

# ROBOTSKA REHABILITACIJA Z NAVIDEZNO RESNIČNOSTJO IN PSIHOFIZIOLOŠKIMI MERITVAMI

*Domen Novak, Jaka Ziherl, Andrej Olenšek, Janez Podobnik, Matjaž Mihelj, Marko Munih*

Laboratorij za robotiko in biomedicinsko tehniko

Fakulteta za elektrotehniko

Tržaška 25, 1000 Ljubljana, Slovenia

Tel: +386 1 4768196; fax: +386 1 4768239

e-mail: domen.novak@robo.fe.uni-lj.si

## POVZETEK

V prispevku je predstavljen sistem za rehabilitacijo roke po možganski kapi. Sistem temelji na haptičnem robotu HapticMaster, ki je povezan z navideznim okoljem, v katerem lahko uporabnik vadi gibanje roke in prijemanje predmetov. Senzorji na robotu merijo gibe, sile in navore, poleg tega pa psihofiziološki senzorji merijo elektrokardiogram, prevodnost kože, dihanje in temperaturo kože uporabnika. S pomočjo psihofizioloških meritev lahko ocenimo psihološko stanje uporabnika. Sistem je bil preizkušen na devetnajstih subakutnih pacientih po možganski kapi.

## ABSTRACT

This paper presents a system for post-stroke upper extremity rehabilitation. The system is based on the HapticMaster haptic robot, which is connected to a virtual environment that allows the user to practice arm movement and grasping. The robot's sensors measure movement, forces and torques. They are complemented by psychophysiological sensors that measure the user's electrocardiogram, skin conductance, respiration and skin temperature. Using these four measurements, it is possible to assess the user's psychological state. The system was tested with nineteen subacute stroke patients.

## 1 UVOD

V rehabilitaciji oseb z motnjami gibanja (zaradi kapi, poškodb hrbtenice itd.) se vedno bolj uveljavlja uporaba robotskih naprav, opremljenih s senzorji za zaznavanje pozicij in sil [1, 2]. Te naprave omogočajo bolj intenzivno terapijo, zato skrajšajo čas, potreben za terapijo, poleg tega pa nudijo tudi objektivno oceno motoričnih sposobnosti in napredka pacientov [3, 4]. Rehabilitacijo lahko dodatno izboljšamo s kombinacijo robotov in navidezne resničnosti. Navidezna okolja izboljšajo motivacijo pacientov, saj omogočajo vadbo v zanimivih, raznolikih okoljih. Izkušnje,

pridobljene v teh okoljih, lahko pacienti s pridom uporabljajo v vsakdanjih opravilih [5].

V prispevku bomo predstavili sistem za robotsko rehabilitacijo, podprt z navidezno resničnostjo in psihofiziološkimi meritvami. Psihofiziologija je znanost, ki proučuje vpliv človekovega duševnega stanja na telo. Vključuje meritve funkcij vegetativnega (bitje srca, dihanje ...) in osrednjega živčnega sistema (elektroencefalografija, fMRI). Merjencu ni potrebno aktivno sodelovati pri meritvah, zato so psihofiziološke meritve neinvazivne in objektivne. Pogosto se uporabljajo za ocenjevanje stanja oseb npr. pri zdravljenju duševnih motenj s pomočjo navidezne resničnosti [6], v rehabilitaciji motenj gibanja pa do sedaj še niso bile uporabljene. S psihofiziološkimi meritvami smo želeli pridobiti dodatne informacije o počutju pacientov med vadbo z robotom.

