

OCENJEVANJE IN URJENJE DINAMIČNEGA RAVNOTEŽJA PRI ZELO POČASNI HOJI Z UPORABO REHABILITACIJSKEGA ROBOTA ASSESSMENT AND TRAINING OF DYNAMIC BALANCING DURING VERY SLOW WALKING USING A REHABILITATION ROBOT

dr. Matjaž Zadravec, univ. dipl. inž. el., doc. dr. Andrej Olenšek, univ. dipl. inž. el.,
prof. dr. Zlatko Matjačić, univ. dipl. inž. el.

Univerzitetni rehabilitacijski inštitut Republike Slovenije – Soča, Ljubljana

Povzetek

Predstavljamo metode in ugotovitve ocenjevanja in urjenja dinamičnega ravnotežja z uporabo zunanjih motenj s strani rehabilitacijskega robota pri počasni hoji po tekalni stezi pri zdravih osebah in osebah z okvarami gibalnega sistema. Ravnotežni odzivi po motilnih sunkih sile, ki delujejo medialno na medenico človeka (*angl.* inward perturbation), se pri različnih hitrostih hoje ne razlikujejo med seboj in so sestavljeni pretežno iz postavitve naslednjega koraka v smer delovanja motilnega sunka. Pri motilnih sunkih, ki delujejo lateralno na medenico (*angl.* outward perturbation), pa se ravnotežni odzivi razlikujejo. Pri zelo počasni hoji je ustrezna modulacija reakcijske sile podlage in njenega prijemališča (*angl.* center-of-pressure) pod stojno nogo ključna za zagotavljanje učinkovitega ravnotežnega odziva. Precejšnje število preiskovancev po preboleli možganski kapi ali po transtibialni amputaciji se tako ne more odzivati, kar povzroči, da se z motilnim sunkom spopadejo z naslednjim korakom neprizadete noge, zaradi česar so njihovi odzivi bistveno manj učinkoviti. Urjenje dinamičnega ravnotežja z motilnimi sunki sile skozi daljše obdobje rehabilitacije lahko bistveno pripomore k okrevanju.

Ključne besede:

ocenjevanje ravnotežja; urjenje ravnotežja; hoja z uporabo motilnih sunkov; rehabilitacijska robotika; ravnotežni odzivi; možganska kap; transtibialna amputacija

Abstract

Methods and findings of perturbation-based assessment and training of dynamic balancing responses during slow treadmill walking in healthy and impaired subjects are presented. Responses following inward pushes to the pelvis do not differ across walking speeds and consist predominantly from placing an ensuing step into the direction of the perturbing push. Responses to outward pushes differ considerably. At very low walking speed, adequate modulation of centre-of-pressure and ground reaction force under the stance leg are the core of an efficient response. A substantial number of people after stroke or transtibial amputation are not able to respond in the described way and need to negotiate perturbations only when they enter the stance with their unimpaired limb, thus making their responses inefficient. Prolonged perturbation-based training in post-stroke patients may substantially improve recovery of dynamic balancing responses.

Key words:

balance assessment; balance training; perturbed walking; rehabilitation robotics; dynamic balance responses; stroke; transtibial amputation

