

UNIVERZITET U BEOGRADU  
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

Miloš D. Kostić

**ROBOTSKI SISTEM ZA VEŽBANJE I  
PROCENU FUNKCIONALNOSTI  
GORNJIH EKSTREMITETA TOKOM  
REHABILITACIJE OSOBA POSLE  
MOŽDANOG UDARA**

doktorska disertacija

Beograd, 2014

UNIVERSITY OF BELGRADE  
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING

Miloš D. Kostić

**ROBOTIC SYSTEM FOR TRAINING AND  
ASSESSMENT OF UPPER EXTREMITY  
FUNCTION DURING REHABILITATION  
OF STROKE SURVIVORS**

Doctoral Dissertation

Beograd, 2014

## PODACI O MENTORU I ČLANOVIMA KOMISIJE

### **MENTOR :**

Profesor dr Dejan Popović, redovni profesor

Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički Fakultet, dopisni član Srpske Akademije Nauka i Umetnosti

### **ČLANOVI KOMISIJE:**

Prof. dr Dejan Popović, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet

Prof. dr Mirjana Popović, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet

Prof. dr Branko Kovačević, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet

Prof. dr Veljko Potkonjak, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet

Prof. dr Laslo Švirtlih, Univerzitet u Novom Pazaru - Departman za biomedicinske nauke

Datum odbrane: \_\_\_\_\_

# ZAHVALNICA

*Želeo bih da se zahvalim ljudima koji su doprineli da istraživanje opisano u ovoj tezi bude uspešno.*

*Pre svega, zahvalan sam svom profesoru i mentoru, akademiku dr Dejanu Popoviću. Nesebično delivši svoje znanje i iskustva, profesor Popović je dao najveći doprinos mom akademskom usavršavanju. Svojom podrškom, savetima i primerom, pozitivno je uticao na moj profesionalni razvoj i životni put.*

*Zahvalio bih se profesorki dr Mirjani Popović na savetima i naučnim smernicama koji su značajno doprineli kvalitetu ovog istraživanja, kao i mog naučnog razvoja.*

*Profesorki Mirjani Popović i profesoru Dejanu Popović dugujem zahvalnost i za to što su mi omogućili da radim u okviru grupe za Biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije, Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu. Kao član ove grupe imao sam priliku da učestvujem u međunarodnim istraživanjima, sarađujem sa kolegama iz renomiranih evropskih institucija i posetim brojne svetske laboratorije. Ovo mi je omogućilo da radeći u svojoj državi, steknem znanja i iskustva na nivou vrhunskih svetskih istraživačkih centara. Rad u ovoj grupi ne bi bio potpun bez pomoći i podrške mojih kolega Nadice, Milice, Ivane, Milice, Lane, Vere, Matije, Andreja i Nebojše, koji su svojim drugarstvom omogućili i da uživam u svakom danu u laboratoriji. Posebno bih se na saradnji zahvalio kolegama Matiji Štrbcu, Nadici Miljković, Andreju Saviću, Lani Popović-Maneski i Nenadu Jovičiću.*

*Želeo bih da se zahvalim svim članovima komisije na sugestijama i korisnim savetima koji su doprineli kvalitetu disertacije.*

*Deo ovog istraživanja rađen je u klinici za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“. Zahvalio bih se lekarima profesoru dr Laslu Švirtlihu, profesorki dr Ljubici Konstantinović, Sindi Mitrović i terepeutu Anđi Pijanović na pomoći u realizaciji kliničkih istraživanja.*

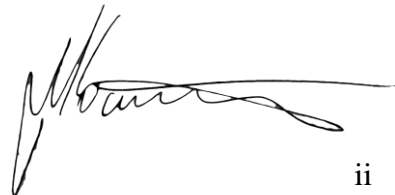
*Ovom istraživanju doprineli su i master studenti Elektrotehničkog fakulteta, Petar Kovačević, Momčilo Prodanović i Marijana Jovandić, koji su učestvovali u razvoju sistema korišćenih u ovom istraživanju.*

*Za stručnu i naučnu pomoć zahvalio bih se profesoru dr Miroslavu Mataušeku. Zahvaljujem se psihologu Maši Popović, sa Filozofskog fakulteta u Beogradu, na saradnji i pomoći u istraživanjima. Zahvalio bih se profesoru dr Aleksandru Vegu i dr Raši Andrejeviću sa Mašinskog fakulteta u Beogradu koji su učestvovali u izradi tehničkih rešenja korišćenih tokom ovog istraživanja. Hvala i Zoranu Đorđeviću i Branislavu Juranoviću na savetima i pomoći u tehničkom realizaciji rešenja korišćenih u istraživanju.*

*Ovo istraživanje izvedeno je u okviru projekta Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja, Broj 175016, “Efekti asistivnih sistema u neurorehabilitaciji: oporavak senzorno-motornih funkcija”, pod rukovodstvom profesorke Mirjane Popović, projekta Evropske zajednice iz okvirnog programa 7, broj 231724, „Human behavioral Modeling for enhancing learning by Optimizing Human-Robot interaction (HUMOUR)”, pod rukovodstvom profesora Dejana Popovića, i projekta Švajcarske nacionalne fondacije iz SCOPES programa, broj IZ73Z0\_128134/1, “Integrating Robots and Electrical Stimulation for Neurorehabilitation”, pod rukovodstvom profesora Dejana Popovića.*

*Posebno bih se zahvalio svojim roditeljima i sestri na ljubavi i безусловnoj podršci, na koju sam uvek mogao da računam.*

*Konačno, veliko hvala supruzi Sanji na pomoći, ljubavi i razumevanju.*



# REZIME

## **ROBOTSKI SISTEM ZA VEŽBANJE I PROCENU FUNKCIONALNOSTI GORNJIH EKSTREMITETA TOKOM REHABILITACIJE OSOBA POSLE MOŽDANOG UDARA**

Moždani udar je oboljenje centralnog nervnog sistema koje je, prema podacima Svetske zdravstvene organizacije, najveći uzrok invaliditeta i među prva tri uzroka smrtnosti. Kod osoba koje prežive moždani udar mogu se javiti delimična ili potpuna motorna oduzetost jedne ili obe strane tela. Ponovno uspostavljanje motorne kontrole gornjih ekstremiteta kod ovih osoba je veoma važno za njihovu samostalnost i poboljšanje kvaliteta života. Rezultati mnogih kliničkih studija ukazuju da asistencija pri intenzivnom treningu funkcionalnih pokreta (fokusiranih na konkretan zadatak) u prisustvu stimulišuće povratne informacije značajno podstiče oporavak motorne kontrole. Tumačenje ovih rezultata je da se reorganizacija kortikalnih struktura, koja je ključna za dugoročni oporavak, intenzivira povećanjem broja ponavljanja funkcionalnih pokreta. Međutim, ovakav tip vežbanja nije uvek moguć, pogotovo u ranim fazama oporavka. Pacijenti često nisu u mogućnosti da izvedu funkcionalan pokret, već im je potreban neki vid asistencije. Rešenje ovog problema jeste asistencija od strane terapeuta što predstavlja naporan i monoton zadatak i utiče na smanjenje motivacije pacijenata.

Alternativno rešenje koje privlači veliku pažnju istraživača je primena personalnih robota u rehabilitaciji. Prednost ovakvih uređaja je što mogu da asistiraju pri izvođenju pokreta na način koji je ponovljiv i može da se prilagodi potrebama pacijenta. Još jedan značajan segment je što ovi sistemi pružaju mogućnost uključenja virtuelne realnosti i video igara u proces rehabilitacije. Pri ovome robotski sistemi omogućavaju objektivnu kvantifikaciju trenutnih sposobnosti pacijenta merenjem kinematičkih i dinamičkih karakteristika pokreta. Intenzivnija istraživanja primene ovakvih sistema u rehabilitaciji počela su krajem osamdesetih i početkom devedesetih godina, a poslednjih nekoliko godina ovakvi roboti su našli primenu u rehabilitacionim klinikama. Iako su u poslednjih trideset godina dizajn i kontrola ovih uređaja značajno unapređeni, efikasno programiranje robota u kliničkom okruženju i pružanje asistencije na najbolji način za oporavak pacijenta su i dalje otvorena pitanja bez adekvatnog rešenja.

Cilj ovog istraživanja je razvoj metode za vežbanje i procenu kvaliteta pokreta ruke uz pomoć robotskog uređaja i komercijalno dostupnih video igara, koja bi se mogla efikasno koristiti u kliničkoj praksi, ali i kućnim uslovima.

Razvili smo metodu za reprezentaciju pokreta ruke koja na osnovu snimljenih ekspertskih pokreta kreira stohastički model zasnovan na probabilističkim primitivima. Ova metoda, nazvana *Probability Tube*, razvijena je na osnovu merenja pokreta zdravih ispitanika i pacijenata u različitim fazama oporavka od moždanog udara, i validirana je u kliničkom okruženju. Na osnovu ove reprezentacije pokreta formirane su metode za upravljanje rehabilitacionim robotskim sistemom, procenu motorne kontrole pacijenata i implementaciju video igara u proces rehabilitacije.

Razvijena je inovativna metoda za upravljanje rehabilitacionim robotskim sistemom. Ova metoda omogućava jednostavno "programiranje" pokreta koji treba da se vežba putem demonstracije, kao i prilagođavanje pokreta trenutnim sposobnostima pacijenta. Zbog primene *Probability Tube*, stohastičke reprezentacije pokreta, metoda omogućava varijabilnost pri izvođenju pokreta, odnosno adaptaciju kontrole tokom izvođenja pokreta. Pored toga ova metoda omogućava progresivno otežavanje zadatka koji se vežba, čime se povećava aktivnost pacijenta i efikasnost terapije.

Važan segment u rehabilitaciji jeste estimacija trenutnog stanja, kao i oporavka motorne kontrole pacijenata. U okviru ovog istraživanja razvijene su tri kompatibilne metode koje na osnovu objektivnih merenja kvantifikuju sposobnost pacijenta da izvede pokret koji mu je zadao terapeut, kao i opšte stanje motorne kontrole manipulacije rukom.

Važan faktor u terapiji zasnovanoj na vežbanju je motivacija pacijenta. U okviru ove teze prikazano je bazno istraživanje u kome je utvrđen uticaj dodavanja stimulišuće povratne sprege u obliku video igara na motivaciju pacijenata za vežbanjem. Ovo istraživanje pokazalo je da je vežbanje u prisustvu video igara osim na motivaciju, imalo uticaj i na efikasnost terapije. Iako je terapija primenjivana tokom relativno kratkog perioda studije, napredak grupe koja je koristila video igre, meren objektivnim merama, bio je značajno veći od napretka kontrolne grupe pacijenata koji su primali identičnu terapiju, samo bez elementa video igara. Na osnovu

zaključaka ovog istraživanja formiran je sistem koji omogućava implementaciju komercijalnih video igara za konzolu Nintendo Wii u proces rehabilitacije.

Na osnovu rezultata dobijenih u okviru ovog istraživanja formirana je inovativna metoda koja pacijentima omogućava da vežbaju pokrete zadate od strane terapeuta dok igraju komercijalne video igre uz robotsku asistenciju, pri čemu se sve vreme objektivno procenjuje njihova motorna kontrole.

