

ROBOT Z ADAPTIVNIM VODENJEM ZA DVOROČNO VADBO HEMIPARETIČNIH PACIENTOV

ROBOT WITH ADAPTIVE CONTROL FOR BIMANUAL TRAINING OF HEMIPARETIC PATIENTS

Matic Trlep, univ. dipl. inž. el. *, izr. prof. dr. Matjaž Mihelj, univ. dipl. inž. el. *, doc. dr. Urška Puh, dipl. fiziot. **, prof. dr. Marko Munih, univ. dipl. inž. el. *

* Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, Laboratorij za robotiko, Ljubljana

** Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Oddelek za fizioterapijo, Ljubljana

Izvleček

Izhodišča:

Hemipareza je najbolj pogosta okvara pri ljudeh po možganski kapi. Dvoročna vadba in terapija z robotom se vse bolj uporabljata kot pomoč pri okrepitvi gibalnih sposobnosti paretičnega uda.

Metode:

Cilj pilotske študije je bil razvoj in ovrednotenje sistema za dvoročno vadbo, ki spodbuja uporabo obeh rok pri hemiparetičnih pacientih. Adaptiven nadzor pomoči prilagaja pomoč zdrave roke paretični. S tem spodbudimo največje možno aktiviranje paretične roke, saj se zahtevnost vadbe prilagaja njenim sposobnostim. V raziskavi so sodelovali štirje pacienti s hemiparezo v kroničnem obdobju po možganski kapi. Izvajali so tri različne naloge sledenja z dvoročnim načinom vadbe in z dvema načinoma enoročne vadbe, tako smo hoteli preveriti primernost takega sistema. Za izvedbo vaj morajo biti gibi paretične roke usklajeni z zdravo roko.

Rezultati:

Spremljali smo razmerje med močjo rok in uspešnostjo izvajanja naloge. Rezultati so pokazali izboljšanje gibalnih sposobnosti.

Zaključki:

Adaptivna pomoč osebam pomaga dokončati gibe in sočasno spodbuja uporabo paretične roke. Ugotovili smo povezanost med dvoročno vadbo in enoročno izvedbo.

Ključne besede:

dvoročna rehabilitacija, hemipareza, rehabilitacijska robotika, urjenje zgornjih udov

Abstract

Background:

Hemiparesis is the most common motor deficit following stroke. Bimanual training and robot assisted therapy are often used to regain motor functionality of the paretic limb.

Methods:

The goal of this pilot study was development and validation of a bimanual training system that stimulates the use of both arms of hemiparetic subjects. Adaptive assistance control adjusts the contribution of the unaffected arm, thus reducing the load on the paretic arm. Four chronic hemiparetic subjects participated in the study. They performed three different tracking exercises in bimanual mode and in two unimanual modes to validate the applicability of the system. The movements of the paretic limb must be coordinated with the unaffected limb to complete the bimanual exercise.

Results:

The bimanual robot training resulted in improvements of motor performance in terms of power ratio of both hands and task performance. The adaptive assistance control enabled the subjects to complete the exercises regardless of the level of their impairment.

Conclusions:

Adaptive control assisted the subjects in completing the movements while simultaneously stimulating the use of the paretic arm. Correlation between bimanual training and unimanual performance was observed.

Key words:

bimanual rehabilitation, hemiparesis, rehabilitation robotics, upper limb training

UVOD

Možganska kap je najbolj pogost vzrok zmanjšanih gibalnih sposobnosti med odraslimi (1). Hemipareza prizadene 75 % preživelih oseb po možganski kapi. Okvarjeni zgornji ud močno omejuje hotene gibalne zmožnosti teh oseb, zato pri rehabilitaciji le-teh nenehno iščejo nove možnosti za vadbo zgornjih udov.

Večina vsakodnevni aktivnosti je dvoročnih, zato je za njihovo izvedbo potrebna koordinirana uporaba obeh udov. Tako je tudi ena od metod rehabilitacije dvoročna vadba, ki sočasno vključuje oba uda in spodbuja koordinacijo med njima, izboljšuje spretnost, moč prijema in funkcionalnost paretičnega uda (2, 3). Možganska polobla, ki ni okvarjena, predstavlja vzorec za ustrezne odzive obnovljenega živčnega omrežja (4).

V zadnjih letih v proces rehabilitacije ljudi po možganski kapi uvajajo robotske naprave kot pomoč pri terapiji in za ocenjevanje uspešnosti vadbe. V več študijah so raziskovali vplive robotske vadbe na povrnitev funkcionalnosti paretične roke pri teh ljudeh (5). Med robotskimi napravami so razvili nekaj takih, ki spodbujajo dvoročno vadbo. Simulator za vožnjo avtomobila (Driver's SEAT) je pokazal, da dvoročna naloga (podobno kot obračanje volana v avtomobilu) poveča uporabo paretične roke (6). Naslednji primer je naprava za dvoročno dvigovanje bremena (7). Če pri dvigovanju bremena oseba s paretično roko ni sposobna opraviti naloge, njeno delovanje nadomesti motor naprave. Če pa oseba z okvarjeno roko lahko opravi nalogo, naprava ne posreduje. Nekateri robotski sistemi uporabljajo dva robota za dvoročno vadbo (8, 9). Kombinirana enoročna in dvoročna vadba se je izkazala za bolj učinkovito kot običajni terapevtski postopki (8).