IZHODIŠČA

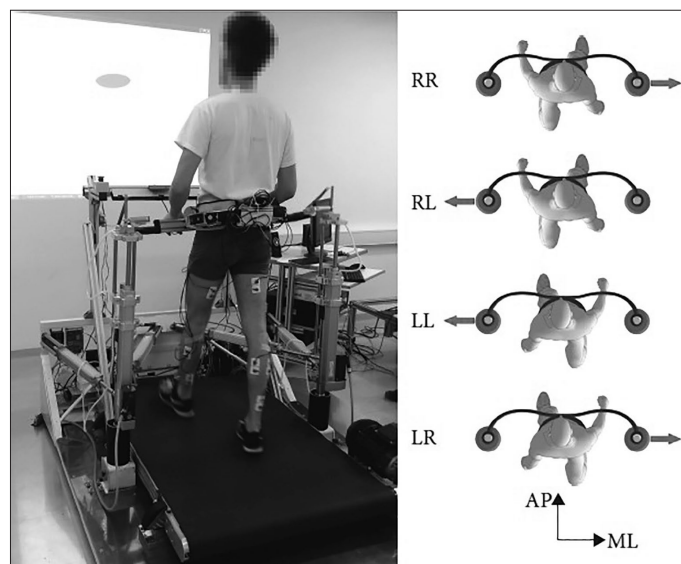
Številne raziskave so se v zadnjih letih ukvarjale z vprašanjem, kako se ljudje odzivajo na nepričakovane motnje med stojo (1, 2) in hojo (3). Za stabilno hojo so bistvenega pomena ustrezni odzivi na nepričakovane motnje, še posebej tiste, ki delujejo v mediolateralni ravnini. Večino raziskav, v katerih so preučevali dinamične odzive ravnotežja po motilnih dogodkih (zdrs, spotik ali zunanji sunek sile), so naredili pri normalni hitrosti hoje. Rezultati kažejo, da je po motečem zdrs ali potisku postavitev noge na novo lokacijo prevladujoča strategija vzdrževanja ravnotežja – splošno imenovana »strategija koraka« (*angl.* stepping strategy). Raziskave so tudi pokazale, da se ravnotežne reakcije po motnji začnejo dogajati že prej, in sicer v obliki premika točke prijemališča reakcijske sile podlage pod stojno nogo v smeri delovanja motnje, kar je splošno poimenovano »strategija gležnja« (*angl.* ankle strategy) (4). Tretja strategija, imenovana »inercialna strategija« ali »strategija kolka« (*angl.* inertial, hip strategy), pa je povezana z vrtenjem segmentov (5), kot na primer vrtenje trupa, premiki rok in nog, kar pogosto opazimo pri hoji po ozki gredi. V raziskavah, v katerih so preiskovali ravnotežne odzive po zunanjih motnjah zmernih jakosti, ki so na predel medenice delovale v mediolateralni ravnini, ter pri hitrosti hoje med 0,8 in 1,2 m/s, niso beležili opaznih gibov zgornjih in spodnjih udov ali trupa. V strokovni literaturi je malo znanega o organizaciji odzivov ter njihovih vplivov na dinamično ravnotežje pri zelo nizkih hitrostih hoje (od 0,4 do 0,8 m/s), ki so značilni za starostnike in osebe z nevrološkimi okvarami. Poleg tega je hoja pri majhnih hitrostih še toliko zahtevnejša v primerjavi z višjimi hitrostmi, učinkovito ravnotežno reakcijo po zunanji motnji pa je treba izvajati še pred izvedbo naslednjega koraka, torej z uporabo strategije »gležnja« in »kolka«. Razumevanje biomehanike dinamičnega ravnotežja po nastopu zunanje motnje pri zelo majhnih hitrostih hoje nam lahko pomaga bolje razumeti ravnotežne težave bolnikov in lahko dodatno usmerja razvoj učinkovitih rehabilitacijskih programov.

V prispevku predstavljamo pregled naših nedavnih raziskav o ocenjevanju odzivov dinamičnega ravnotežja pri zdravih osebah ter osebah po možganski kapi in osebah po transtibialni amputaciji. Predstavljamo tudi izsledke raziskav, v katerih smo uporabili robotizirano vadbo z motilnimi sunki sile na medenico pri posameznikih po možganski kapi.

METODE

Robot za ocenjevanje in urjenje dinamičnega ravnotežja med hojo

Na sliki 1 je prikazana fotografija eksperimentalnega okolja, ki ga sestavlja robot za ocenjevanje ravnotežja (*angl.* Balance assessment robot for treadmill walking – BART) in tekalna steza, ki meri reakcijske sile podlage, na desni pa je ponazorjeno delovanje mediolateralnih sunkov sil, ki jih robot ob dostopih leve oziroma desne noge prek medenične objemke prenese na človeka. V nadaljevanju je podan le kratek opis eksperimentalne postavitve, podrobnejši opis pa je na voljo v strokovni literaturi (6, 7). Sistem



Slika 1: Eksperimentalno okolje s sistemom BART inter prikaz delovanja mediolateralnih sunkov sil s strani robota.

Figure 1: A photograph of BART haptic robot along with the schematics of inward and outward perturbation events.