**Ključne reči:** restoracija motorne kontrole, rehabilitacioni robot, procena stanja motorne kontrole, reprezentacija pokreta, upravljanje pokretima, motivacija pacijenata, video igre za rehabilitaciju

**Naučna oblast:** Tehničke nauke, Elektrotehnika

**Uža naučna oblast:** Biomedicinsko inženjerstvo

**UDK broj:** 621.3

# ABSTRACT

## **ROBOTIC SYSTEM FOR TRAINING AN ASSESSMENT OF UPPER EXTREMITY FUNCTION DURING REHABILITATION OF STROKE SURVIVORS**

Stroke is a neurological deficit of cerebrovascular origin, which is the leading cause of disability and one of the leading causes of mortality in the world, according to reports of the World Health Organization. Stroke survivors may suffer partial or complete paralysis of one or both sides of the body. Reestablishing motor control of upper extremities is essential for achieving independence and improvement quality of life of such patients. Results of many clinical trials indicate that intensive assisted training of functional (task oriented) movements, with stimulating feedback significantly improves restoring of motor control. Interpretation of these results is that the reorganization of cortical structures, which is instrumental for long term recovery, benefits from dosage increase of functional movement exercise. Unfortunately, such exercise is not always possible, especially in the early stages of rehabilitation. Patients are often unable to perform functional movements and require some form of assistance. One of the approaches is that therapists assist their movements, which is laborious and monotonous task, often leading to decrease of patients' motivation for exercise.

Alternative solution which is becoming increasingly popular in the scientific circles is the use of personalized robots in rehabilitation. Advantage of such systems is ability to assist movement-execution in a repeatable way, which can be adapted to patients' needs. Another important aspect is the possibility of including virtual reality and video games in the rehabilitation process. Robotic systems also enable objective quantification of patient's current abilities by measuring movement kinematics and dynamics. Intensive research in the domain of rehabilitation robotics was initiated in late 80's and early 90's, while in recent years these robots have become present in rehabilitation clinics as commercial systems. Even though in the last 30 years both design and control of these devices have significantly improved, efficient programming in clinical environment, as well as providing assistance in the manner most beneficial for patient's recovery, remain open questions, without adequate solutions.



Objective of this research is development of a method for arm movement exercise and assessment with the use of robotic device and commercially available video games, which may be efficiently used in the clinical environment and at home.

We have developed a method for arm movement representation, which uses the recordings of movements performed by an expert in order to generate a stochastic model based on the probabilistic primitives. This method, termed Probability Tube, was developed based on measurements performed on healthy individuals and stroke survivors in different stages of recovery, and was tested in the clinical environment. On the grounds of this movement representation, we have developed methods for control of rehabilitation robotic system, assessment of patient's motor control and implementation of video games in the rehabilitation process.

An innovative method for control of rehabilitation robotic system was developed. This method enables simple programming of the movement to be exercised through demonstration. It also enables movement adjustment to patient's current abilities. As it is based on Probability tube, which is a stochastic movement representation, the method enables variability during the movement execution, i.e. interactive movement control. Furthermore, this method enables progressive enhancement of the task difficulty, which stimulates patient's effort and improves the therapy efficiency.

An important segment in rehabilitation is the assessment of patient's motor control ability. Three compatible methods for objective quantification of patient's ability to perform a given movement, as well as overall arm manipulation ability are developed within this research.

An important factor in exercise-based therapy is patient's motivation. Part of this thesis presents an original research which analyses the effects of adding a stimulative feedback in form of a video game on patient's motivation during exercise. Results of this research show that presence of video games improves motivation, as well as the therapy efficiency. Despite the relatively short duration of the study, the progress of the group which used video games was significantly higher than the control group, which was performing the exact same exercises, just without video games. Based on the conclusions of this study, we have devised a system which enables the implementation of commercial (Nintendo Wii) video games into the rehabilitation process.

Based on the results obtained in this research, we have created an innovative rehabilitation method which enables patients to exercise movements presented by therapists while playing stimulating video games with robotic assistance. It also enables continuous assessment of patient's motor control.

**Key words:** motor control restoration, rehabilitation robotics, motor control assessment, movement representation, movement control, patients' motivation, gaming for rehabilitation.

**Scientific area:** technical sciences, electrical engineering

**Specific scientific area:** biomedical engineering

UDK number: 621.3

# PREDGOVOR

U disertaciji je predstavljen istraživački rad realizovan u okviru aktivnosti grupe za Biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet.

Istraživanja koja su prikazana u disertaciji su sprovedena u Laboratoriji za biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet i na Klinici za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu.

Istraživanje je finansirano od strane Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije, projekat osnovnih istraživanja iz oblasti medicine, br. 175016, „Efekti asistivnih sistema u neurorehabilitaciji: oporavak senzorno-motornih funkcija“, 2011-2014, pod rukovodstvom Prof. Mirjane Popović. Pored toga, istraživanje je finansirano i od strane dva međunarodna projekta: projekat sedmog okvirnog programa Evropske Unije "HUMAN behavioral Modeling for enhancing learning by Optimizing hUMAN-Robot interaction, HUMOUR", 2010-2012, i projekat Švajcarske nacionalne fondacije "InRES IZ73Z0\_128134", 2012-2013, kojima je rukovodio Prof. Dejan Popović.

Ova teza zasnovana je na sledećim radovima:

## *Radovi štampani u međunarodnim časopisima*

**Kostić, M. D.**, Popović, M. B., and Popović, D. B. (2013) "A Method for Assessing the Arm Movement Performance: Probability Tube" *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 51, no. 12, pp. 1315-1323, DOI: 10.1007/s11517-013-1104-z .

Popović Maneski, L., **Kostić, M. D.**, Bijelić, G., Keller, T., Mitrović, S., Konstantinović, L., and Popović, D. B. "Multi-pad electrode for effective grasping: Design" *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 4, pp. 648-654, 2013, DOI: 10.1109/TNSRE.2013.2239662.

Došen, S., Cipriani, C., **Kostić, M. D.**, Controzzi, M., Carrozza, M. C., and Popović, D. B. "Cognitive Vision System for Control of Dexterous Prosthetic Hands: Experimental Evaluation" *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 7, no. 42, 2010, DOI:10.1186/1743-0003-7-42.

Zenzeri, J., Basteris, A., **Kostić, M. D.**, Popović, D. B., Sanguineti, V., Mohan, V., and Morasso, P. "Transferring complex motor skills from an expert to a novice through robotics platforms: A new methodology to approach neuromotor rehabilitation" *Gait and posture*, vol. 33, pp. s51-s52, 2011, DOI:10.1016/j.gaitpost.2010.10.062 (abstract).

## *Radovi objavljeni kao poglavlje knjige sa recenzijom*

**Kostić, M. D.**, Popović, M. D. and Popović D. B. "The Robot that Learns from the Therapist how to Assist Stroke Patients", *Medical and Service Robotics 2013*, Springer, (Accepted)

*Radovi u zbornicima sa međunarodnih konferencija*

**Kostić, M. D.** and Popović, M. D. "The Modified Drawing Test" in Proc. of 18th IFESS Annual Conference, Bridging Body and Mind, (ed. Keller, Thierry and Popović, Dejan B), pp. 273-276, 6-9-2013, Academic Mind, San Sebastian, Spain, ISBN 978-86-7466-462-9.

Prodanović, M., **Kostić, M. D.**, and Popović, D. B. "WiiMote Control: Gaming Feedback for Motivational Training of the Arm Movements" in Proc of the 11th Symposium on Neural Network Applications in Electric Engineering, pp. 133-136, 9-22-2012, IEEE, Belgrade, Serbia, ISBN: 978-1-4673-1570-8.

**Kostić, M. D.**, Popović, M. B., and Popović, D. B. "Control of robot assistant for rehabilitation of upper extremities" in Proc. 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3918-3921, 9-1-2012, IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA, ISBN: 978-1-4244-4120-4.

**Kostić, M. D.** and Popović, D. B. "Action representation of point to point movements: Classification with probability tube" in Proc. 19th Telecommunications Forum TELFOR, pp. 43-46, 11-24-2011, IEEE, Belgrade, Serbia, ISBN: 9781457714986, DOI: 10.1109/TELFOR.2011.6143888.

**Kostić, M. D.**, Kovečević, P. S., and Popović, D. B. "Is the Haptic Tunnel Effective Tool for Motor Learning?" in Proc. 5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, (ed. Jobbagy, Akos), vol. 37, pp. 761-765, 9-18-2011, Springer, Budapest, Hungary, ISSN 1680-0737.

**Kostić, M. D.**, Popović, M. B., and Popović, D. B. "Influence of Planar Manipulandum to the Hand Trajectory During Point to Point Movement" in Proc. 12th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 468-471, 7-1-2011, IEEE, Zurich, Switzerland, ISBN: 978-1-4244-9861-1 .

**Kostić, M. D.** and Popović, D. B. "Action Representation for Wii Bowling: Classification" in Proc. 10th Symposium on Neural Network Applications in Electric Engineering, NEUREL , pp. 23-26, 9-25-2010, IEEE, Belgrade, Serbia, ISBN 3-900928-09-5.

**Kostić, M. D.**, Kovečević, P. S., and Popović, M. D. "Playing games in Virtual Reality: Motivation of patients during neurorehabilitation" in Proc. 12th international simposium INFOTEH, pp. 692-696, 3-17-2012, Jahorina, Bosnia and Herzegovina, ISBN-99938-624-2-8 .

Popović, D. B., **Kostić, M. D.**, Popović, M. B., and Došen, S. "Mechanisms for integrating the "Wii-Game" and robot for the training of upper extremities in hemiplegics" in Proc. 17th ISEK conference, 6-19-2010, (Abstract).

*Radovi štampani u domaćem časopisu sa recenzijom*

**Kostić, M. D.** and Popović, M. D. "The Modified Drawing Test for Assessment of Arm Movement Quality" Journal of Automatic Control, vol. 21, pp. 49-53, 2013, DOI: 10.2298/JAC1301049K.

Klisić, D., **Kostić, M. D.**, Došen, S., and Popović, D. B. "Control of Prehension for the Transradial Prosthesis: Natural-like Image Recognition System" Journal of Automatic Control, vol. 19, pp. 27-31, 2010, DOI: 10.2298/JAC0901027K.