Novejši robotski mehanizmi pacientu pomagajo pri gibih le toliko, kot je to potrebno, in se tako prilagodijo vsakemu posamezniku (10). Taki mehanizmi pri vodenju upoštevajo pacientove namene in njegov vložen trud ter ne vsiljujejo vnaprej določenega gibanja. Tako se pomoč robota prilagaja pacientovim zmožnostim gibanja. Za določitev pacientovih namenov in zmožnosti je treba oceniti sile medsebojnega vplivanja med pacientom in robotom. Ugotavljanje namere in sposobnosti pacientov je največji izziv in težava pri uporabi takih sistemov. Pacient pri dvoročni vadbi z zdravim udom nakaže smer načrtovanega giba, zmožnosti paretičnega uda pa lahko ocenimo iz primerjave sil obeh rok.

Pri rehabilitaciji pacientov pogosto uporabljajo navidezno okolje skupaj z robotskimi napravami, da bi povečali motivacijo le-teh in učinkovitost njihove vadbe. Motivacijska okolja, ki povečajo pacientovo zbranost pri vadbi, so pomembna za povrnitev gibalnih sposobnosti pacientov po možganski kapi (6, 11).

Dvoročno vadbo, ki spodbuja koordinirano gibanje obeh rok, lahko dopolnimo s prilagodljivo stopnjo pomoči robota.

Tako zasnovan robotski sistem bi združil prednosti dvoročne vadbe in prilagodljivost posameznim pacientom. V članku predstavljamo razvoj in ovrednotenje dvoročnega sistema za pomoč pri rehabilitaciji hemiparetičnih pacientov. Če pacient ne zmore koordiniranega gibanja z obema rokama, prilagodljiva pomoč robota poveča prispevek zdrave roke in s tem zmanjša potreben trud paretične.

METODE

Strojna oprema

Predlagani dvoročni sistem temelji na haptičnem robotu "HapticMaster" (MOOG FCS) (12), ki se je že izkazal kot primeren za raziskave pri rehabilitaciji gibalnih sposobnosti človekovih zgornjih udov (13). Trem prostostnim stopnjam smo dodali aktivno os na vrhu robota, ki omogoča simulacijo volana. Dodatek omogoča aktivno vrtenje vrha robota okrog vodoravne osi. Z dvema senzorjema sil na držalu, pritrjenem na vrh robota (slika 1), omogočimo neodvisno merjenje sil obeh rok pri nalogah, ki jih oseba izvaja na robotu. Dvoročno držalo se z ustreznim zasukom odziva na uporabnikovo delovanje – vrti se kot volanski obroč in lahko aktivno nasprotuje delovanju osebe. Motor lahko tudi prepreči vrtenje držala in tako omogoča tudi enoročno vadbo s poljubno roko.

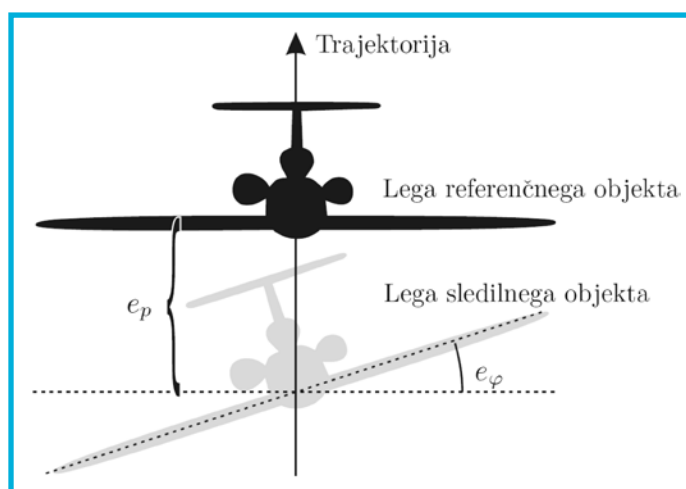


Slika 1: Oseba med vadbo.

Robot je uporabljen za omejitev trajektorij gibanja in merjenje lege dvoročnega držala. Z opisanim mehanizmom ne pomagamo osebi med vadbo, ampak zagotavljamo nastavljen upor gibom (vztrajnost, trenje) in želeno razmerje sil obeh rok. K aktivnemu robotovemu mehanizmu je dodan tudi mehanizem za pasivno kompenzacijo teže uporabnikovih rok.

