosti hoje 0,6 m/s. V prvi vrstici sta prikazana grafa prijemališča reakcijske sile podlage (COP) skupaj s težiščem (COM, črtkano) v mediolateralni (ML) in anteroposteriorni (AP) osi ter COM v longitudinalni osi (z); v drugi vrstici so prikazani grafi reakcijske sile podlage (GRF) v vseh treh oseh.

Zaključek

Rezultati evalvacije naprave za posnemanje spotikanja po tekočem traku z enim prostovoljcem kažejo, da algoritem prepozna osnovne faze hoje, ponovljivo proži spotikanje v zelenem delu cikla hoje, naprava pa človeku ne dopušča možnosti predvidevanja nastopa perturbacije. Meritve prijemališča reakcijske sile podlage, težišča telesa in reakcijske sile podlage pričakovano kažejo na uporabo ene od strategij odziva na izgubo ravnotežja ob spotikanju, ki so opisane v strokovni literaturi.

Reference

- World Health Organization: *Falls*. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/falls> (9. 3. 2020)
- Mackintosh SFH, Hill K, Dodd KJ, Goldie P, Culham E: Falls and injury prevention should be part of every stroke rehabilitation plan. *Clin Rehabil* 2005; 19(4): 441-451. <https://doi.org/10.1191/0269215505cr796oa>
- Mackintosh SF, Hill KD, Dodd KJ, Goldie PA, Culham EG: Balance score and a history of falls in hospital predict recurrent falls in the 6 months following stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87(12): 1583-1589. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.004>
- Kerse N, Parag V, Feigin VL, et al.: Falls after stroke: results from the Auckland regional community stroke (ARCOS) study, 2002 to 2003. *Stroke* 2008; 39(6): 1890-1893. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.107.509885>
- Forster A, Young J: Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *BMJ* 1995; 311(6997): 83. <https://doi.org/10.1136/bmj.311.6997.83>
- Batchelor FA, Mackintosh SF, Said CM, Hill KD: Falls after stroke. *Int J Stroke* 2012; 7(6): 482-490. <https://doi.org/10.1111/j.1747-4949.2012.00796.x>
- Okubo Y, Brodie MA, Sturnieks DL, et al.: Exposure to unpredictable trips and slips while walking can improve balance recovery responses with minimum predictive gait alterations. *bioRxiv* 2018: 333989. <https://doi.org/10.1101/333989>
- Shirota C, Simon AM, Kuiken TA: Trip recovery strategies following perturbations of variable duration. *J Biomech* 2014; 47(11): 2679-2684. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.05.009>
- King ST, Eveld ME, Martínez A, Zelik KE, Goldfarb M: A novel system for introducing precisely-controlled, unanticipated gait perturbations for the study of stumble recovery. *J Neuroeng Rehabil* 2019; 16: 69. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0527-7>
- Matjačić Z, Zadravec M, Olenšek A: An effective balancing response to lateral perturbations at pelvis level during slow walking requires control in all three planes of motion. *J Biomech* 2017; 60: 79-90. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.020>