# SPISAK SLIKA

<b>Slika 1.1</b> Beskontaktni roboti korišćeni u rehabilitaciji. A) Bandit, Univerzitet Južne Kalifornije, Los Angeles, SAD; B) Kaspar, Univerzitet Hertfordshire, Velika Britanija.....	8
<b>Slika 1.2.</b> Pacijent i terapeut tokom sesije vežbanja hoda. Slika preuzeta od Dr S. Hesse, Free University, Berlin, Nemačka.....	9
<b>Slika 1.3.</b> Robotski uređaji za rehabilitaciju donjih ekstremiteta A) Egzoskelet razvijen u Beogradu; B) Lokomat, Hocoma, Švajcarska; C) LOPES, Univerzitet Tvente, Holandija; D) Advanced Gait Trainer, Free Univerzitet, Berlin, Nemačka. ....	10
<b>Slika 1.4.</b> Uređaji za asistenciju pri hodu, hodalice. A) NASA <i>Secure Ambulation Module</i> (S.A.M) ( <a href="http://techtransfer.gsfc.nasa.gov/ss_sam.shtm">http://techtransfer.gsfc.nasa.gov/ss_sam.shtm</a> ) B) <i>Walkaround</i> , sistem razvijen na Beogradskom univerzitetu. ....	11
<b>Slika 1.5.</b> Osnovne vrste robotskih sistema za rehabilitaciju ruke. A) Manipulandum, koji na ruku deluje silom interakcije ( $F_{R-P}$ ) u jednoj tački; B) Egzoskelet, koji momentima ( $T_S$ i $T_E$ ) deluje na pojedinačne zglobove. ....	12
<b>Slika 1.6.</b> Pasivni robotski sistemi za rehabilitaciju gornjih ekstremiteta. A) Armeo Spring, Hocoma, Švajcarska; B) Swedish Helparm, Kinsman Enterprises, Švedska; C) ReJoyce, Univerzitet Alberta, Kanada. ....	13
<b>Slika 1.7.</b> Rani uređaji razvijeni na Univerzitetu Berkeley, SAD. A) hand-object-hand rehabilitator; B) bimanual lifting rehabilitator.....	14
<b>Slika 1.8.</b> MIME robot, prikazan sa pacijentom (A) i šematski prikaz sistema (B).....	15
<b>Slika 1.9.</b> Bi-Manu-Track u položaju za vežbanje fleksije/ekstenzije (A) i u položaju za vežbanje pronacije/supinacije (B). ....	16
<b>Slika 1.10.</b> Uređaj ArmeoPower (Hocoma, Švajcarska), komercijalna verzija ARMin uređaja (ETH Ciriha, Švajcarska).....	17
<b>Slika 1.11.</b> NeReBot uređaj korišćen u ležećem položaju.....	17
<b>Slika 1.12.</b> Rehabilitacioni robotski sistem GENTLEs, zasnovan na Haptic Master platformi...	18
<b>Slika 1.13.</b> InMotion arm robot, komercijalna verzija MIT Manus robota. ....	19
<b>Slika 1.15.</b> Braccio di Ferro, haptički planarni manipulandum.....	20
<b>Slika 1.16.</b> Vajanje 3D modela pomoću haptičkog uređaja. Preuzeto sa sajta firme SensAble Technologies. ....	20

<b>Slika 2.1</b> A) Jedna komponenta vektora brzine snimljene prilikom ponavljanja pokreta od-tačke-do-tačke. B) Isti podaci predstavljeni u funkciji od faze pokreta. Prikazan je rezultat za jednog zdravog ispitanika.....	33
<b>Slika 2.2.</b> Rezultati <i>Shapiro-Wilk</i> testa za prikazane pokrete. Prikazana je vrednost $p$ za svaku fazu pokreta.....	34
<b>Slika 2.3.</b> Probability Tube reprezentacija i merenja jedne komponente brzine pri pokretu zdravog ispitanika. ....	35
<b>Slika 2.4.</b> Probability Tube reprezentacija radijalnih pokreta izvođenih tokom merenja sa zdravim ispitanicima. Pokreti su izvođeni u tri pravca: kontralateralno, frontalno i ipsilateralno; i u dve dužine, dugi i kratki.....	36
<b>Slika 2.5.</b> Rezultati testa A za radijalne pokrete (levo) i za transverzalne pokrete (desno). ....	38
<b>Slika 2.6.</b> Rezultati testa B za radijalne pokrete (levo) i za transverzalne pokrete (desno). ....	39
<b>Slika 2.7.</b> Rezultati testa C za radijalne pokrete. ....	40
<b>Slika 2.8.</b> Merenja snimljena dok terapeut demonstrira pokret pacijentu i Probability Tube reprezentacija formirana na osnovu tih merenja. ....	41
<b>Slika 2.9.</b> Brzine merene pri samostalnim pokretima pacijenata sa različitim nivoom oštećenja, u različitim fazama rehabilitacije i odgovarajuće PT zadate od strane terapeuta. ....	42
<b>Slika 2.10.</b> A) Robot i ruka pacijenta; B) Matematički model planarnog manipulanduma. ....	44
<b>Slika 2.11.</b> Probability Tube ubrzanja tokom radijalnog pokreta u horizontalnoj ravni, od tačke $S$ do tačke $T$ . Ubrzanje je razloženo na komponentu u pravcu cilja i ortogonalnu komponentu. ....	45
<b>Slika 2.13.</b> Podaci simulacije za: A) pokret bez sile interakcije; B) pokret sa snažnom silom interakcije koje pruža otpor pokretu; C) pokret sa promenljivom silom interakcije; D) pokret sa slabom silom otpora. Preuzeto iz rada (Kostić et al, 2012a). ....	47
<b>Slika 3.1</b> Procena stanja pacijenta pomoću haptičkog lavirinta. A) Postavka merenja; B) Izgled lavirinta; C) Snimljeni podaci. Preuzeto iz Bardorfer et al, 2001.....	55
<b>Slika 2.3.</b> Ispitanik tokom izvođenja <i>mDT</i> u verziji sa tablom za crtanje i instrumentovanom ručkom. ....	57
<b>Slika 3.3.</b> Primer podataka snimljenih tokom jednog izvođenja <i>MDT</i> . Zelenim tačkama su obeležene lokacije automatski detektovanih temena. Crvene površine predstavljaju prestup. ....	59
<b>Slika 3.4.</b> Određivanje prestupa jednog segmenta. A) Izdvojen segment pokreta; B) određivanje prestupa sa spoljne strane templata; C) određivanje prestupa sa unutrašnje stran templata. ....	60

<b>Slika 3.5.</b> Profil brzine pokreta koji izvodi pacijent tokom testa, sa iscrtanim konveksnim omotačem.....	61
<b>Slika 3.6.</b> Srednja vrednost i standardna devijacija rezultata <i>mDT</i> za deset pacijenata pre i nakon terapije, računata za svaki segment, kao i za čitav oblik. ....	62
<b>Slika 3.7.</b> Rezultati testiranja kvaliteta izvođenja tri pokreta zadata od strane fizijatra. A) Šematski prikaz zadatih pokreta, označenih u skladu sa rasporedom uvedenim na slici 2.4. B) Kvartilna raspodela vrednosti PTS svih ispitanika za pokrete rađene pre i nakon tronedeljne terapije.....	64
<b>Slika 3.8.</b> Kvartilna raspodela vrednosti PTS svih ispitanika podeljenih prema težini oštećenja. Prikazane su vrednosti pre i nakon tronedeljne terapije, za sva tri pokreta. ....	65
<b>Slika 3.9.</b> Izvođenje pokreta od startne tačke S to ciljane tačke C, u horizontalnoj ravni. Izvedeni pokret predstavljen je crvenom linijom, dok je sila otpora pokretu F prikazana paralelno pokretu, u funkciji od faze pokreta. Na slici je prikazano i rastojanje između ostvarene u ciljanje tačke, d. Prikazani su: A) prvo izvođenje pokreta; B) mere petnaesto izvođenje; i C) trideseto izvođenje. ....	67
<b>Slika 4.1.</b> Consort dijagram odabranih pacijenata koji su učestvovali u studiji (grupa koja je vežbala uz video igru - VI; kontrolna grupa - KON).....	71
<b>Slika 4.2.</b> Postavka aparature za dodatnu terapiju za VI grupu (A). Prikazi slike ekrana i zadatka u prvoj (B), drugoj (C) i trećoj (D) vežbi. Postavka aparature za KON grupu (E) i prikaz papira prezentovanih u prvoj (F), drugoj (G) i trećoj (H) vežbi. ....	73
<b>Slika 4.3.</b> Kvartilna raspodela koeficijenta napretka brzine i preciznosti za VI i KON grupu. Crna linija označava koeficijent 1 (jednak rezultat pre i nakon terapije). ....	74
<b>Slika 4.4.</b> Kvartilna raspodela koeficijenata napretka za mere glatkosti.....	75
<b>Slika 4.5.</b> Rezultati IMI testa podeljeni po podskalama, prikazani za obe grupe.....	76
<b>Slika 4.6.</b> Kvartilna raspodela prosečnog vremena vežbanja (PVV) ispitanika obe grupe. ....	76
<b>Slika 5.1.</b> WiiResort video igre i Wii kontroler. A) Kuglanje (WiiBowling); B) Frizbi (WiiFrisby); C) vožnja po talasima (WiiWakeBoarding); D) Stoni tenis (WiiTableTennis); D) Wii kontroler.....	80
<b>Slika 5.2.</b> Pantograf korišćen u inicijalnoj fazi testiranja mogućnosti primene Wii igara u rehabilitaciji .....	82

<b>Slika 5.3.</b> Karakterističan oblik signala tangencijalnog ubrzanja i aktivnosti tastera B pri uspešnom pokretu. ....	83
<b>Slika 5.4.</b> Uspešnost bacanja u funkciji od maksimalnog ubrzanja i ubrzanja u trenutku puštanja. ....	83
<b>Slika 5.5.</b> Kriterijumska funkcija dobijena primenom Bajesovskog odlučivanja .....	84
<b>Slika 5.6.</b> Kriterijumska funkcija dobijena primenom <i>feed-forward</i> neuralne mreže .....	84
<b>Slika 5.7.</b> Elektromehanički programabilni transformator pokreta RehaAssistforWii. A) Slika uređaja sa Wii kontrolerom. B) Šematski prikaz uređaja .....	86
<b>Slika 6.1.</b> Robotski sistem koji omogućava asistenciju pri vežbanju u stimulišućem okruženju (A) i neke od metoda procene moguće korišćenjem sistema (B). ....	89
<b>Slika 6.2.</b> Robotska platforma R3-BEG koji omogućava vežbanje pokreta ruke uz asistenciju..	93
<b>Slika 6.3.</b> Blok dijagram MIMC regulatora primenjenog u prvoj fazi istraživanja. ....	94
<b>Slika 6.4.</b> Poređenje odskočnog odziva sistema (crna puna linija) i modela (crvena isprekidana linija) u otvorenoj sprezi: odziv brzine proksimalnog A) i distalnog B) zgloba; i odziv pozicije proksimalnog C) i distalnog D) zgloba. Preuzeto iz (Kostić et al, 2013b). ....	96
<b>Slika 6.5.</b> Poređenje praćenja sinusoidalne reference (plava linija) sistema (crna puna linija) i modela sistema (crvena isprekidana linija) u zatvorenoj povratnoj sprezi: A) signal upravljanja; B) kontrolisana promenljiva, brzina; C) pozicija.....	97
<b>Slika 6.6.</b> Praćenje referentnog signala brzine u zatvorenoj povratnoj sprezi, u prisustvu nemodelovane dinamike koju unosi interakcija sa pacijentom: A) Signali snimljeni na proksimalnom zglobu (ramenu); B) Signali snimljeni na distalnom zglobu (laktu). Prikazani su signali pokreta u kojima se ruka opruža, pošto je u njima veći uticaj dinamike pacijenta. Prikazani signal je tokom analize ( <i>offline</i> ) filtriran niskopropusnim <i>Butterworth</i> filtrom četvrtog reda, sa periodom odsecanja na 25Hz, kako bi se odstranio značajan uticaj šuma. ....	99
<b>Slika 6.7.</b> A) Blok dijagram algoritma za obučavanje neuralne mreže i B) dobijena neuralna mreža. ....	101
<b>Slika 6.8.</b> Blok dijagram neuralnog MIMC regulatora kojim se istovremeno upravlja sa oba aktuatora.....	102
<b>Slika 6.9.</b> Praćenje referentnog signala brzine u zatvorenoj povratnoj sprezi, sa regulatorom koji je u stanju da modeluje i dinamiku koju unosi interakcija sa pacijentom: A) Signali snimljeni na proksimalnog zglobu (ramenu); B) Signali snimljeni na distalnom zglobu (laktu). Prikazani su	