Naloge

Oseba naloge izvaja v vertikalni ravnini pred sabo in gleda na projekcijsko platno, kjer je prikazana navidezna naloga. Referenčni objekt (letalo) se giblje po vnaprej določeni trajektoriji, njegova orientacija pa je vedno konstantna (vodoravna). Oseba mora slediti legi referenčnega objekta s premikanjem vrha robota, ki ga predstavlja sledilni objekt, prav tako prikazan na platnu. Opisane razmere so prikazane na sliki 2.



Slika 2: Trajektorija giba, referenčna lega, izmerjena lega vrha robota (držala) in napaki sledenja e_p in e_φ .

Za pomoč pri vadbi smo razvili *adaptivni algoritem*, ki prilagaja podporo zdrave roke paretični in tudi težavnost celotne naloge. Če pacient s paretično roko ni sposoben naloge izvajati, kot je želeno, obstajata dve možnosti za pomoč tej roki. Silo paretične (šibkejše) roke lahko v robotovem krmilniku okrepimo ali pa sile zdrave (močnejše) roke zmanjšamo z določenim faktorjem. V prvem primeru postane skupno sledenje referenčnemu objektu lažje, saj se s povečanjem ene sile poveča tudi njuna vsota, ki jo uporabimo za vodenje robota. Odločili smo se za zmanjšanje vpliva zdrave roke, da bi bolj spodbudili uporabo paretične. Adaptivni faktor, ki določa zmanjšanje vpliva sile zdrave roke, je odvisen od povprečne napake orientacije e_φ med referenčnim in sledilnim objektom. Podpora paretični roki se določa kot:

$$u = fu + ge, \quad (1)$$

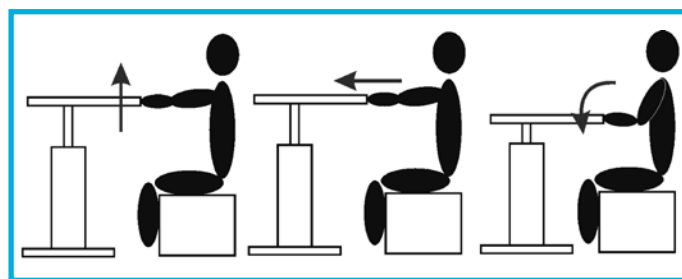
kjer je u delež pomoči, ki se zaradi časovnega faktorja f časovno zmanjšuje in zaradi napake sledenja e povečuje.

Ko se vzpostavi razmerje med obema prispevkoma, dobimo optimalno pomoč, ki jo posameznik potrebuje za izvedbo naloge.

S tem ko mora zdrava roka prispevati večji delež, se poveča tudi skupna sila, potrebna za izvedbo naloge. Če se potrebna sila preveč poveča in oseba ni več sposobna slediti referenčnemu objektu, skupno silo zmanjšamo za adaptivni faktor, ki je odvisen od pozicijske napake e_p med referenčnim in sledilnim objektom. Ta faktor ne vpliva na prej določeno razmerje med rokama. Težavnost naloge se prilagaja po enaki enačbi, kot smo jo zapisali zgoraj (1). Če se napaka poveča, se zmanjša težavnost, sočasno pa časovno težavnost povečujemo, da pridemo do take težavnosti, ki jo oseba še lahko izvede in ji je v izziv.

Za spodbujanje različnih mišičnih skupin smo razvili tri različne naloge (slika 3). Robot le omejuje gibanje vrha na vnaprej določeno trajektorijo izbrane naloge:

1. Vertikalni gib – dvig v ramenskem sklepu z iztegnjenim komolcem,
2. Horizontalni gib – iztegovanje komolčnega sklepa in protrakcija ramenskega obroča,
3. Iztegovanje komolca – izolirani izteg komolčnega sklepa, nadlakti tesno ob telesu.



Slika 3: Različne naloge – spodbujen gib nakazuje smer puščice.

Vsaka naloga je razdeljena na dva dela: *spodbujen gib*, nakazan s puščico na sliki 3 in *povraten gib* v nasprotni smeri. Spodbujen gib spodbuja aktiviranje manj aktivnih (šibkejših) mišičnih skupin, saj mora pacient premagati upor, ki ga generira robot. V povratnem gibu upora ni, saj imajo te mišične skupine pri pacientih po možganski kapi običajno že močno povečan tonus.

Poleg dvoročnega načina so pacienti izvajali še dva enoročna načina vadbe, katerih namen je bil ovrednotenje sistema. Pri enoročnih načinih gre le za vadbo paretične roke. Da bi bila izvedba mogoča, je pri enoročnem načinu rotacija dvoročnega držala onemogočena, vgrajeni motor pa aktivno držalo ohranja v vodoravni legi. V nasprotju z dvoročno vadbo je enoročna vadba usmerjena v pozicijsko sledenje ne pa v ohranjanje orientacije sledilnega objekta. Enoročen način omogoča objektivno ocenjevanje gibalnih sposobnosti.