## 2 ARHITEKTURA SISTEMA

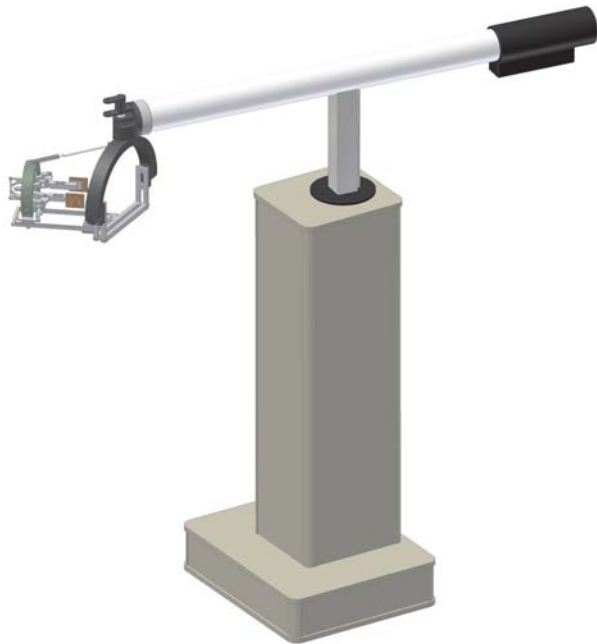
Sistem za rehabilitacijo je sestavljen iz treh glavnih komponent: navideznega okolja, haptičnega vmesnika in psihofiziološkega merilnega sistema.

### 2.1 Haptični vmesnik

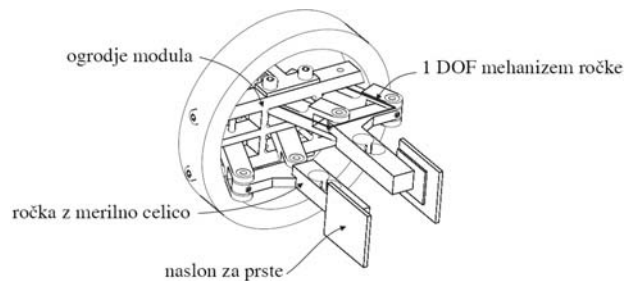
Haptični vmesnik je osnovan na haptičnem robotu HapticMaster [7], ki ima tri prostostne stopnje. Prvi sklep omogoča translacijo v navpični smeri, drugi rotacijo okrog navpične osi, tretji pa translacijo v vodoravni ravnini. Na vrhu robota se nahaja tudi senzor za merjenje sile, ki vsebuje tri merilne celice z uporovnimi lističi za merjenje sile v treh oseh kartezičnega koordinatnega sistema senzorja sile. Robot HapticMaster je prikazan na sliki 1.

Na senzor za merjenje sile je pritrjen modul za prijemanje, razvit v našem laboratoriju [8]. To je pasivna naprava, ki omogoča pasivno haptičnost za prijemanje navideznih predmetov v navideznih okoljih. Ima dve pasivni prostostni stopnji. Na vsako od njiju je pritrjen senzor za merjenje sile. Prvi senzor meri silo, ki jo uporabnik izvaja s palcem, drugi pa skupno silo, ki jo uporabnik izvaja s kazalcem in sredincem. Občutek pasivne haptičnosti je dosežen prek dveh elastik, ki sta dodani med premične dele modula in

njegov okvir. Tako uporabnik dobi občutek, da je predmet resnično prijel. Modul za prijemanje je prikazan na sliki 2. Poleg robota HapticMaster z modulom za prijemanje ima haptični vmesnik še sistem za kompenzacijo teže roke. Na roko uporabnika sta pritrjeni dve manšeti (ena nad in ena pod komolcem), ki sta preko močnih vrvi povezani z dvema motorjema na stropu. Navor, ki ga izvajata motorja, lahko ročno nastavljam. Tako na uporabnikovo roko stalno deluje sila, ki kompenzira silo teže. Sistem se je izkazal za zelo uporabnega pri pacientih po kapi, ki roko sicer lahko premikajo levo in desno, ne morejo pa je dvigniti.



Slika 1: Robot HapticMaster z modulom za prijemanje.



Slika 2: Modul za prijemanje. Na vsaki od ročk se nahaja senzor sile. Vsaka od ročk je pritrjena na ogrodje modula prek mehanizma z eno prostostno stopnjo. Na drugi strani modula so ročke vezane na vzmeti.