signali pokreta u kojima se ruka opruža, pošto je u njima veći uticaj dinamike pacijenta. Prikazani signal je tokom analize ( <i>offline</i> ) filtriran niskopropusnim <i>Butterworth</i> filtrom četvrtog reda, sa periodom odsecanja na 25Hz, kako bi se odstranio značajan uticaj šuma. ....	103
<b>Slika 6.9.</b> Na osnovu reprezentacije $F(i)$ merene sile $F_{\text{mereno}}(i)$ (gornji panel) i merenja trenutne brzine $v(i)$ (donji panel) određuje se ciljana vrednost PT, odnosno referentna brzina u sledećoj iteraciji. ....	105
<b>Slika H1.</b> Razvijeni robotski sistem R3-BEG. A) Planarni manipulandum postavljen na vertikalni klizač. B) Detalj motorizovanog zgloba sa frikcionom spojnicom i sensorom ugla. C) Detalj konstrukcije zgloba. Sistem sa dva spregnuta kuglična ležaja sprečava uvijanje segmenta upravno na osu rotacije u slučaju velikog opterećenja. ....	10
<b>Slika H2.</b> Planarni radni prostor R3-BEG robotskog sistema. ....	10
<b>Slika H3.</b> Prikaz senzorskog sistema. Senzorski sistem postavljen na manipulandum (levo); komponente sistema (centralno); raspored senzora 1-8 (desno). ....	13
<b>Slika H4.</b> Sila interakcije: A) koja se javlja usled relativnog kretanja ručke u odnosu na robota; B) koja se javlja usled naprezanja ručke radio-humeralnom. ....	15

# SADRŽAJ

STRUKTURA TEZE .....	1
HIPOTEZE .....	3
1 UVODNA RAZMATRANJA .....	4
1.1 Opšti uvod .....	4
1.1.1 Moždani udar.....	4
1.1.2 Rehabilitacija posle moždanog udara .....	5
1.1.3 Procena stanja pacijenta .....	6
1.1.4 Primena naprednih tehnologija u rehabilitaciji.....	6
1.2 Prikaz razvoja robotike u neurološkoj rehabilitaciji .....	7
1.2.1 Roboti za rehabilitaciju donjih ekstremiteta .....	8
1.2.2 Roboti za rehabilitaciju gornjih ekstremiteta.....	11
1.2.2.1 <i>Hand-object-hand rehabilitator</i> .....	14
1.2.2.2 <i>Bimanual lifting rehabilitator</i> .....	14
1.2.2.3 <i>MIME robot</i> .....	15
1.2.2.4 <i>Bi-Manu-Track</i> .....	15
1.2.2.5 <i>ARMin</i> .....	16
1.2.2.6 <i>NeReBot</i> .....	17
1.2.2.7 <i>GENTLEs</i> .....	18
1.2.2.8 <i>MIT-Manus</i> .....	18
1.2.2.9 <i>Braccio di Ferro</i> .....	19
1.2.3 Haptički uređaji .....	20
1.3 Pregled strategija upravljanja rehabilitacionim robotskim sistemima .....	22
1.3.1 Određivanje željene trajektorije.....	23
1.3.2 Strategije koje olakšavaju izvođenje pokreta .....	24
1.3.2.1 <i>Impedansno upravljanje</i> .....	25
1.3.2.2 <i>Asistencija zasnovana na kompenzaciji gravitacije</i> .....	26

1.3.2.3	<i>Adaptivna asistencija zasnovana na učinku</i> .....	27
1.3.3	Strategije koje otežavaju izvođenje pokreta .....	28
1.3.4	Strategije koje omogućavaju vežbanje u virtuelnoj realnosti .....	29
1.4	Zaključak .....	29
2	RAZVOJ METODE REPREZENTACIJE POKRETA.....	31
2.1	Reprezentacija pokreta <i>Probability Tube</i> .....	32
2.2	Geneza metode i validacija na pokretima zdravih ispitanika .....	33
2.3	Validacija metode ispitivanjem pokreta pacijenata.....	40
2.4	Upravljanje robotskim sistemom zasnovano na PT reprezentaciji pokreta .....	43
2.4.1	Model robotskog sistema.....	43
2.4.2	Strategija upravljanja.....	44
2.4.3	Testiranje strategije u okviru simulacije.....	46
2.4.4	Diskusija rezultata simulacije .....	48
2.4.5	Tehnički zahtevi za upravljanje .....	49
2.5	Zaključak .....	51
3	METODE ZA PROCENU SPOSOBNOSTI PACIJENTA PRIMENOM ROBOTSKIH SISTEMA .....	52
3.1	Kliničke mere .....	52
3.2	Kvantifikacija sposobnosti pokreta ruke primenom instrumentacije .....	54
3.3	Modified Drawing Test .....	57
3.4	Probability Tube Score.....	63
3.5	Merenje sposobnosti izvođenja pokreta .....	66
3.6	Zaključak .....	69
4	UTICAJ UKLJUČIVANJA VIDEO IGARA U PROCES REHABILITACIJE NA MOTIVACIJU .....	70
4.1	Klinička studija slučaja .....	71
4.2	Zaključak .....	79

5	Sistem za implementaciju komercijalnih igara u rehabilitaciju .....	80
5.1	Razvoj sistema zasnovanog na mehaničkoj platformi .....	81
5.2	RehaAssist for Wii .....	85
5.2.1	Potencijalna primena ovakvog sistema.....	87
5.3	Zaključak .....	88
6	RAZVOJ ROBOTSKOG SISTEMA KOJI UČI OD TERAPEUTA KAKO DA ASISTIRA PACIJENTIMA .....	89
6.1	Prilagođavanje dizajna robotskih sistema kliničkim uslovima .....	90
6.1.1.1	<i>Psihološki aspekt.....</i>	90
6.1.1.2	<i>Aspekt bezbednosti i pouzdanosti.....</i>	90
6.1.1.3	<i>Aspekt rehabilitacione opravdanosti.....</i>	91
6.2	Dizajn robotskog sistema .....	91
6.3	Razvoj nove strategije upravljanja robotskim sistemom.....	93
6.3.1	Upravljanje na prvom, aktuatorskom, nivou apstrakcije .....	93
6.3.1.1	<i>Vežbanje pacijenata sa sistemom upravljanim regulatorima zasnovanim na MIMC .....</i>	98
6.3.1.2	<i>Formiranje neuralnog MIMC regulatora .....</i>	100
6.3.1.3	<i>Adaptacija upravljanja od pokreta do pokreta .....</i>	102
6.3.2	Upravljanje na drugom, korisničkom, nivou apstrakcije .....	104
6.4	Zaključak .....	106
7	ZAKLJUČAK I BUDUĆI RAD .....	107
8	LITERATURA .....	111

# STRUKTURA TEZE

U prvoj glavi opisani su uzroci i posledice moždanog udara, kao i njegove manifestacije na motornu kontrolu gornjih ekstremiteta. Dat je pregled terapijskih metoda koje se primenjuju u standardnoj kliničkoj praksi za rehabilitaciju gornjih ekstremiteta. Detaljno su razmotreni robotski sistemi namenjeni rehabilitaciji pacijenata, kao i strategije upravljanja ovakvim robotskim sistemima.

U drugoj glavi prikazana je metoda za reprezentaciju pokreta ruke, originalno razvijena u okviru ovog istraživanja. Prikazan je razvoj metode na osnovu merenja izvršenih na zdravim ispitanicima, kao i validacija metode u kliničkom okruženju, izvršena na osnovu merenja pokreta pacijenata koji su preživeli moždani udar. Dat je predlog upravljanja zasnovanog na ovoj reprezentaciji pokreta, testiran na simulaciji robotskog sistema.

U trećoj glavi razmatran je problem kvantifikacije stanja motorne kontrole pacijenata. Izložene su tri metode za objektivnu procenu stanja pacijenata: *Modified Drawing Test*, koja omogućava procenu kontrole manipulacije ruke; *Probability Tube Score*, koja omogućava procenu sposobnosti pacijenta da izvede zadati pokret u prisustvu transparentnog uređaja za merenje i/ili asistenciju pokreta; i metoda koja omogućava procenu sposobnosti pacijenta da izvede zadati pokret u prisustvu krutog uređaja za asistenciju pokreta. Sve tri metode validirane su eksperimentalno, u merenju sa pacijentima čiji rezultati su izloženi u ovoj glavi.

U četvrtoj glavi prikazano je bazično istraživanje uticaja uvođenja video igara u proces rehabilitacije na motivaciju pacijenata za vežbanjem.

Peta glava razmatra mogućnost implementacije komercijalnih video igara za konzolu Nintendo Wii u proces rehabilitacije. Prikazan je razvoj specifične reprezentacije pokreta koja rehabilitacionom robotskom sistemu omogućava igranje video igre uz pomoć mehaničkog pantografa. Nakon toga, predstavljen je razvoj metode i uređaja koji primenjujući reprezentaciju pokreta opisanu u drugoj glavi, pacijentu omogućavaju igranje Wii igara tokom vežbanja sa bilo kojim rehabilitacionim robotskim sistemom.

U šestoj glavi prikazan je rehabilitacioni robotski sistem koji uči od terapeuta kako da pomaže pacijentu. Razmotreni su aspekti ključni za razvoj rehabilitacionog robotskog sistema, na osnovu čega je razvijen uređaj, kao i metoda upravljanja. Razvijena metoda upravljanja prikazana je na dva nivoa apstrakcije (aktuatorskom i korisničkom).

U sedmoj glavi predstavljeni su zaključci istraživanja obuhvaćenog ovom tezom i dati su predlozi za budući rad.

# HIPOTEZE

Robotski sistem koji je prilagođen potrebama pacijenta, a kod koga su trajektorije koje se vežbaju slične trajektorijama koje se vežbaju sa terapeutom doprinosi restoraciji pokreta ruke i funkcionalnom oporavku pacijenata posle moždanog udara.

Integracija motivišuće povratne sprege u proces vežbanja doprinosi oporavku i ubrzava proces restoracije pokreta osoba posle moždanog udara.