BART prek tako imenovane medenične objemke zaobjame človekovo medenico ter zagotavlja prosto gibanje medenice v šestih stopnjah prostosti (*angl.* degrees of freedom – DOF), pri čemer je pet stopenj prostosti (premik medenice v sagitalni, frontalni in transverzalni ravnini ter njena rotacija okoli navpične in prečne osi) robotiziranih in omogoča transparentno haptično interakcijo z zanemarljivo majhnim vplivom na hojo preiskovanca (7). Preostala stopnja prostosti (rotacija medenice okoli prečne osi) pa je pasivna. Robot BART zagotavlja proženje motilnih sunkov na medenico v katerikoli smeri v transverzalni ravnini, v tej raziskavi pa poročamo o rezultatih, kjer so bili uporabljeni motilni sunki v frontalni ravnini, torej medialni sunki sile (proženje motilnega sunka ob dostopu leve noge v desno – LR ali proženje motilnega sunka ob dostopu desne noge v levo – RL) in lateralni sunki sile (proženje motilnega sunka ob dostopu leve noge v levo – LL ali proženje motilnega sunka ob dostopu desne noge v desno – RR) (7). Opisane motnje so grafično prikazane na sliki 1 desno.

REZULTATI

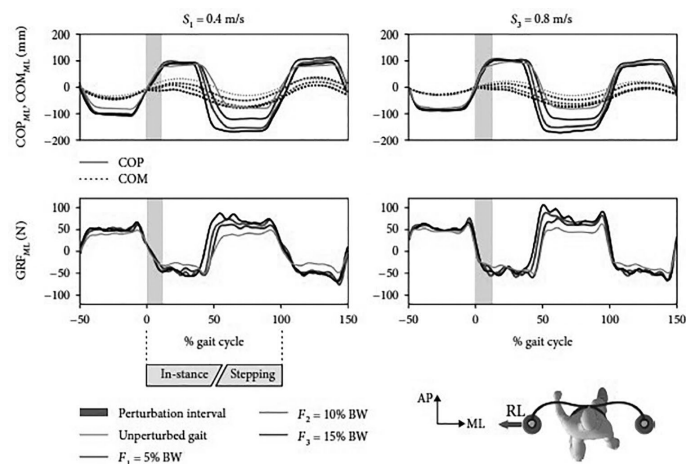
Ocenjevanje dinamičnega ravnotežja pri zdravih osebah

Izvedli smo več raziskav, pri katerih smo prožili motilne sunke sil na medenico v frontalni ravnini pri zdravih osebah, ki so hodile po tekalni stezi, pri čemer smo spreminjali dva eksperimentalna parametra: hitrost hoje in jakost motilnega sunka (5, 7, 8). Slika 2 prikazuje biomehanske odzive preiskovanca po proženju medialnih sunkov na medenico pri hitrostih hoje 0,4 in 0,8 m/s, kjer je dosledno uporabljena strategija »koraka«, s čimer se skrajša faza opore na nogi, kjer je bil prožen sunek, temu pa sledi hiter prehod v fazo dvojne opore z bistveno širšim korakom kot v primeru normalne hoje. Iz centra prijemališča reakcijske sile podlage (*angl.* center-of-pressure, COP) je opaziti, da se z večanjem

amplitude sunka sile COP premakne bolj lateralno, kar pomeni proporcionalno širjenje koraka. Po drugi strani pa lateralni sunki na medenico izzovejo povsem drugačne biomehanske reakcije, ki so po naravi bolj kompleksne. Slika 3 prikazuje težišče telesa (*angl.* center-of-mass, COM), COP in reakcijske sile podlage (*angl.* ground reaction force, GRF) odzive na lateralne sunke v enaki postavitvi kot slika 2. Pri hitrosti hoje 0,4 m/s in proženju motilnega sunka ob 0 odstotka cikla hoje je opaziti lateralne premike COP že na stojni nogi (od 0 do 50 odstotkov cikla hoje), ki so posledica strategije »gležnja«, ter impulzni GRF odziv frontalni ravnini (od 10 do 20 odstotkov cikla hoje), ki pa so posledica strategije »kolka«. Pri hitrosti hoje 0,8 m/s zdrave osebe že uporabijo strategijo »koraka«, saj za hipne spremembe pod stojno nogo takoj po nastopu motilnega sunka ni več dovolj razpoložljivega časa za strategijo »kolka«, poleg tega pa se pri višji hitrosti podaljša in zoži korakanje, kar zmanjša dinamično stabilnost v frontalni ravnini. Strategija »koraka« je razvidna iz spremenjene lokacije COP naslednjega koraka (od 50 do 100 odstotkov cikla hoje), v prvem delu cikla hoje (od 0 do 50 odstotkov) pa je razvidna tudi strategija »gležnja«.