Navidezno okolje

Za večjo motivacijo pacientov med vadbo smo razvili simulator letenja (slika 4). Na ekranu sta prikazani dve letali. Rahlo prosojno rdeče letalo (na sliki z belo obrobo) je referenčni objekt, ki se ne glede na uporabnikovo delovanje



Slika 4: Simulator letenja. A) Vizualizacija med vertikalno nalogo in iztegom komolca; B) Vizualizacija med horizontalnim gibom.

V horizontalni nalogi smo prikaz nekoliko spremenili (slika 4B), saj na držalo delujejo predvsem horizontalne sile, ki ne vplivajo na njegovo rotacijo. Zato onemogočimo obračanje držala in v vizualizaciji zamenjamo obračanje okrog horizontalne osi (nagib) z obračanjem okrog vertikalne osi (odklon).

Za dvoročno vadbo dobijo osebe navodilo, da s sledilnim letalom sledijo gibanju referenčnega letala in ohranjajo njegovo vodoravno lego – torej letalo leti naravnost. Pred enoročno vadbo je edino navodilo, ki ga osebam posredujemo, naj sledijo referenčnemu letalu.

Ekperimentalni protokol

V pilotski študiji so sodelovali štirje pacienti s hemiparezo v kroničnem obdobju po možganski kapi (B1-B4). Osnovni podatki o pacientih so predstavljeni v tabeli 1.

Tabela 1: Značilnosti štirih pacientov s hemiparezo v kroničnem obdobju po možganski kapi.

Pacient	B1	B2	B3	B4
Spol	ženski	moški	ženski	ženski
Starost (leta)	42	50	47	45
Čas po možganski kapi (leta)	11,5	6	5	13
Prizadeta stran telesa	desna	desna	leva	desna

Za določitev ravni zmanjšanih zmožnosti pacientov pri gibanju smo s Prirejeno Ashworthovo lestvico (14) ocenili mišični tonus, z Lestvico ocenjevanja gibalnih funkcij oseb

giblje po vnaprej določeni trajektoriji. Drugo, rumeno letalo, predstavlja lego sledilnega objekta, ki sovpada z lego dvoročnega držala. Kot dodatna pomoč sta na krilih sledilnega letala prikazana dva stolpca, katerih višina ponazarja silo določene roke v smeri zelenega giba. Smer letenja ponazarjajo rumeni krogi.

po možganski kapi (MAS) (15, 16) pa gibalne funkcije zgornjega uda. Večjih omejitev v obsegih pasivnih gibov sklepov zgornjega uda nismo opazili. Pacienti so imeli lahko (ocena 1) do zmerno (ocena 2) povečan tonus v adduktornih mišicah in notranjih rotatornih mišicah ramenskega sklepa, fletornih mišicah komolčnega sklepa ter zapestja in prstov ter v nekaterih drugih mišicah. Pri B2 je bil med ocenjevanjem tonusa prisoten tudi klonus (tabela 2). Vsi pacienti so bili sposobni izvesti aktivnosti s področja MAS »Funkcije ramenskega obroča in zgornjega dela roke«, vendar pa so se ocene med njimi značilno razlikovale (od najslabše – ocena 1 do normalne izvedbe – ocena 6). Dva pacienta sta bila sposobna izvesti naloge s področja »Gibi roke« in le en pacient je izvedel nalogo s področja »Zahtevnejših aktivnosti roke« pri MAS. Funkcija zgornjega uda je bila najbolj okvarjena pri B2, sledi B1, B3 in B4 (tabela 3).

Tabela 2: Mišični tonus, ocenjen s Prirejeno Ashworthovo lestvico: 0 = normalen; 1 = lahko povečan; 2 = zmerno povečan; 3 = močno povečan; 4 = rigidno.

Mišična skupina \ Pacient	B1	B2	B3	B4
Adduktorne mišice ramenskega sklepa	2	0	2	0
Abduktorne mišice ramenskega sklepa	1	0	0	0
Notranje rotatorne mišice ramenskega sklepa	1	2	1	1
Zunanje rotatorne mišice ramenskega sklepa	1	0	0	0
Fletorne mišice komolčnega sklepa	2	1	1	2
Ektenzorne mišice komolčnega sklepa	0	1	0	0
Fletorne mišice zapestnega sklepa in prstov	2	1*	0	0
Fletorne mišice prstov II-V.	0	2**	3	1
Fletorne mišice palca	2	0	0	0

*klonus, se izčrpa po nekaj krčenjih; **klonus, se izčrpa po več krčenjih

Tabela 3: Motorične funkcije zgornjega uda, ocenjene z lestvico za ocenjevanje motoričnih funkcij oseb po možganski kapi (MAS): 0 = izvedba ni mogoča; 6 = normalna izvedba.