Kako bi se potvrdile polazne hipoteze, istraživanje predstavljeno u ovoj disertaciji daće odgovor na sledeća naučna pitanja:

1. Da li je moguće razviti metodu za transfer znanja sa terapeuta na robota za asistenciju pokreta, odnosno definisanje željene trajektorije putem demonstracije?
2. Da li je korišćenjem robotskih sistema i razvijenih metoda reprezentacije pokreta moguće unaprediti objektivno merenje kvaliteta izvođenja pokreta, odnosno kvantifikaciju trenutnog stanja i oporavka pacijenta?
3. Da li vežbanje pokreta u okviru stimulativne video igre doprinosi unapređenju motivacije za vežbanjem?
4. Da li je moguće razviti sistem koji pruža povratnu informaciju o uspešnosti vežbanja i unapređuje motivaciju pacijenata korišćenjem komercijalnih video igara?
5. Da li je moguće razviti strategiju upravljanja robotskim sistemom koja ispunjava terapeutske zahteve, a tehnički je dovoljno jednostavna da se može implementirati u kliničkom okruženju?
6. Da li je moguće realizovati sistem koji integriše vežbanje uz robotsku asistenciju sa stimulišućim video igrama i drugim tehnologijama koje se primenjuju u rehabilitaciji, a obezbeđuju vežbanje funkcionalnih pokreta?

# 1 UVODNA RAZMATRANJA

## 1.1 OPŠTI UVOD

### 1.1.1 *Moždani udar*

Moždani udar se definiše kao poremećaj moždane funkcije koji nastaje usled odumiranja velikog broja moždanih ćelija u određenoj regiji mozga i može biti posledica nedostatka dotoka krvi u pogođenu regiju (ishemija), ili izliva krvi u moždano tkivo pogođene regije (hemoragija). Kliničke manifestacije moždanog udara su: oduzetost pojedinih delova tela, koja se najčešće javlja unilateralno; poremećaj govora; smanjenje koordinacije pokreta; razni psihički ispadi; poremećaji u svesti; dok čak u trećini slučajeva moždani udar rezultuje smrću (Ministarstvo zdravlja RS, 2012).

Prema podacima Američke asocijacije za kardiovaskularna oboljenja, moždani udar je najčešći uzrok invaliditeta i jedan od najčešćih uzroka mortaliteta. Ovo oboljenje je veoma učestalo, a prema podacima iste institucije u SAD, svake godine javi se oko 260 primarnih moždanih udara na 100.000 stanovnika (Roger et al, 2012), dok je u Srbiji ovaj broj čak 300 (Institut za javno zdravlje Republike Srbije, 2011). S obzirom na to da se verovatnoća moždanog udara značajno povećava kod starije populacije, očekuje se da će ovaj problem postajati sve veći u razvijenim zemljama u kojima postoji primetno starenje stanovništva.

Moždani udar nije homogeno oboljenje, već utiče na motorne, kognitivne, senzorske i somatosenzorske sisteme u organizmu. Veličina i vrsta oštećenja prouzrokovanih moždanim udarom zavise od vrste moždanog udara, lokacije i veličine zahvaćene regije mozga, kao i od stanja pacijenta pre moždanog udara. Rehabilitacione intervencije koje su od interesa u ovom istraživanju su intervencije namenjene poboljšanju motorne kontrole i funkcionalnosti gornjih ekstremiteta.

Razvoj metoda za unapređenje terapijskog procesa osoba koje su preživele moždani udar je u fokusu istraživanja prikazanog u ovoj tezi. Iz tog razloga, u daljem tekstu pod terminom "pacijent" podrazumevaće se osoba koja je preživela moždani udar, dok će se pod terminom "zdravi ispitanik" podrazumevati osoba bez poznatih senzorno-motornih oštećenja.



### **1.1.2 Rehabilitacija posle moždanog udara**

Neurorehabilitacija podrazumeva metode i tehnologije koje unapređuju efikasnost očuvanih neuromuskularnih struktura, radi poboljšanja oporavka funkcionalnosti narušenih neuralnim oštećenjem. Ovaj proces omogućen je redundantnom strukturom centralnog nervnog sistema koji ima sposobnost plasticiteta, odnosno reorganizacije koja omogućava učenje novih veština (Popović i Sinkjaer, 2003). Osnovni princip neurorehabilitacije je unapređenje procesa motornog učenja pružanjem dodatnih informacija i nadražaja koji u normalnim okolnostima nisu na raspolaganju senzornom i motornom sistemu.

Rehabilitacija osoba koje su preživele moždani udar podrazumeva intenzivnu saradnju pacijenta i terapeuta, i najčešće zahteva multidisciplinarni pristup u kome su angažovani fizijatri, fizikalni terapeut, radni terapeuti i logopedi. Terapija podrazumeva širok spektar rehabilitacionih aktivnosti za koje se veruje da pospešuju motorno učenje i unapređuju različite segmenata motorne kontrole. Postoji više terapijskih sistema zasnovani na kinezi terapiji kao što su *Bobath* (Lennon, 1996) i *Brunnstrom* (Brunnstrom, 1970) u kojima terapeut uči pacijenta kako da ponovo koristi više oštećenu stranu. Pored ovih metoda postoje i metode u kojima pacijent sam sebe uči pokretima, kao što je i *Constraint induced therapy* (Taub et al, 1999). U ovom pristupu sprečava se zanemarivanje oštećene strane tela, time što se njena aktivnost podstiče fizičkim sputavanjem zdrave (manje oštećene) ruke. Ovi pristupi nisu međusobno isključiva, i često se primenjuju zajedno.

Prema analizama sprovedenim u *Cochrane* studijama sa fokusom na repetitivno vežbanje (French et al, 2009), asistivno vežbanje (Winter et al, 2012) i vežbanje korišćenjem naprednih tehnologija (Mehrholtz et al, 2012; Laver et al, 2011), postoji veliki broj različitih terapijskih metoda, od kojih se ni jedna ne izdvaja kao značajno superiorna. Jedno od tumačenja ovakvih zaključaka jeste da je to posledica velike heterogenosti pacijenata, i da je zbog toga neophodno razvijati metode koje omogućavaju individualni pristup svakom slučaju (Prieto et al, 2013).

Iako još uvek nije potpuno jasno na koji način je potrebno organizovati vežbanje pacijenata, postoje studije koje ukazuju na to da vežbanje funkcionalnih pokreta u okviru konkretnih zadataka unapređuje oporavak pacijenata (Dean i Shepherd, 1997; Bayona et al, 2005; Winstein i Wolf, 2009; Rensink et al, 2009), kao i da je oporavak pozitivno korelisan sa kvantitetom vežbi (Reinkensmeyer i Housman, 2007; Kwakkel, 2009).

Kako bi se terapija uskladila sa individualnim potrebama pacijenta, neophodno je kontinualno pratiti stanje pacijenta, težinu oštećenja, napredak pacijenta, itd.

### **1.1.3 Procena stanja pacijenta**

Važan aspekt rehabilitacije je procena trenutnog funkcionalnog stanja pacijenta. U ovom istraživanju od interesa su metode za procenu kvaliteta motorne kontrole i funkcije gornjih ekstremiteta. Kako bi se izvršila procena ovih parametara, u kliničkoj praksi koriste se klinički testovi kao što su Fugl-Meyer skor (Fugl-Meyer 1974), Ashworth skala (Pandyan et al, 1999) i *Action Research Arm Test* (ARAT) (Van der Lee, 2001), itd. Ovi testovi podrazumevaju da pacijent izvede određeni broj ponavljanja nekog zadatka u ograničenom vremenu, izvrši zadati pokret najbolje što može, ili se izmeri maksimalni pasivni opseg pokreta nekog zgloba uz pomoć terapeuta. Ovakvi testovi mogu predstavljati napor ili nelagodnost za pacijenta, ponekad oduzimaju dosta vremena i u velikoj meri se zasnivaju i na subjektivnoj proceni terapeuta. Subjektivni sud terapeuta, iako značajan, smanjuje ponovljivost rezultata testa. Ovi testovi, kao i alternativne metode, detaljnije su obrađeni u poglavljima 3.1 i 3.2.

### **1.1.4 Primena naprednih tehnologija u rehabilitaciji**

U restoraciji motorne kontrole nakon moždanog udara koristi se funkcionalna električna stimulacija (FES) koja omogućava kontrolu oduzetih ekstremiteta (Vodovnik et al, 1967). Ova metoda omogućava kontrolisanu neuralnu aktivnost doziranom aktivacijom neuromotorne zone od interesa (Popović et al, 2010). FES se koristi kao osnov neuralnih proteza za generisanje hvata (Saxena et al, 1995), a pokazala se efikasnom i u rehabilitaciji osoba koje su preživle moždani udar (Popović et al, 2003, Ring i Rosenthal, 2005). Primenom FES moguće je inicirati kontrakciju mišića, odnosno određene motorne grupe. Intenzitet realizovane kontrakcije proporcionalan je količini dovedenog naelektrisanja, ali zavisi i od zamora mišićnih vlakana.

Određeni problemi koji se javljaju u rehabilitaciji i proceni stanja pacijenata svode se na ponovljivost, koja nije svojstvena ljudima. Sa druge strane, po definiciji, roboti su uređaji koji omogućavaju visok stepen ponovljivosti izvršavanja određenih operacija i u industriji se već decenijama koriste da odmene ljude u repetativnim manuelnim poslovima. Iz tog razloga, pre nepune tri decenije javila se ideja da bi roboti mogli biti odgovarajući alat za unapređenje ovih aspekata rehabilitacije. Od tada postoji težnja da se kroz korišćenje naprednih tehnologija omogući pojednostavljenje terapijskih procesa, kao i estimacija stanja pacijenta.

Devedesetih godina započeta su istraživanja sa ciljem unapređenja rehabilitacije primenom robotskih sistema, virtualne realnosti i instrumentacije za merenje. Osnovna ideja bila je osloboditi terapeute od repetativnih zadataka i omogućiti pacijentima asistivno vežbanje i veliki broj ponavljanja određenog pokreta uz pomoć automatizovanog robotskog sistema (Hogan et al, 1992). Rađena su istraživanja sa virtualnom realnošću koja je omogućavala pacijentima da u simulacijama svakodnevnih situacija vežbaju pokrete bez opasnosti od povrede ili materijalne štete (Burdea, 2003), a razvijene su i metode za objektivno merenje sposobnosti pacijenta, kao što su mere kinematike pokreta ili praćenje uglova zglobova (Popović i Popović, 1994).

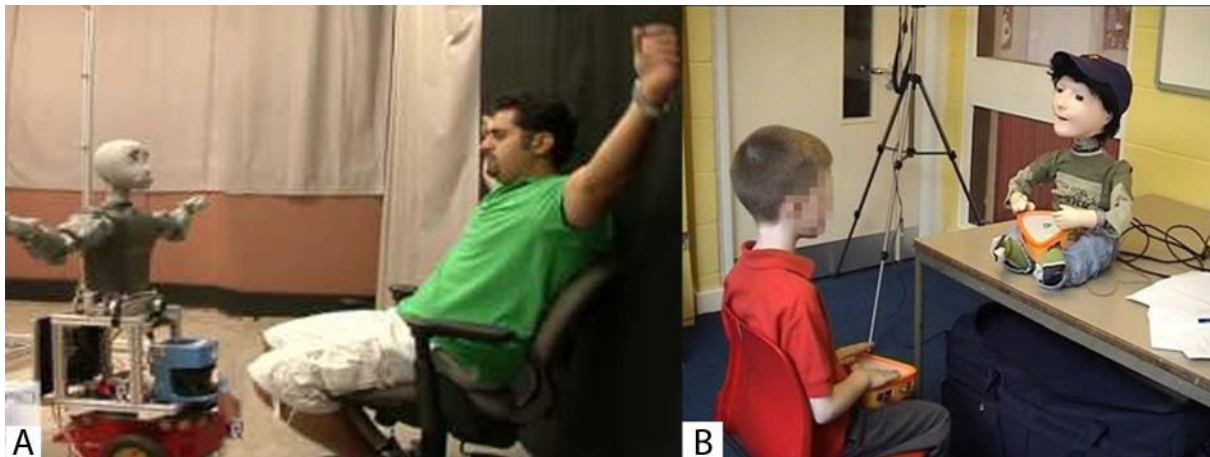
Danas postoji veliki broj robotskih sistema koji omogućavaju primenu raznih rehabilitacionih tehnika, kao i procenu sposobnosti pacijenata. Većina robotskih sistema omogućava integrisanje virtualne realnosti ili video igara u vežbanje, kako bi se povećala motivacija pacijenata i omogućila povratna informacija o kvalitetu izvedenog pokreta i napretku. Iako primena ovakvih metoda i dalje nije odgovorila na sve zahteve rehabilitacije, postoje jasne indikacije da one mogu značajno da unaprede ovaj proces (Mehrholtz et al, 2012; Laver et al, 2011). Razvoj rehabilitacionih robota i upravljačkih strategija primenjenih za različite rehabilitacione režime prikazani su u narednim glavama.