Ocenjevanje dinamičnega ravnotežja pri bolnikih

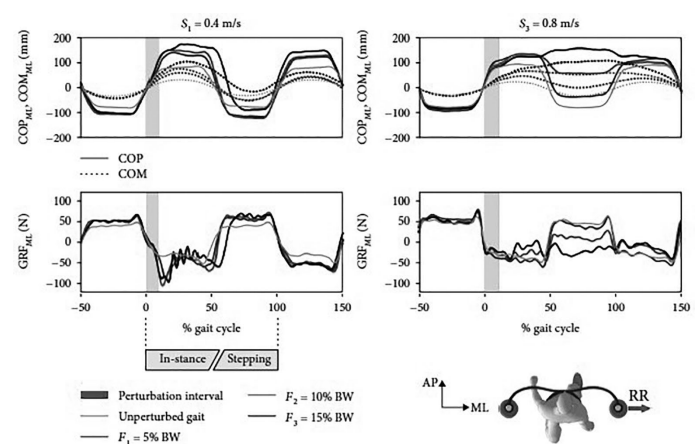
V nedavni raziskavi (9) je sodelovalo 41 bolnikov po možganski kapi (hemipareza) in 43 zdravih oseb. Ocenjevali smo dinamično ravnotežje po zunanjih motnjah v frontalni ravnini (tj. lateralne in medialne motnje), ki so bile prožene ob dostopu leve ali desne pete, udeleženci so hodili po tekalni stezi z zelo nizko hitrostjo 0,4 m/s. Slika 4 prikazuje COP, COM in GRF dinamiko po pro-



Slika 2: Odzivi na medialne motilne sunke, prožene ob dostopu desne noge. Zgornji grafi prikazujejo gibanje masnega središča človeka (*angl.* center of mass – COM), reakcijske sile podlage (*angl.* ground reaction force – GRF) in njenega prijemališča (*angl.* center of pressure – COP) v obdobju dveh ciklov hoje s proženjem motilnega sunka pri 0 % cikla hoje (dostop desne noge) s tremi amplitudami sile: 5 %, 10 % in 15 % glede na težo posameznika.

Figure 2: Responses to inward perturbations directed to the left side at the moment of right foot contact. Medio-lateral components of center-of-mass (COM), center-of-pressure (COP) and ground reaction force (GRF) are shown for one and a half gait cycle following the application of perturbing push (with the strength of 5%, 10% and 15% of body weight).

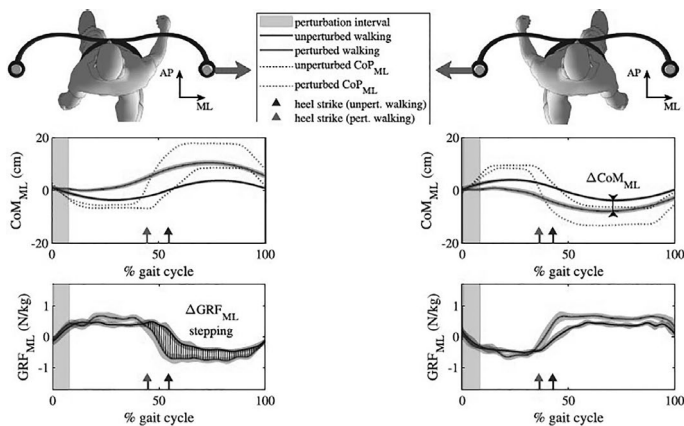
ženi medialni zunanji motnji, slika 5 pa iste signale po proženi lateralni zunanji motnji. Z odzivi zdravih preiskovancev smo dobili normativne vrednosti, s katerim smo lahko razvrstili odzive bolnikov po možganski kapi v dve podskupini, in sicer tiste znotraj normativnih vrednosti in tiste zunaj normativnih vrednosti. Bolniki po možganski kapi, ki so bili znotraj normativnih vrednosti, so se po proženih motnjah lahko ustrezno odzvali, kar se je videlo v zadostni modulaciji COP in GRF pod stojno nogo tako neprizadete kot tudi prizadete strani, medtem ko se je pri skupini izven normativnih vrednosti pokazalo, da modulacija COP in GRF po lateralni motnji, proženi ob dostopu prizadete noge, ni bila zadostna. V tem primeru so bolniki namesto strategije »kolka« in strategije »gležnja« konsistentno uporabili strategijo »koraka«, pri čemer je v naslednjem koraku po proženi lateralni motnji prišlo do precejšnje zožitve koraka z nepoškodovano nogo ali pa celo do križanja obeh nog. V podskupini zunaj normativnih vrednosti so bili posledično veliki premiki težišča telesa (COM) v primerjavi s podskupino bolnikov po možganski kapi znotraj normativnih vrednosti. Odzivi na medialne motnje se pri obeh podskupinah niso bistveno razlikovali. V naslednji raziskavi smo raziskovali pomen strategije »gležnja« na ravnotežne odzive med počasno hojo pri 0,5 m/s, kjer je sodelovalo 15 oseb s transtibialno protezo (10). Raziskava je pokazala, da ima pri lateralnih motilnih sunkih v predel medenice ravnotežni odziv popolno odsotnost modulacije COP in GRF pod stojno nogo s protezo. Tako se pri lateralni motnji, proženi ob dostopu noge s protezo, pojavi velika lateralni odklon težišča telesa, kar – podobno kot pri bolnikih po možganski kapi – privede do zoženja naslednjega koraka ali celo do križanja nog. Proženje lateralne motnje na neamputirani nogi pa je bilo