Funkcija \ Pacient	B1	B2	B3	B4
Funkcija ramenskega obroča in zgornjega dela roke	3	1	4	6
Gibi roke	0*	0	3	6
Zahtevnejše aktivnosti roke	0	0	0	2

*izvede za oceno 4, za ocene 1-3 pa ne

Cilj vadbe je bil spodbuditi aktivnost nekaterih mišičnih skupin, ki so pri osebah po možganski kapi pogosto okvarjene (fleksorne mišice ramenskega sklepa, protractorne mišice ramenskega obroča in ekstenzorne mišice komolčnega sklepa). Pri tem pa nismo želeli spodbujati aktivnosti čezmerno aktivnih mišičnih skupin, vključno s tistimi, pri katerih je bil povečan mišični tonus.

Vsaka oseba je opravila dve enoti vadbe na teden v časovnem obdobju štirih tednov – skupaj torej osem enot vadbe. Vsaka vadbena enota je bila sestavljena iz treh, prej opisanih nalog, ki so jih osebe izvajale v vnaprej določenem zaporedju: vertikalni gib, horizontalni gib, iztegovanje komolca. Vsako nalogo so pacienti najprej opravili enoročno z zdravim zgornjim udom, nato dvoročno z obema udoma in na koncu še enoročno s paretičnim udom. Za vsako nalogo je oseba v določenem načinu opravila 10 ponovitev. Skupen čas ene vadbene enote je trajal približno 30 minut.

REZULTATI

Za vrednotenje deležev paretične roke v celotnem gibu smo določili povprečni moči leve roke P_l in desne roke P_d med vsemi aktivnimi gibi v času ene enote vadbe. Moči rok sta bili izračunani iz sil, ki sta ju roki izvajali na držalo, ter translacijske in rotacijske hitrosti držala, dolgega $r = 15$ cm.

$$P_l = (\bar{p} - r\dot{\phi})F_p; \quad P_r = (\bar{p} - r\dot{\phi})F_d \quad (2)$$

Glavni parameter za oceno vadbe, ki smo ga izbrali, je bila relativna moč, ki sta jo izvajali zdrava in paretična roka, izračunana kot:

$$P_{rel} = \frac{P_p}{P_p + P_n} 100 \% \quad (1)$$

Za hemiparetične osebe z okvarjeno levo polovico telesa je moč paretične roke enaka $P_p = P_r$, moč zdrave roke je enaka $P_n = P_d$. Za osebe z okvarjeno desno polovico telesa velja $P_p = P_d$ in $P_n = P_r$. Relativna moč paretične roke P_{rel} odraža, kolikšen del skupne aktivnosti obeh rok je izvedla paretična roka. $P_{rel} = 50$ % pomeni enakovredno delovanje obeh rok, vrednosti $P_{rel} < 50$ % pa pomenijo, da je zdrava roka prispevala večji delež kot paretična.

Srednje vrednosti relativnih moči za vse osebe in vse vad-

bene enote so predstavljene na sliki 5 levo. Dve osebi sta imeli vrednosti P_{rel} blizu 50 % med vsemi osmimi vadbenimi enotami. Drugi dve osebi sta na začetku delovali močneje z zdravim udom. Z vadbo pa se je tudi njuno razmerje moči uravnotežilo. Tak vzorec smo opazili pri vertikalnem (naloga 1) in horizontalnem gibu (naloga 2), medtem ko je bilo med iztegovanjem komolca (naloga 3) razmerje sil približno 50 % za vse štiri osebe.

Uspešnost izvedbe naloge smo ocenili na osnovi pozicijskih in rotacijskih napak pri sledenju (zasuku držala). Pozitivna srednja vrednost rotacijske napake predstavlja smer vrtenja, ko zdrava roka izvaja večjo silo kot paretična. Na slikah 5 desno so predstavljene srednje vrednosti rotacijskih napak za vse tri naloge po posameznih osebah in vadbah. Večina napak je pričakovano pozitivnih (večje delovanje zdrave roke) in sovpadajo s trendi na slikah 5 levo.