## **1.2 PRIKAZ RAZVOJA ROBOTIKE U NEUROLOŠKOJ REHABILITACIJI**

Danas postoji veliki broj različitih robotskih sistema za rehabilitaciju. Oni mogu da se klasifikuju prema načinu na koji učestvuju u terapiji, prema nameni koju imaju, kao i prema robotskoj konstrukciji. Prema načinu na koji učestvuju u terapiji, moguće je napraviti podelu na beskontaktno robote i robote koji učestvuju u terapiji kroz fizičku interakciju.

Beskontaktni roboti nisu predmet ovog istraživanja, ali su opisani ukratko radi celovitosti pregleda. Svrha ovakvih robota je da pomažu pacijentima tako što ih tokom vežbanja nadgledaju, bodre, ili im pružaju primer kako treba izvršavati određene pokrete. Ista funkcionalnost mogla bi se postići i samo pomoću softvera (veštačke inteligencije) koji bi komunicirao sa pacijentima putem računarskih periferija (ekran, zvučnici, web kamera, mikrofoni), te se može postaviti pitanje da li je za ovu primenu potrebno koristiti robote. Međutim, postoje dokazi da je efekat ovakve asistencije mnogo viši kada je veštačka inteligencija "otelotvorena" (Matarić et al, 2007), nego kada pacijenti komuniciraju sa virtuelnim prikazom na ekranu računara. Pored namene za

podizanje motivacije i nadgledanja vežbanja pacijenata sa hemiparezom, ovi roboti se mogu koristiti i u rehabilitaciji osoba sa autizmom (Ricks i Colton, 2010). Primeri ovih robota su Bandit (Fasola i Matarić, 2013), i Kaspar (Robins et al, 2013), koji pojednostavljenim facijalnim ekspresijama, nedvosmislenim porukama i jednostavnim pokretima udova podstiču vežbanje pacijenta. Ovi roboti prikazani su na slici 1.1.



**Slika 1.1** Beskontaktni roboti korišćeni u rehabilitaciji. A) Bandit, Univerzitet Južne Kalifornije, Los Angeles, SAD; B) Kaspar, Univerzitet Hertfordshire, Velika Britanija

Roboti od interesa za ovo istraživanje su sistemi koji učestvuju u terapiji putem fizičke interakcije sa ekstremitetom pacijenta. U zavisnosti od namene, ovi roboti dele se na robote za donje ekstremitete i robote za gornje ekstremitete, dok se prema konstrukciji dele na robote koji deluju u krajnjoj tački (end-effector) i robote koji deluju na kretanje svakog segmenta ekstremiteta (egzoskelete).

### **1.2.1 Roboti za rehabilitaciju donjih ekstremiteta**

Izlaganje ne bi bilo kompletno bez prikaza sistema za rehabilitaciju donjih ekstremiteta. Iako nisu fokus ovog istraživanja, ovi robotski sistemi su ukratko predstavljeni.

Oporavak donjih ekstremiteta pacijenata, odnosno omogućavanje samostalnog kretanja jedan je od prioriteta rehabilitacije. Osnovni problem u rehabilitaciji donjih ekstremiteta pacijenata je što oni nisu u mogućnosti da održavaju ravnotežu, niti da samostalno hodaju. U tradicionalnoj kliničkoj praksi, terapija podrazumeva da terapeut hoda zajedno sa pacijentom, pružajući mu oslonac, kao što je prikazano na slici 1.2. Sa stanovišta biomehanike, ovo je izuzetno nepovoljan

položaj za terapeuta, koji može da dovede do povrede i često rezultuje hroničnim bolom u donjem delu leđa.



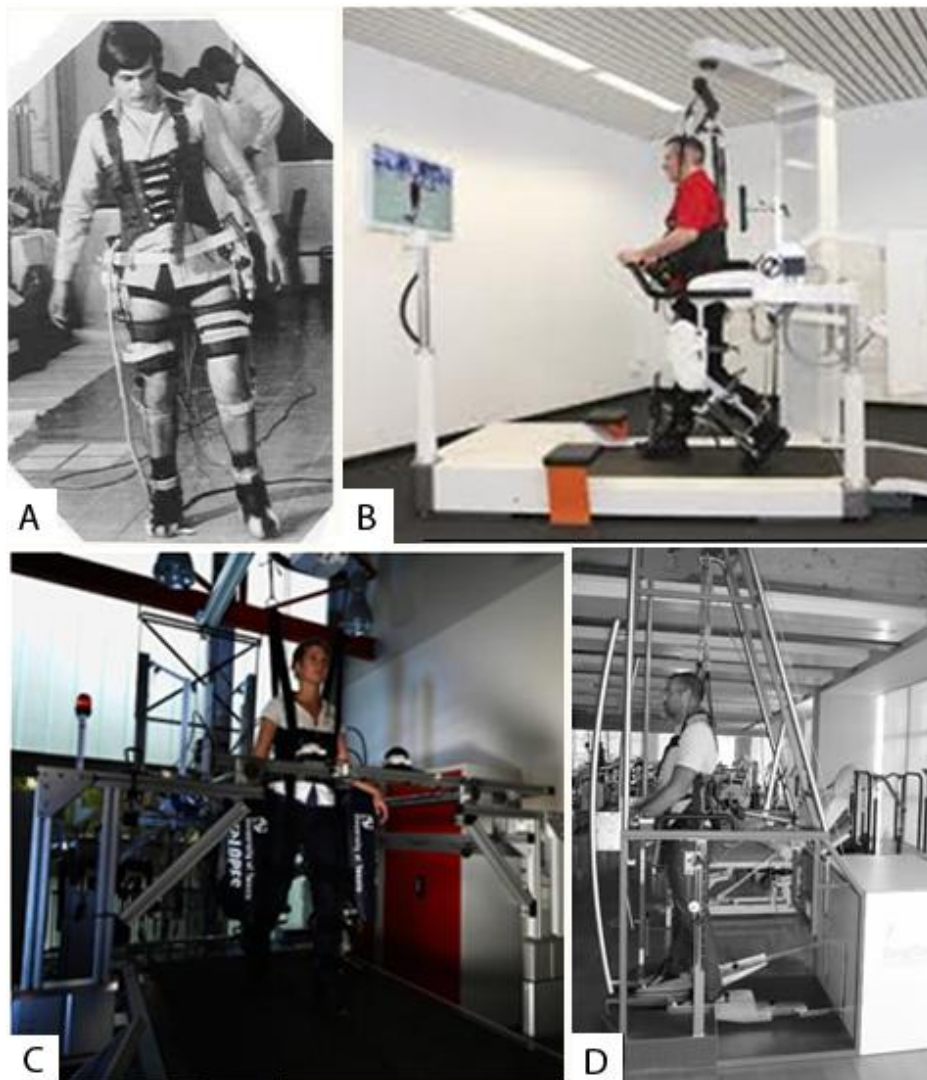
**Slika 1.2.** Pacijent i terapeut tokom sesije vežbanja hoda. Slika preuzeta od Dr S. Hesse, Free University, Berlin, Nemačka

Iz ovog razloga, robotski sistemi namenjeni rehabilitaciji donjih ekstremiteta pre svega pružaju stabilnost i kompenzaciju težine pacijenta. Ovo je najčešće rešeno tako što je karlica pacijenta obezbeđena sistemom kaiševa, koji po potrebi deluju vertikalnom silom na gore. Pored toga, ovi sistemi aktivno pomeraju donje ekstremitete pacijenta prema nekom zakonu upravljanja.

Ovi robotski sistemi najčešće su realizovani u formi egzoskeleta, koji su po prvi put uspešno realizovani u Beogradu, u institutu Mihailo Pupin u grupu profesore Miomira Vukobratovića 1969. godine (Vukobratović et al, 1974). Jedan od originalnih prototipa prikazan je na slici 1.3 A. Moderni uređaji kao što su Lokomat (Hilder et al, 2009) i Lopes (Veneman et al, 2007) prikazani su na slici 1.3, B i C.

Pored egzoskeleta postoje i sistemi koji deluju samo na stopalo, kao što je Advanced Gait Trainer (Hesse i Uhlenbrock, 2000) (slika 1.3, D). Uprkos zapaženom komercijalnom uspehu ovih uređaja, dosadašnje kliničke studije prikazane u Cohraine izveštajima (Mehrholz et al, 2007; Mehrholz et al, 2013) pokazuju da iako postoji potencijalni benefit, pogotovo u slučaju primene u akutnoj fazi, primena ovih uređaja u rehabilitaciji još uvek nije dostigla efikasnost standardne terapije u elementarnim merama kao što su brzina i dužina samostalnog hoda. Zajedničko za ove sisteme je da ne omogućavaju pacijentu kretanje u prostoru, već je hodanje

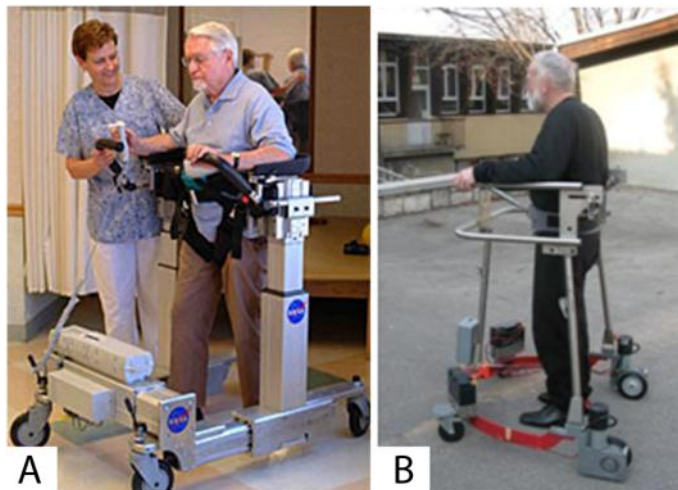
realizovano kretanjem podloge. Ovakav način kretanja nije potpuno analogan hodanju, što je možda glavni ograničavajući faktor uspešnosti ovakve terapije.