Slika 3: Odzivi na lateralne motilne sunke, prožene ob dostopu desne noge. Zgornji grafi prikazujejo gibanje masnega središča človeka (*angl.* center of mass – COM), reakcijske sile podlage (*angl.* ground reaction force – GRF) in njenega prijemališča (*angl.* center of pressure – COP) v obdobju dveh ciklov hoje s proženjem motilnega sunka pri 0 % cikla hoje (dostop desne noge) s tremi amplitudami sile: 5 %, 10 % in 15 % glede na težo posameznika.

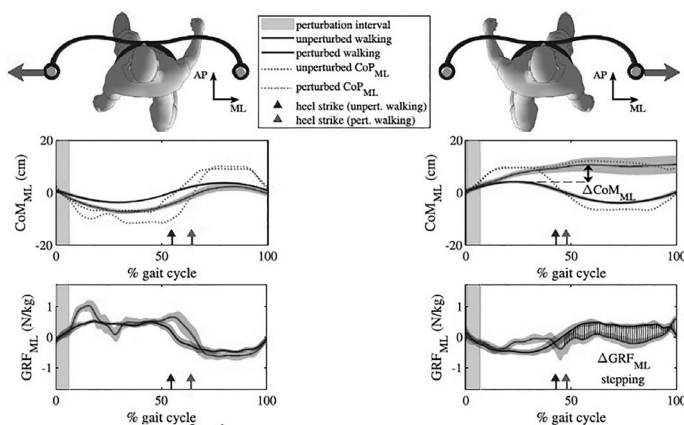
Figure 3: Responses to outward perturbations directed to the right side at the moment of right foot contact. Medio-lateral components of COM, COP and GRF are shown for one and a half gait cycle following the application of perturbing push (with the strength of 5%, 10% and 15% of body weight).

podobno kot v normativnih vrednostih oziroma primeru zdrave osebe s slike 3. Slika 6 prikazuje skupinsko povprečje ravnotežnih odzivov 15 oseb s transtibialno amputacijo na lateralne motnje na medenico, prožene ob dostopu neamputirane noge (grafi levo) in noge s protezo (grafi desno). Rezultati te raziskave kažejo, da je odsotnost zmožnosti modulacije COP tesno povezana z uporabo strategije »kolka«. Skupina preiskovancev po transtibialni amputaciji (v primerjavi z osebami po možganski kapi) sicer ima kapacitete v abduktorjih kolka, ki so potrebne za izvajanje strategije »kolka«, vendar pa so preiskovanci raje uporabili manj učinkovito strategijo dinamičnega odziva – strategijo »koraka«. Eden od razlogov za tak odziv je tudi popolna nezmožnost izvedbe strategije »gležnja«, strategija »kolka« pa sama po sebi pri večjih amplitudah sunka sile ne zadostuje.



Slika 4: Primer odzivov pri bolniku s hemiparezo iz podskupine zunaj normativa na medialno zunanjo motnjo, ki se proži ob dostopu nepoškodovane noge (levo) in poškodovane noge (desno).

Figure 4: An example of responses in a representative post-stroke subject from “outside” subgroup to inward perturbation commencing at non-impaired (left) and impaired (right) leg.