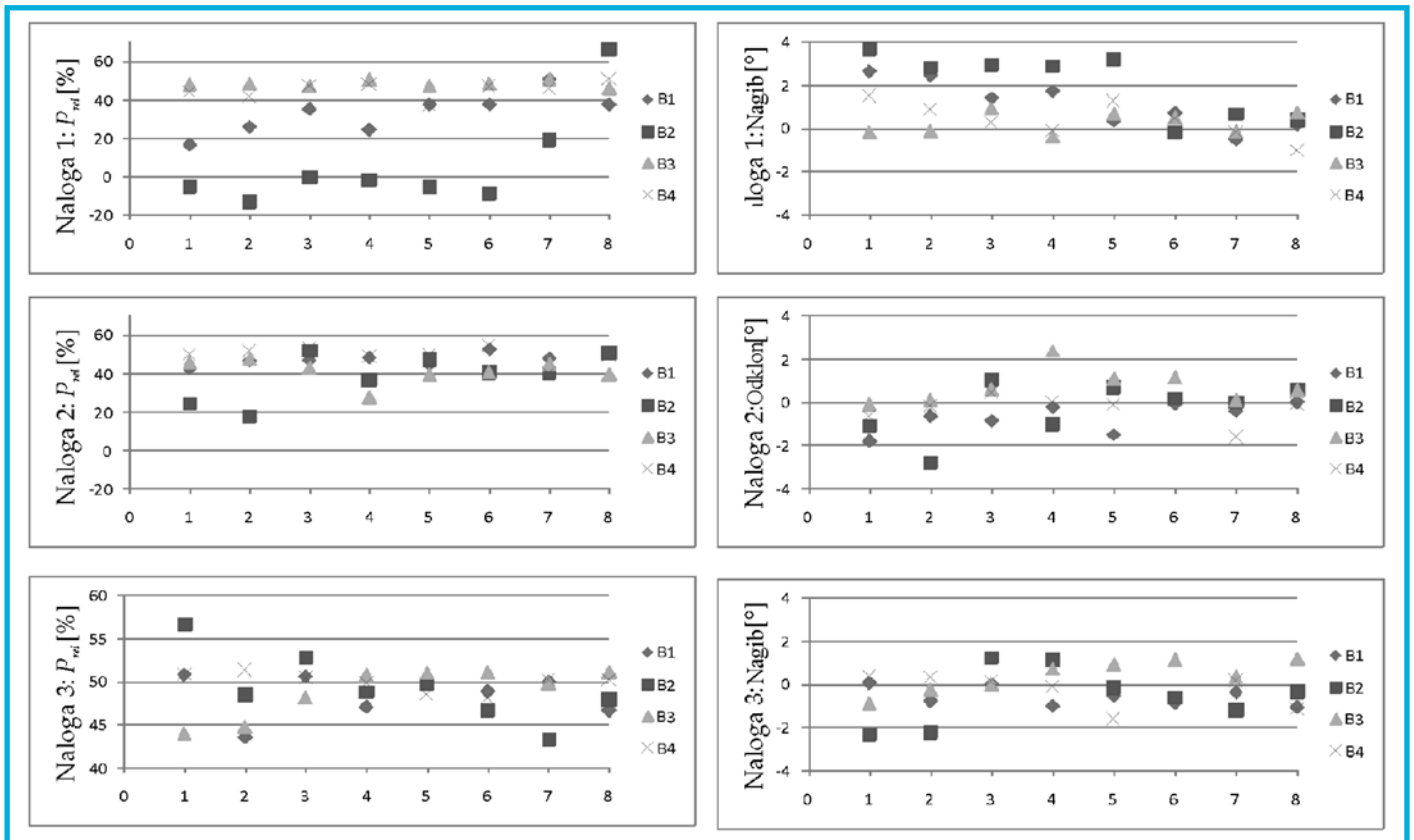
Izvedli smo primerjavo pozicijskih napak sledenja med enoročnim in dvoročnim vodenjem (slika 6). Na vseh slikah je predstavljena napaka za oba enoročna načina in dvoročen način po posameznih vadbah. Primer osebe z manjšimi okvarami je na sliki 6 levo (oseba 2). Osebi 1 in 4 sta dosegli podobne rezultate. Po kratkem obdobju učenja so se napake zmanjšale v vseh treh načinih pri vseh nalogah. Pri osebi 3 (slika 6 desno) lahko opazimo večje razlike med obema enoročnima vadbama in dvoročno vadbo. Napake dvoročne vadbe so zelo podobne napakam enoročne vadbe s paretično roko in precej večje od napak enoročne vadbe z zdravo roko.