**Slika 1.3.** Robotski uređaji za rehabilitaciju donjih ekstremiteta A) Egzoskelet razvijen u Beogradu; B) Lokomat, Hocoma, Švajcarska; C) LOPES, Univerzitet Tvente, Holandija; D) Advanced Gait Trainer, Free Univerzitet, Berlin, Nemačka.

Na slici 1.4 prikazano je alternativno rešenje. Ovakvi uređaji, poznati kao hodalice, kreću se zajedno sa pacijentom pružajući mu stabilnost. Hodalice u sebi mogu imati implementirane i aktuatore koji omogućavaju pokretanje karlice na način koji odgovara zdravom hodu, kao i fleksiju kuka, a mogu biti korišćene i u kombinaciji sa FES terapijom. Jedan ovakav sistem razvijen u okviru aktivnosti Laboratorije za biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu, nazvan *Walkaround*, prikazan je na slici 1.4B (Veg i

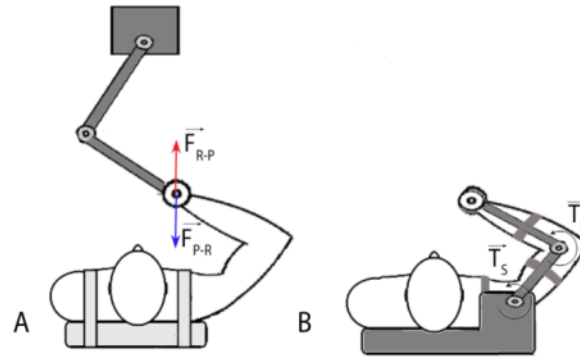
Popović, 2008). Ovaj uređaj može se smatati nastavkom napora Beogradske grupe da unapredi rehabilitaciju hoda korišćenjem hibridnih sistema koji obuhvataju mehaničku asistenciju i funkcionalnu električnu stimulaciju (Popović et al, 1989; Popović i Schwirtlich, 1990).



**Slika 1.4.** Uređaji za asistenciju pri hodu, hodalice. A) NASA *Secure Ambulation Module* (S.A.M) ([http://techtransfer.gsfc.nasa.gov/ss\\_sam.shtm](http://techtransfer.gsfc.nasa.gov/ss_sam.shtm)) B) *Walkaround*, sistem razvijen na Beogradskom univerzitetu.

### **1.2.2 Roboti za rehabilitaciju gornjih ekstremiteta**

Roboti za rehabilitaciju gornjih ekstremiteta su terapijski uređaji koji pomažu ili pružaju podršku pokretima ruke ili šake. Ovi roboti mogu se podeliti prema tome da li na ruku deluju u jednoj tački (manipulandum) ili u više tačaka (egzoskeleti ili upareni manipulandum), kao što je prikazano na slici 1.5. Sistemi koji deluju u jednoj tački najčešće realizuju upravljanje kretanje krajnje tačke tuke (end point control), dok sistemi koji deluju u više tačaka imaju mogućnost da utiču na momente pojedinačnih zglobova, čime se postižu preciznija kontrola i širi spektar terapijskih modaliteta. Sa druge strane, oni zahtevaju postavljanje na pacijenta, što značajno komplikuje proceduru u odnosu na manipulandume kod kojih pacijent samo drži ručku. Egzoskeleti takođe imaju manju univerzalnost, jer zahtevaju podešavanje dužina segmenta, a postoji i problem nekoaksijalnosti mehaničkih (monocentričnih) i anatomskih (policentričnih) zglobova koji je u svakodnevnom korišćenju praktično nerešiv na efikasan način.



**Slika 1.5.** Osnovne vrste robotskih sistema za rehabilitaciju ruke. A) Manipulandum, koji na ruku deluje silom interakcije ( $F_{R-P}$ ) u jednoj tački; B) Egzoskelet, koji momentima ( $T_S$  i  $T_E$ ) deluje na pojedinačne zglobove.

Osim podele na manipulandume i egzoskelete, robotski sistemi za gornje ekstremitete mogu se podeliti i na pasivne ili aktivne, u zavisnosti od načina na koji utiču na pokret. Pasivni sistemi samo pružaju podršku pokretima ruke tako što vrše gravitacionu kompenzaciju ili redukuju broj stepeni slobode. Ovi uređaji su najčešće realizovani putem sistema opruga, poluga i tegova povezanih u laku konstrukciju male inercije, kako bi minimalno ometali izvođenje pokreta. Primeri ovakvih sistema su Armeo Spring, i Swedish Helparm. Osim ovih sistema koji utiču na pokret, postoje i sistemi čija je osnovna namena merenje kinematike uz minimalan uticaj na pokret. Zbog toga su ovakvi sistemi napravljeni tako da imaju minimalnu inerciju, a nekada poseduju i sisteme opruga spregnutih na način da kompenzuju sopstvenu inerciju sistema. Primer ovakvog sistema je ReJoyce koji pored merenja kinematike omogućava i vežbanje funkcionalnih pokreta (otključavanje vrata, pomeranje kvake, otvaranje tegle i sl.) u virtuelnoj realnosti pomoću multifunkcionalnog nastavka.





**Slika 1.6.** Pasivni robotski sistemi za rehabilitaciju gornjih ekstremiteta. A) Armeo Spring, Hocoma, Švajcarska; B) Swedish Helparm, Kinsman Enterprises, Švedska; C) ReJoyce, Univerzitet Alberta, Kanada.

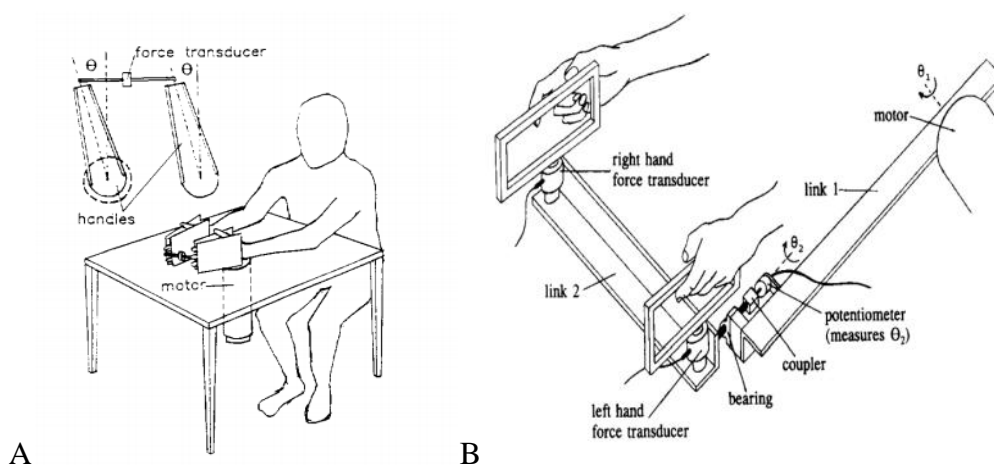
Aktivni robotski sistemi, za razliku od pasivnih, koriste aktuator (elektromotore, pneumatske aktuator, hidrauličke aktuator, itd.) čime je omogućen širi spektar terapijskih modaliteta u kojima mogu biti primenjeni. Prema implementiranom algoritmu upravljanja, istorijski gledano, mogu se izdvojiti tri režima rada aktivnih robotskih sistema: 1) pasivni, kod kog uređaj pruža podršku pokretu tako što kompenzuje gravitaciju ili redukuje broj stepeni slobode ruke; 2) režim asistencije pokreta u otvorenoj sprezi, u kome robot vodi ruku pacijenta prema predefinisanim pokretu; 3) i interaktivni režim u kome je aktivnost robota funkcija aktivnosti pacijenta, pri čemu robot može pomagati ili smetati pokret (Riener et al, 2005). Poslednji režim je najkompleksniji jer zahteva precizna merenja kinematike i sile interakcije, kao i sofisticirane algoritme upravljanja, ali pruža najveću fleksibilnost u korišćenju. S obzirom da su aktivni roboti u fokusu ovog istraživanja, u ovom poglavlju dat je pregled postojećih sistema. Najzastupljeniji algoritmi upravljanja koji se primenjuju u rehabilitacionoj robotici su detaljnije obrađeni u narednom poglavlju, poglavlju 1.3.

### 1.2.2.1 Hand-object-hand rehabilitator

Jedan od prvih interaktivnih robota namenjenih rehabilitaciji opisanih u literaturi je "hand-object-hand rehabilitator" projektovan na Univerzitetu Berkeley, CA, SAD (Lum et al, 1993). Uređaj se sastoji od dve vertikalne ručke, postavljene na površinu stola, koje mogu da se okreću oko ose koaksijalne sa ručnim zglobovima pacijenta, kao što je prikazano na slici 1.7A. Obe ručke su opremljene sensorima za merenje sile stiska pacijenta. Pored toga, potencimetrima se meri pozicija svake ručke. Jedna ručka je motorizovana, te je pacijentima omogućeno vežbanje bimanuelnih zadataka, uz mogućnost pružanja asistivne sile oštećenoj ruci.

### 1.2.2.2 Bimanual lifting rehabilitator

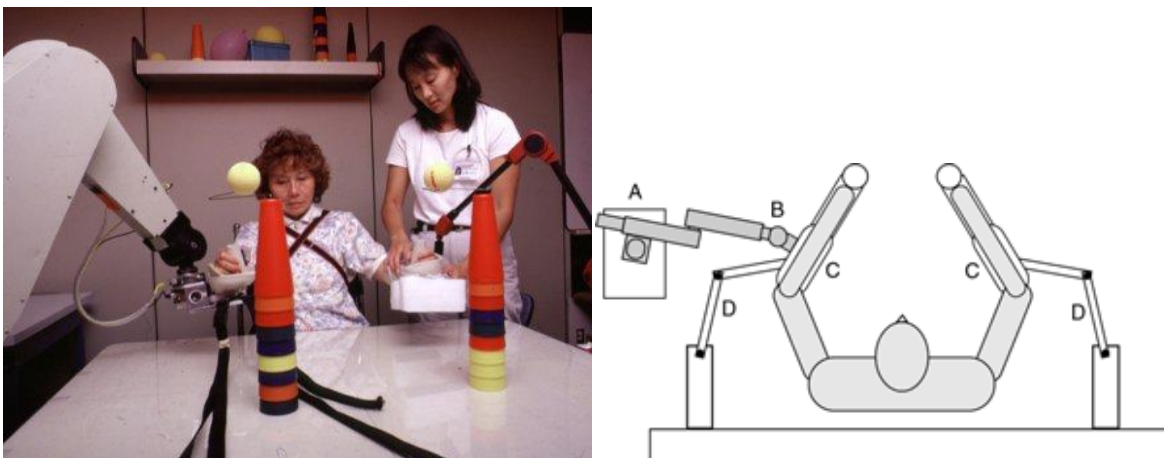
Ista grupa sa Univerziteta Berkeley razvila je i uređaj pod nazivom "Bimanual lifting rehabilitator" (Lum et al, 1995). Ovaj uređaj omogućava merenje pokreta pri zadatku podizanja velikih i teških predmeta, kao što je tacna sa čašama. Uređaj je motorizovan, tako da može da pruža sile asistencije ili smetnje. Ovaj uređaj prikazan je na slici 1.7 B. Obe ručke uređaja opremljene su sensorima sile, a postoje i senzori za merenje odstupanja segmenta b od horizontalne ravni, kako bi se merilo nagibanje. Ovaj uređaj namenjen je za zadatak dvoručnog podizanja bez nagibanja, pri čemu, u zavisnosti od primenjenog programa, robot može da pomaže ili otežava izvođenje zadatka. Ova grupa nije prikazala kliničke rezultate sa ova dva uređaja, ali na osnovu iskustava u njihovom razvoju nastao je uređaj "MIME" (*mirror image movement enabler*) (Burgar et al, 2000).