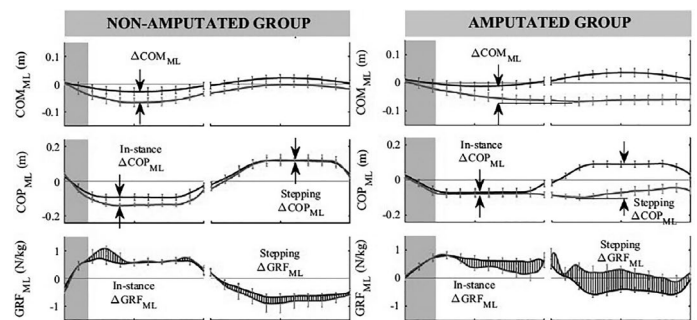
Slika 5: Primer odzivov pri bolniku s hemiparezo iz podskupine zunaj normativa na lateralno zunanjo motnjo, ki se proži ob dostopu nepoškodovane noge (levo) in poškodovane noge (desno). Odziv na levih dveh grafih je podoben kot odziv zdrave populacije s slike 3.

Figure 5: An example of responses in a representative example of a post stroke subject from “outside” subgroup to outward perturbation commencing at non-impaired (left side) and impaired (right side) leg. Note that the response on the left side is similar to responses of a healthy subject shown in Figure 3.

Urjenje dinamičnega ravnotežja z uporabo zunanjih motenj

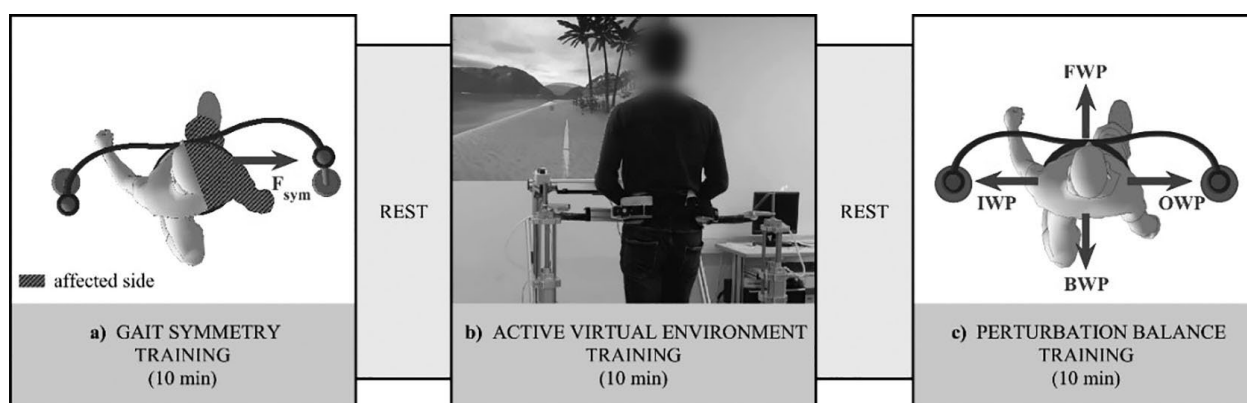
Na podlagi ravnotežnih pomanjkljivosti, ki smo jih analizirali pri osebah po možganski kapi ter pri osebah po transtibialni amputaciji, smo razvili pristop urjenja dinamičnega ravnotežja z uporabo zunanjih motenj (11), kar smo nadalje uporabili za številne izbrane osebe po možganski kapi. Shema urjenja dinamičnega ravnotežja z rehabilitacijskim robotom BART prikazuje slika 7.

Rezultati dlje trajajočega urjenja z individualiziranim programom, večjo intenziteto ter večjim obsegom motilnih sunkov so pokazali, da je mogoče izboljšati sposobnosti dinamičnega ravnotežja. Slika 8 prikazuje rezultate za primer bolnika po možganski kapi, pri katerem je vidno postopno izboljšanje dinamičnega ravnotežja po proženih lateralnih motilnih sunkih. Pred začetkom urjenja dinamičnega ravnotežja se je oseba pretežno odzivala z uporabo strategije »koraka«, vendar pa je po 60 polurnih seansah s protokolom, prikazanim na sliki 7, lahko prešla na strategijo vzdrževanja dinamičnega ravnotežja, ki je značilno za zdravo populacijo, tj. strategija »gležnja« in »kolka«. Tako se je bistveno izboljšala učinkovitost odziva, ki se kaže predvsem v manjšem odmiku težišča telesa (12).