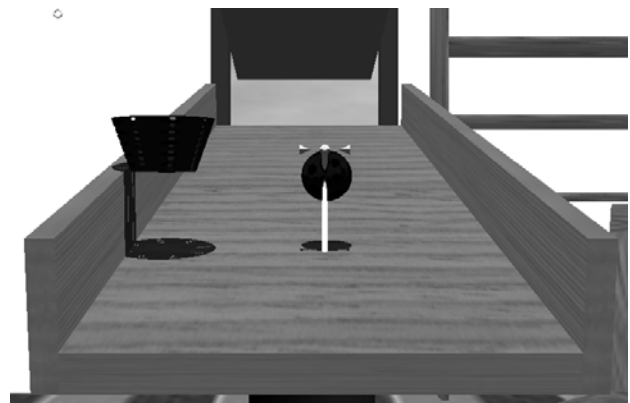
## 2.2 Navidezno okolje in naloga

V sistemu navidezne resničnosti lahko ustvarimo veliko različnih okolj in nalog, vendar smo se za prve klinične preizkuse sistema odločili, da vsem pacientom ponudimo

enako nalogo. Naloga je bila načrtovana z namenom omogočati hkratno vadbo gibanja roke in prijemanja, saj pri večini opravil v vsakdanjem življenju roko uporabljamo za različne gibe ter za prijemanje predmetov [9].

Navidezno okolje je prikazano na sliki 3. V sredini navideznega okolja je miza, nagnjena navzdol proti gledalcu. Vrh robota HapticMaster je predstavljen s tremi rumenimi oznakami v vodoravni črti. Razdalja med temi tremi oznakami je obratno sorazmerna sili, ki jo uporabnik izvaja na modul za prijemanje. Na vrhu mize se pojavi žoga, ki se začne kotaliti navzdol. Naloga uporabnika je, da s pomočjo haptičnega vmesnika prime žogo, preden le-ta doseže spodnji rob mize. Ko je žoga prijeta, se nad mizo pojavi koš. Uporabnik mora žogo držati in jo postaviti v koš. Ko je žoga v košu ali pa pade z mize, se na vrhu mize pojavi nova žoga in naloga se nadaljuje. Preko haptičnega vmesnika lahko uporabnik čuti vse predmete v navideznem okolju.

Naloga omogoča različne nivoje haptične podpore. Če uporabnik ni zmožen premikati roke levo in desno, se lahko robot samodejno premakne do žoge. Če uporabnik ni zmožen prijemanja, lahko robot žogo tudi prime. Končno lahko robot žogo tudi postavi v koš. Pot, po kateri se robot premika, je izračunana s pomočjo B-zlepkov in aproksimira naravno gibanje človeške roke [10]. Vsako od teh treh možnosti je mogoče vključiti neodvisno od drugih dveh. Uporabnik samostojno opravlja gibe, ki jih zmore, robot pa pomaga pri razgibavanju mišic, ki jih uporabnik ne more premikati.



Slika 3: Navidezno okolje: miza, žoga (sredina), koš (levo).

## 2.3 Psihofiziološke meritve

Med nalogo lahko s pomočjo ojačevalnika g.USBamp (proizvajalec g.tec Medical Engineering GmbH, Avstrija) in pripadajočih senzorjev merimo štiri različne fiziološke signale: elektrokardiogram, prevodnost kože, frekvenco dihanja in temperaturo kože. Standardne elektrode za elektrokardiogram so nameščene na trup. Senzor za prevodnost kože je realiziran v obliki dveh elektrod, nameščenih na kazalec in sredinec neprizadete kože. Na elektrodi je priključen konstanten vir napetosti (0,1 V),

senzor pa meri prevodnost posredno preko toka. Senzor za temperaturo kože je termistor, nameščen na konico mezinca. Tudi senzor dihanja je realiziran v obliki termistorja, ki je nameščen pod nos merjenca. Termistor meri razliko med temperature vdihanega ter izdihanega zraka in lahko zaradi svoje oblike meri tako dihanje skozi nos kot skozi usta. Iz elektrokardiograma izračunamo frekvenco bitja srca in različne ocene variabilnosti bitja srca [11]. Prevodnost kože se zviša, kadar je merjenec aktiven tako v fizičnem kot v miselnem smislu [12]. Prav tako se s fizično in miselno aktivnostjo zviša frekvenca dihanja [13], temperatura kože pa se zniža s povečano miselno aktivnostjo [14].