RAZPRAVA

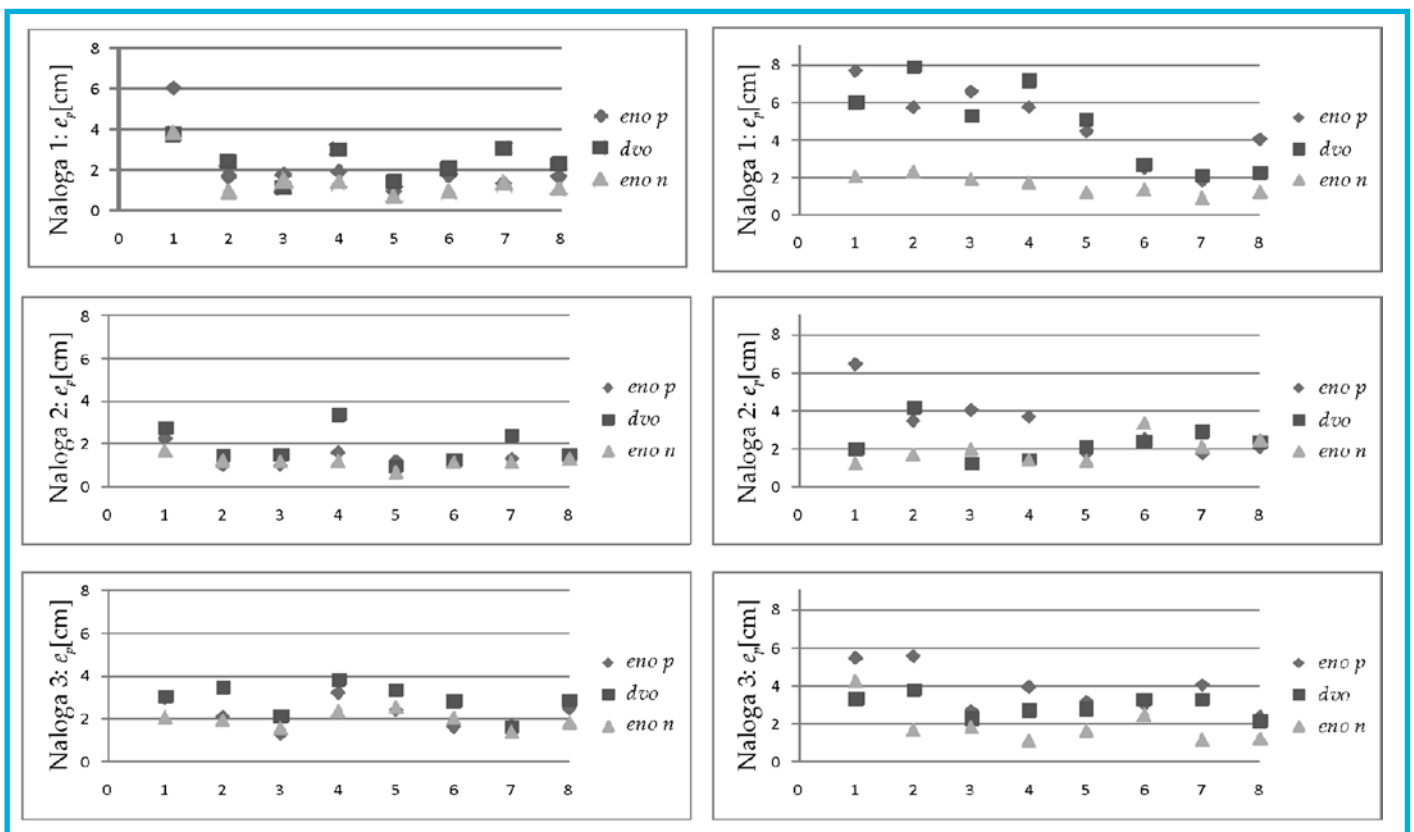
Predstavili smo razvoj in preizkus adaptivnega robotskega sistema za dvoročno vadbo pacientov po možganski kapi. Rezultati vadbe štirih pacientov s hemiparezo kažejo, da se ob nadzoru fizioterapevta pacientova izvedba naloge občutno izboljša v primerjavi z izvedbo le-te na začetku vadbe.

Dve osebi sta lahko naloge izvajali brez večjih napak, saj je $P_{rel} \approx 50$ %, in tako tudi adaptivna pomoč ni bila potrebna (slike 5 levo). Pri osebah 1 in 2 so se rezultati izboljšali med vadbo, zmanjšala pa se je tudi adaptivna pomoč zdrave roke paretični. Opazimo lahko, da se je pri osebi 2 paretična roka sprva celo upirala želenemu gibanju. Podobno so se zmanjšali tudi povprečni zasuki držala (slike 5 desno).

Pri primerjavi enoročne in dvoročne vadbe smo ugotovili večjo razliko med pacienti (slika 6). Pri osebah z manjšo okvaro so razlike med različnimi načini vodenja manjše. Pri vseh načinih se po začetni fazi učenja napaka zmanjša in je podobno velika za vse tri načine vadbe. Pri osebi z večjo okvaro smo ugotovili večje razlike, kar smo tudi pričakovali. Opaziti je bilo mogoče podobne napake pri dvoročni vadbi in vadbi le s paretično roko ter manjše napake pri vadbi le z zdravo roko. Med rezultati dvoročne vadbe in kakovostjo



Slika 5: Levo – relativna moč paretične roke prikazuje, kolikšen delež le-ta prispeva k celotnemu gibu (naloga 3 ima drugačno lestvico). Desno: Mediana napake zasuka. Za vertikalni gib (naloga 1) in ekstenzijo komolca (naloga 3) sta predstavljeni rotaciji okrog vodoravne osi, pri horizontalnem gibu pa rotacija okrog navpične osi. Na osi x so predstavljene posamezne vadb; osebe B1-B4.