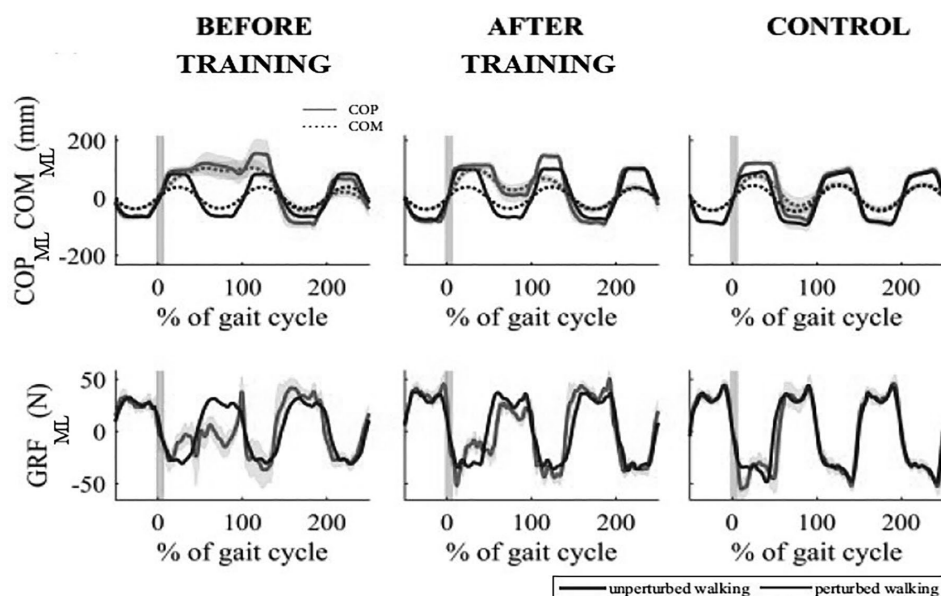
Slika 6: Skupinsko povprečje odzivov oseb s trans-tibialno amputacijo na lateralne motnje na medenico, prožene ob dostopu neamputirane noge (grafi levo) in ob dostopu noge s protezo (grafi desno). Odziv na grafih na levi strani slike je podoben odzivu zdrave populacije s slike 3, medtem ko je odziv na grafih na desni strani slike pa je podoben odzivu osebe po preboleli možganski kapi s slike 5 desno.

Figure 6: Group-averaged responses in fifteen subjects with trans-tibial amputation to outward perturbation commencing at heel strike of non-amputated limb (left) and at heel strike of amputated (right) leg. Note that the responses on the left are similar to responses of a healthy subject shown in Figure 3 while the responses on the right are similar to responses of a post-stroke subject in Figure 5 (right).



Slika 7: Shema urjenja dinamičnega ravnotežja z rehabilitacijskim robotom BART: a) nizko-amplitudni lateralni potiski proti prizadeti strani, kar izboljšuje simetrijo hoje, b) hoja v virtualnem okolju, pri čemer robot BART na telo človeka vpliva s silo, ki je povezana z virtualnim okoljem (hoja navzdol, v klanec, v ovinek), in c) uporaba naključno izbranih sunkov sil z različno intenziteto in smerjo, ki zahteva ustrezne ravnotežne odgovore.

Figure 7: An illustration of perturbation-based balance training on a treadmill consisting of a.) gentle pushes toward the impaired side facilitating walking symmetry, b.) walking in a virtual environment while BART produced haptic forces consistent with the scenery shown and c.) application of perturbations in the transverse plane requiring appropriate responses.



Slika 8: Odzivi na lateralne sunkove sile, prožene ob dostopu prizadete noge, pred in po obdobju urjenja dinamičnega ravnotežja in po njem pri osebi po kapi, ter odzivi zdrave osebe.

Figure 8: Responses to outward perturbations commencing at the heel strike of the impaired leg before and after perturbation-based balance training for a post-stroke subject and control responses assessed in a healthy subject.