### 3 KLINIČNI PREIZKUS SISTEMA

#### 3.1 Pacienti in postopek

Sistem smo preizkusili z devetnajstimi subakutnimi pacienti po možganski kapi (13 moških, 6 žensk, starost 49,3 +/- 13,5 let), ki so se zdravili na Inštitutu za rehabilitacijo Republike Slovenije. Devet pacientov je imelo levostransko hemiparezo, devet pacientov desnostransko hemiparezo, en pacient pa tetraparezo z izrazitejšo levostransko hemiparezo. Vsi pacienti so opravljali preizkus po istem postopku. Ob prihodu je vodja študije vsakemu pacientu predstavil robota in študijo. Po podpisu soglasja o sodelovanju v raziskavi se je pacient usedel pred robota, terapevt pa je nanj namestil manšeti za kompenzacijo sile teže ter psihofiziološke merilne senzorce. Pacient je nato opravil kratko vajo naloge, opisane v poglavju 2.2. Haptična podpora je bila določena individualno med vajo glede na uspešnost pacientov. Dvanajst pacientov ni potrebovalo haptične podpore, eden je potreboval pomoč pri postavljanju žoge v koš, eden pri prijemanju žoge in postavljanju žoge v koš. Pri petih pacientih so bili vključeni vsi trije nivoji haptične podpore. Po kratki vaji je pacient tri minute počival. Ta interval je bil namenjen merjenju psihofizioloških signalov v mirovanju. Po počitku je pacient tri minute opravljal nekoordinirane gibe. Zaslon je bil ugasnjen, robot pa je omogočal prosto premikanje roke. Pacientu je bilo naročeno, naj roko premika levo in desno s poljubno hitrostjo in občasno stisne prste. Po opravljanju nekoordiniranih gibov je pacient znova tri minute počival, nato pa tri minute opravljal nalogo, opisano v poglavju 2.2. Statistična značilnost razlik je bila izračunana bodisi s t-testom bodisi s t-testom parov, odvisno od tipa primerjave (ponovljene meritve na istih osebah ali primerjava med skupinami oseb).

#### 3.2 Rezultati

Meritve sil so uspešno pokazale razliko med pacienti, ki so potrebovali haptično podporo, ter pacienti, ki niso potrebovali haptične podpore. Pri pacientih, ki niso bili sposobni samostojnega dviganja roke, je bila izmerjena sila v navpični smeri (pozitiven predznak pomeni navzgor) med postavljanjem žoge v koš enaka -1,8 +/- 1,5 N. Povprečna

sila, ki so jo pacienti izvajali na senzor v navpični smeri, je bila torej usmerjena navzdol. Pri pacientih, ki so roko lahko samostojno dvigali, je bila izmerjena sila v navpični smeri med postavljanjem žoge v koš enaka 6,1 +/- 0,9 N. Razlika med skupinama je bila statistično značilna ( $p < 0,001$ ). Z meritvami sil tako lahko ugotovimo, ali gib pretežno opravlja pacient ali robot.

Psihofiziološke meritve so pokazale veliko fiziološko razliko med mirovanjem in opravljanjem nalog. Prevodnost kože, ki sicer s časom v povprečju pada, se je med opravljanjem nekoordiniranih gibov zvišala za 10,0 +/- 21,8  $\mu$ S, med opravljanjem naloge z žogo pa za 20,0 +/- 21,8  $\mu$ S. Temperatura kože se je med opravljanjem nekoordiniranih gibov zvišala za 1,0 +/- 1,4 K, med opravljanjem naloge z žogo pa se je znižala za 1,1 +/- 1,7 K. Razlike v prevodnosti kože in temperaturi kože med mirovanjem in nalogo je bila statistično značilna tako za nekoordinirane gibe kot za nalogo z žogo ( $p < 0,001$  za vse 4 primerjave). Naloga z nekoordiniranimi gibi (ki ne zahtevajo miselnega napora) in naloga z žogo (ki zahteva precejšnjo koordinacijo) sta se statistično značilno razlikovali tako v spremembi prevodnosti kože ( $p = 0,02$ ) kot v spremembi temperature kože ( $p < 0,001$ ). Prevodnost in temperatura kože tako lahko ločita ne samo med mirovanjem in opravljanjem nalog, marveč tudi med opravljanjem miselno nezahtevnih in miselno zahtevnejših gibov. Temperatura kože je še posebej uporabna za ločevanje nezahtevnih in zahtevnih gibov, saj se je v enem primeru zvišala, v drugem pa znižala. Pri teh meritvah je pomembno predvsem, da nam nudijo pogled v subjektivno počutje pacienta. Tako dopolnjujejo informacije, ki jih dobimo s pomočjo senzorjev sil in navorov.