Slika 6: Napake sledenja za osebi B2 (levo) in B3 (desno) po posameznih vadbah in tipih nalog: enoročno s paretično roko (eno p), dvoročno (dvo) in enoročno z zdravo roko (eno n).

enoročnega izvajanja naloge je bila statistično značilna medsebojna odvisnost ($r = 0,71$, $p < 50\%$).

Prejšnji dvoročni robotski sistemi so paretično roko le razgibavali s pomočjo zdrave roke. Opisani sistem pa spodbuja uporabo obeh rok, saj izvedba le z zdravo roko ni mogoča. Da bi naloga ne bila prezahtevna, se sistem prilagaja sposobnostim vsakega posameznika. Tako nam dvoročno vodenje daje nove možnosti ugotavljanja sposobnosti pacienta. Takšni robotski sistemi so za paciente bolj zanimivi in bolj učinkoviti.

ZAKLJUČKI

Dvoročna vadba spodbuja sočasno in koordinirano uporabo obeh rok. Osebe so po dvoročni vadbi z robotskim sistemom in pod nadzorom fizioterapevta izboljšale izvajanje vadbe. Adaptivna značilnost sistema je bila koristna predvsem pri osebah z večjo stopnjo okvar sposobnosti gibanja.

Poleg vadbe bi lahko podobno napravo uporabljali za merjenje izboljšanja gibalnih sposobnosti pacientov, vključenih v običajne terapevtske postopke terapije. Relativna moč paretične roke (ali razmerje moči obeh rok) pri vadbi, ki zahteva koordinirano gibanje obeh rok, je dober pokazatelj pacientovih sposobnosti.

ZAHVALA

Raziskavo je finančno omogočila Javna agencija za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije. Avtorji bi se še posebej radi zahvalili vsem prostovoljcem, ki so sodelovali v raziskavi.

Literatura:

- Quinn TJ, Paolucci S, Sunnerhagen KS, Sivenius J, Walker MF, Toni D, et. al. Evidence-based stroke rehabilitation: an expanded guidance document from the European Stroke Organisation (ESO) guidelines for management of ischaemic stroke and transient ischaemic attack 2008. *J Rehabil Med* 2009; 41(2): 99-111.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: translating research into clinical practice. 3rd ed. Philadelphia [etc.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- Waller SMC, Whitall J. Bilateral arm training: why and who benefits? *NeuroRehabilitation* 2008; 23(1): 29-41.
- Summers JJ, Kagerer FA, Garry MI, Hiraga CY, Loftus A, Cauraugh JH. Bilateral and unilateral movement training on upper limb function in chronic stroke patients: a TMS study. *J Neurol Sci* 2007; 252(1): 76-82.
- Prange GB, Jannink MJ, Groothuis-Oudshoorn CG, Hermens HJ, Ijzerman MJ. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *J Rehabil Res Dev* 2006; 43(2): 171-84.
- Johnson MJ, Van der Loos M, Burgar CG, Shor PC, Leifer LJ. Experimental results using force-feedback cueing in robot-assisted stroke therapy. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2005; 13(3): 335-48.
- Lum PS, Lehman SL, Reinkensmeyer DJ. The bimanual lifting rehabilitator: an adaptive machine for therapy of stroke patients. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 1995; 3(2): 166-74.
- Lum PS, Burgar CG, Van der Loos M, Shor PC, Majmundar M, Yap R. MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: a follow-up study. *J Rehabil Res Dev* 2006; 43(5): 631-42.
- Lewis GN, Perreault EJ. An assessment of robot-assisted bimanual movements on upper limb motor coordination following stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2009; 17(6): 595-604.
- Riener R, Lünenburger LL, Jezernik S, Anderschitz M, Colombo G, Dietz V. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2005; 13(3): 380-94.
- Johnson MJ. Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke. *J Neuroeng Rehabil* 2006; 3(29): 1-6.
- Van der Linde RQ, Lammertse P. HapticMaster - a generic force controlled robot for human interaction. *Ind Robot* 2003; 30(6): 515-24.
- Loureiro R, Amirabdollahian F, Topping M, Driesen B, Harwin W. Upper limb robot mediated stroke therapy-GENTLE/s approach. *Auton Robot* 2003; 15(1): 35-51.
- Ansari NN, Naghdi S, Hasson S, Mousakhani A, Nouriyani A, Omidvar Z. Inter-rater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale as a clinical tool in measurements of post-stroke elbow flexor spasticity. *NeuroRehabilitation* 2009; 24(3): 225-9.
- Carr JH, Shepherd RB, Nordholm L, Lynne D. Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Phys Ther* 1985; 65(2): 175-80.
- Rugelj D, Puh U. Lestvica ocenjevanja motoričnih funkcij oseb po preboleli možganski kapi. *Fizioterapija* 2001; 9(1): 12-8.