ZAKLJUČKI

Izsledki naših raziskav pri zdravi populaciji so pokazali na specifičnost delovanja človekovega gibalnega sistema, ki omogoča ustrezen reaktivni ravnotežni odziv po nastopu zunanega motilnega sunka v predelu pasu pri zelo majhnih hitrostih hoje. Ravnotežni odzivi na medialne motnje pretežno izzovejo strategijo »koraka« pri vseh hitrostih počasne hoje ter pri vseh amplitudah motilnih sunkov. Odzivi na lateralne zunanje motnje pa so močno odvisni od hitrosti hoje ter amplitud motilnih sunkov. Pri zelo počasni hoji in nizki amplitudi sunka sile se pokažeta strategija »kolka« in »gležnja« kot dominantni strategiji, pri hitrejši hoji in

večji amplitudi sunka sile pa prevladuje strategija »koraka«. Med tema dvema ekstremoma se pokaže sinergija delovanja vseh treh strategij dinamičnega odziva, pri čemer je delež vsake strategije odvisen od hitrosti hoje in amplitude zunanje motnje. Znatno število oseb po možganski kapi, pa tudi oseb s transtibialno protezo iz naših raziskav, ki so visoko funkcionalne ter lahko samostojno hodijo, je imelo zmanjšane sposobnosti za izvajanje ustreznih ravnotežnih odzivov na zunanje motnje, ki so bile prožene na prizadeti strani. Pri osebah po transtibialni amputaciji smo strategije ravnotežnih odzivov do zdaj ocenjevali le znotraj ene seanse, medtem ko smo jih pri osebah po možganski kapi spremljali tudi skozi daljše obdobje rehabilitacije. Naše raziskave, ki obravnavajo

urjenje dinamičnega ravnotežja z uporabo zunanjih motenj skozi daljše obdobje rehabilitacije, so pokazale, da je mogoče pri osebah po možganski kapi vplivati na organizacijo ravnotežnih odzivov, kar pa je tudi odvisno od rehabilitacijskega in možganskega plastičnega potenciala vsakega posameznika.

Literatura:

1. Popović D, Sinkjær T. Control of movement for the physically disabled. 2nd ed. Aalborg: University, Department of Health Science and Technology, Center for Sensory-Motor Interaction; 2003.
2. Matjačić Z, Voigt M, Popović DB, Sinkjaer T. Functional postural responses after perturbations in multiple directions in a standing man: a principle of decoupled control. *J Biomech.* 2001;34(2):187–96.
3. Buijn SM, Van Dieën JH. Control of human gait stability through foot placement. *J R Soc Interface.* 2018;15(143):20170816.
4. Hof AL, Duysens J. Responses of human ankle muscles to mediolateral balance perturbations during walking. *Hum Mov Sci.* 2017;57:69–82.
5. Matjačić Z, Zadravec M, Olenšek A. Biomechanics of in-stance balancing responses following outward-directed perturbation to the pelvis during very slow treadmill walking show complex and well-orchestrated reaction of central nervous system. *Front Bioeng Biotechnol.* 2020;8:884.
6. Olenšek A, Zadravec M, Matjačić Z. A novel robot for imposing perturbations during overground walking: Mechanism, control and normative stepping responses. *J Neuroeng Rehabil.* 2016;13(1):55.
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.
8. Matjačić Z, Zadravec M, Olenšek A. Influence of treadmill speed and perturbation intensity on selection of balancing strategies during slow walking perturbed in the frontal plane. *Appl Bionics Biomech.* 2019;1046459.
9. Zadravec M, Olenšek A, Rudolf M, Bizovičar N, Goljar N, Matjačić Z. Assessment of dynamic balancing responses following perturbations during slow walking in relation to clinical outcome measures for high-functioning post-stroke subjects. *J Neuroeng Rehabil.* 2020;17(1):85.
10. Olenšek A, Zadravec M, Burger H, Matjačić Z. Dynamic balancing responses in unilateral transtibial amputees following outward-directed perturbations during slow treadmill walking differ considerably for amputated and non-amputated side. *J Neuroeng Rehabil.* 2021;18(1):123.
11. Matjačić Z, Zadravec M, Olenšek A. Feasibility of robot-based perturbed-balance training during treadmill walking in a high-functioning chronic stroke subject: a case-control study. *J Neuroeng Rehabil.* 2018;15(1):32.
12. Zadravec M, Olenšek A, Rudolf M, Bizovičar N, Goljar N, Matjačić Z. Toward improving the specificity of perturbation-based training through assessment of dynamic balancing responses: A series of N-of-1 studies in subacute stroke. *Int J Rehabil Res.* 2021; 44(3):276–81.