Spremembe v bitju srca so odražale predvsem fizični napor. Razlika v frekvenci bitja srca med nekoordiniranimi gibi in nalogo z žogo ni bila statistično značilna. V obeh primerih se je frekvenca bitja srca v povprečju povečala za 4 udarce/minuto. Tudi razlika v variabilnosti bitja srca med nekoordiniranimi gibi in nalogo z žogo ni bila statistično značilna. Frekvenca dihanja je bila med opravljanjem obeh nalog višja kot v mirovanju, med nalogo z žogo pa je bila višja kot pri opravljanju nekoordiniranih gibov ( $p = 0,046$ ). Žal pa so bile razlike relativno majhne (nekoordinirani gibi: 0,8 +/- 2,3 vdiha/minuto več kot v mirovanju; naloga z žogo: 1,9 +/- 3,0 vdiha/minuto več kot v mirovanju). Pri nekaterih pacientih se je frekvenca dihanja med opravljanjem nalog celo znižala kljub opaznemu fizičnemu naporu.

#### 3.3 Odziv pacientov

Odziv pacientov na navidezno okolje in haptičnega robota je bil večinoma pozitiven. Nekateri pacienti so se robota najprej bali, vendar pa so se ga večinoma hitro navadili. Pri tem je zelo pomembno, da se robot giblje zvezno, brez kakršnihkoli sunkovitih gibov, ki bi pacienta lahko prestrašili. Pacienti so bili sicer zelo zadovoljni s sistemom za kompenzacijo teže roke in s haptično podporo gibanja.

Nekateri pa so zaradi posledic kapi imeli težave z razumevanjem naloge in z gibanjem v tridimenzionalnem navideznem prostoru. Pri teh pacientih je ob začetku okrevanja smiselno uporabiti bolj preproste naloge v manj dimenzijah in postopoma preiti na kompleksnejše naloge. Senzorja za prevodnost in temperaturo kože za pacienta nista bila moteča. Tudi meritve elektrokardiograma niso bile moteče, vendar pa je bilo potrebno več časa, da smo jih namestili na pacienta. Kot glavni problem se je izkazal senzor za dihanje, ki je bil zaradi svoje postavitve (pod nosom) zelo moteč. Pacienti so se pogosto pritoževali, da jih senzor žgečka ali srbi. Zaradi teh težav so senzor pogosto premikali s prsti, kar je povzročalo motnje. Do motenj je prihajalo tudi zaradi govora pacientov. Pri nadaljnjih meritvah bi lahko za merjenje dihanja uporabili piezoelektrični senzor dihanja, nameščen okoli trupa, vendar pa je namestitev takega senzorja veliko bolj zamudna.

Na haptičnem področju bi bila najbolj bistvena izboljšava razvoj adaptivnega sistema, ki bi se lahko sam odločil, koliko pomoči pri gibanju pacient potrebuje. To sedaj izbira operater ročno, možno pa bi bilo potreben nivo podpore računati na podlagi izmerjenih sil in navorov. V poznejši stopnji razvoja bi lahko rehabilitacijski sistem nalogo spreminjal tudi na podlagi psihofizioloških odzivov. Iz njih bi lahko ugotovili, ali se pacient dolgočasi ali pa je preobremenjen, na podlagi tega pa spreminjali težavnost naloge ali kompleksnost navideznega okolja.

Še vedno pa je pri rehabilitaciji nujna prisotnost terapevta. Nekateri pacienti so namreč sami popolnoma sposobni določenih gibov, a jih zaradi pomanjkanja motivacije ali pa zaradi nerazumevanja naloge ne opravljajo dovolj hitro. Tu lahko človeški pristop najbolje pomaga.

#### 4 ZAKLJUČEK

Uspešno smo razvili sistem za rehabilitacijo roke, ki omogoča vajo tako gibov roke kot prijemanja. Sistem smo nadgradili z navideznim okoljem, ki pacientu omogoča vadbo v različnih zanimivih okoljih in tako poživi terapijo. Dodatno smo z meritvijo psihofizioloških odzivov omogočili vpogled v čustveno in miselno stanje pacienta, ki je pri rehabilitaciji zelo pomembno. Pričakujemo, da se bo razvoj sistema nadaljeval, hkrati pa bo ta metoda rehabilitacije zaradi svojih prednosti uspešno vstopila v klinično prakso.

#### Zahvala

Raziskavo sta podprla Javna agencija za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije ter Sedmi okvirni program Evropske skupnosti (projekt MIMICS, grant 215756). Zahvaljujemo se tudi vsem prostovoljcem, ki so s svojim sodelovanjem v kliničnih preizkusih omogočili uspešen razvoj sistema.

#### Viri

- [1] R. C. V. Loureiro, C. F. Collin, W. S. Harwin. Robot aided therapy: Challenges ahead for upper limb stroke rehabilitation. V: *5<sup>th</sup> International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies*, Reading, UK, The University of Reading, 2004: 3-39.
- [2] T. Nef, M. Mihelj, G. Colombo, R. Riener. ARMIN – A robot for patient-cooperative arm therapy. *Medical and Biological Engineering and Computing* 45: 887-900, 2007.
- [3] W. S. Harwin, J. L. Patton, V. R. Edgerton. Challenges and opportunities for robot-mediated neurorehabilitation. *Proceedings of the IEEE*, 94: 1717-1726, 2006.
- [4] L. E. Kahn, M. L. Zygmant, W. Z. Rymer, D. J. Reinkensmeyer. Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3, 2006.
- [5] M. K. Holden. Virtual environments for motor rehabilitation: Review. *CyberPsychology & Behavior*, 8: 187-211, 2005.
- [6] F. H. Wilhelm, M. C. Pfaltz, J. J. Gross, I. B. Mauss, S. I. Kim, B. K. Wiederhold. Mechanisms of virtual reality exposure therapy: The role of the behavioral activation and behavioral inhibition systems. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 30: 271-284, 2005.
- [7] R. Q. van der Linde, P. Lammertse. HapticMaster – a generic force controlled robot for human interaction. *Industrial Robot: An International Journal*, 30:515-524, 2003.
- [8] J. Podobnik. Seganje in prijemanje v haptičnih navideznih okoljih. *Doktorska disertacija*. Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, 2009.
- [9] S. L. Fritz, K. E. Light, T. S. Patterson, A. L. Behrman, S. L. Davis. Active finger extension predicts outcomes after constraint-induced movement therapy for individuals with hemiparesis after stroke. *Stroke*, 36:1172-1177, 2005.
- [10] J. Zihel, J. Podobnik, M. Sikič, M. Munih. Pick to place trajectories in human arm training movement. *Technology and Health Care*, in press.
- [11] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17, 354-381, 1996.
- [12] C. Collet, P. Averty, A. Dittmar. Autonomic nervous system and subjective ratings of strain in air traffic control. *Applied Ergonomics*, 40, 23-32, 2009.
- [13] J. A. Veltman, A. W. Gaillard. Physiological workload reactions to increasing levels of task difficulty. *Ergonomics*, 41, 656-669, 1998.
- [14] M. Ohsuga, F. Shimono, H. Genno. Assessment of phasic work stress using autonomic indices. *International Journal of Psychophysiology*, 40, 211-220, 2001.