**Slika 1.7.** Rani uređaji razvijeni na Univerzitetu Berkeley, SAD. A) hand-object-hand rehabilitator; B) bimanual lifting rehabilitator. Preuzeto iz (Lum et al, 1995)

### 1.2.2.3 *MIME robot*

Ovaj uređaj koristi industrijski PUMA (**P**rogrammable **U**niversal **M**anipulation **A**rm) robot sa šest stepeni slobode kojim se mogu primeniti sile na podlakticu pacijenta dok drži ručku robota, kao [to je prikazano na slici 1.8A (Lum et al, 2006). Ovakva postavka omogućava veliki radni prostor u kome robot može da pomaže pokrete ruke. Robot je opremljen šestoosnim sensorom sile, kao i sensorima pozicije koji omogućavaju četiri različita režima upravljanja, uključujući praćenje pozicije i impedansnu kontrolu. Osnovna namena ovog robota jeste preslikavanje pokreta manje oštećene ruke u pokrete više oštećene ruke. Pored dela za više oštećenu ruku, postoji i pasivni deo, opremljen sensorima pozicije, kojima se mere pokreti manje oštećene ruke. Šematski prikaz sistema dat je na slici 1.8B. U ovakvom bimanuelnom režimu održava se centralna simetrija obe podlaktice tako što se sensorima pozicije meri pokret manje oštećene ruke, što se dovodi kao referenca regulatoru pokreta robota. Ovaj uređaj testiran je u klinici, u okviru većeg broja studija, u kojima je učestvovalo preko 80 ispitanika (Lum et al 2002; Lum et al, 2006; Burgar et al., 2011).



**Slika 1.8.** MIME robot, prikazan sa pacijentom (A) i šematski prikaz sistema (B)

### 1.2.2.4 *Bi-Manu-Track*

Još jedan uređaj koji omogućava bimanuelno vežbanje, prikazan na slici 1.9, razvijen je na Freie Universität Berlin, Nemačka (Hesse et al, 2003). Ovaj uređaj ima dve ručke sa jednim stepenom slobode (rotacijom) koji, u zavisnosti od režima rada, omogućava vežbanje pronacije i supinacije, ili fleksije i ekstenzije ručnog zgloba. Uređaj je opremljen sensorima sile i pozicije koji omogućavaju različite režime kontrole, uključujući kontrolu pozicije i impedansnu kontrolu.

Zbog svoje jednostavnosti, uređaj je dobro prihvaćen od strane pacijenata i terapeuta, što je potvrđeno inicijalnom studijom u kojoj je učestvovalo 12 pacijenata. Uređaj se razvio u komercijalni proizvod "Bi-Manu-Track". Rezultati kliničke studije sprovedene 2005. godine, u kojoj je učestvovalo 44 ispitanika, pokazuju pozitivne efekte korišćenja ovakvog uređaja (Hesse et al, 2005).



**Slika 1.9.** Bi-Manu-Track u položaju za vežbanje fleksije/ekstenzije (A) i u položaju za vežbanje pronacije/supinacije (B).

#### 1.2.2.5 ARMin

ARMin je egzoskeletni robotski sistem za rehabilitaciju, razvijen na univerzitetu ETH Cirihi, Švajcarska (Nef i Riener, 2005). Ovaj uređaj ima četiri aktivna stepena slobode, realizovana preko dva zglobova. Proksimalni zglob je fiksiran iznad ramena pacijenta, dok je distalni zglob postavljen paralelno sa laktom ispitanika kao egzoskelet. Robot poseduje višesne senzore sile i četiri senzora pozicije koji omogućavaju kontrolu u različitim režimima, među kojima je i impedansni režim kontrole. Konstrukcija robota je takva da ima malu unutrašnju dinamiku. Pre nekoliko godina ovaj uređaj je komercijalizovan u okviru kompanije Hocoma kao proizvod ArmeoPower.



**Slika 1.10.** Uređaj ArmeoPower (Hocoma, Švajcarska), komercijalna verzija ARMin uređaja (ETH Cirihi, Švajcarska).

#### 1.2.2.6 *NeReBot*

NeReBot je rehabilitacioni robotski sistem, razvijen na Univerzitetu u Padovi, Italija (Masiero et al, 2011). Ovaj uređaj omogućava kretanje u trodimenzionalnom prostoru, pomoću sistema kablova voženih elektromotorima. Specifično za ovaj uređaj je da pruža mogućnost rehabilitacije gornjih ekstremiteta u akutnoj fazi oporavka od moždanog udara, jer podržava vežbanje i u sedećem i u ležećem položaju. Od šest stepeni slobode koliko ima ovaj uređaj, samo tri stepena slobode su kontrolisana aktuatorima, čime je postignuta velika fleksibilnost pri vežbanju. Međutim, mana ovakvog pristupa je nemogućnost postizanja pune kontrole pokreta.



**Slika 1.11.** NeReBot uređaj korišćen u ležećem položaju.

### 1.2.2.7 GENTLEs

Sistem razvijen u okviru evropskog GENTLEs projekta (Amirabdollahian et al, 2007) zasniva se na haptičkoj platformi sa tri stepena slobode, Haptic Master (Van der Lide et al, 2002). U ovom sistemu Haptic Master pokreće ruku pacijenta preko fleksibilnog fiksatora za ručni zglob, dok je lakat ruke podupret pasivnim sklopom, kako bi se izbegla neodređenost prostorne pozicije lakta. Senzori sile i pozicije implementirani su ovog robota, što je omogućilo primenu admitansnog zakona upravljanja. Korišćenje haptičke platforme omogućava veliku fleksibilnost rehabilitacionih strategija. Haptičke strategije su detaljnije opisane u poglavlju 1.2.3.



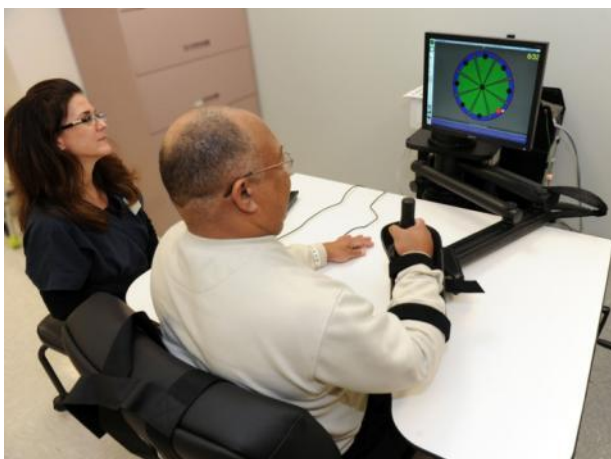
**Slika 1.12.** Rehabilitacioni robotski sistem GENTLEs, zasnovan na Haptic Master platformi

### 1.2.2.8 MIT-Manus

Robotski sistem koji je korišćen u najvećem broju istraživanja je MIT-Manus (Hogan et al, 1992). Ovaj planarni manipulandum zasniva se na SCARA (*Selective Compliance Assembly Robot Arm*) modulu koji omogućava dvodimenzionalno kretanje šake pacijenta. Robot omogućava vežbanje pokreta dohvaćanja i pokazivanja, kao i pokrete tipa od-tačke-do-tačke u horizontalnoj ravni. Pokreti i sile se prenose na pacijenta putem ručke ili fiksatora za podlakticu.

Osnovna karakteristika MIT-Manusa je da poseduje nisku unutrašnju impedansu sa malom inercijom i trenjem. Ovo je postignuto pogodnom arhitekturom i upotrebom moćnih elektromotora sa malim stepenom redukcije. Na taj način, omogućena je pojednostavljena kontrola impedanse robota i smanjen je uticaj unutrašnje dinamike na pokrete pacijenta. Impedansna kontrola realizovana je pomoću senzora sile i pozicije, a robot može da radi i u drugim režimima kontrole.

Ovaj uređaj je najviše klinički testiran robot za rehabilitaciju gornjih ekstremiteta. U poslednje dve decenije koliko je ovaj uređaj prisutan u istraživačkim klinikama, objavljeni su rezultati brojnih kliničkih studija u kojima je učestvovalo više stotina pacijenata (Krebs et al, 1999; Volpe et al, 2000; Fasoli et al, 2003; Daly et al, 2005; Lo et al, 2010, itd). Pre nekoliko godina uređaj je komercijalizovan u proizvod pod nazivom *InMotion arm robot*. Pored osnovnog robota, namenjenog rehabilitaciji proksimalnih zglobova ruke, razvijeni su i nastavci koji omogućavaju rehabilitaciju ručnog zgloba i rehabilitaciju šake.



**Slika 1.13.** InMotion arm robot, komercijalna verzija MIT Manus robota.

#### 1.2.2.9 *Braccio di Ferro*

Uređaj veoma slične arhitekture i mogućnosti MIT Manusu je *Braccio di Ferro*, robotski sistem razvijen na IIT Đenova, Italija. Ovaj uređaj zasnovan je na SKARA platformi, kao i MIT Manus, s tim što je oblik distalnog segmenta modifikovan, čime je povećan radni prostor i postignuta veća linearnost sa upravljačkog aspekta. Ovo je omogućilo da *Braccio di Ferro*, osim impedansne kontrole i kontrole pozicije, može da se koristi i kao haptička platforma (Casadio et al, 2006). Primena uređaja u haptičkom režimu omogućava jednostavnu implementaciju različitih kontrolnih strategija, što ovaj uređaj čini izuzetno fleksibilnim i primenljivim u istraživačke svrhe. Zbog toga, *Braccio di Ferro* poslužio je kao platforma za brojna istraživanja vezana za motorno učenje, rehabilitaciju i interakciju čovek-robot (Piovesan et al, 2013; Casadio et al, 2010; Vergaro et al, 2010). Ovaj robotski sistem korišćen je za istraživanja u okviru evropskog FP7 projekta HUMOUR (2012). Deo tih istraživanja obuhvaćen je ovom disertacijom.



**Slika 1.15.** Braccio di Ferro, haptički planarni manipulandum

### **1.2.3 Haptički uređaji**

U kontroli asistivnih robota često se primenjuje haptički pristup. Haptika podrazumeva komunikaciju putem dodira, a haptički uređaji su sistemi koji omogućavaju taktilnu komunikaciju sa virtuelnom realnošću. Ovi uređaji nastali su u industriji zabave, gde su primarno korišćeni za pravljenje 3D modela, time što su omogućavali dizajnerima da vajaju virtuelne 3D modele, pružajući im taktilnu povratnu informaciju, kao što je prikazano na slici 1.16.



**Slika 1.16.** Vajanje 3D modela pomoću haptičkog uređaja. Preuzeto sa sajta firme SensAble Technologies.

Haptički pristup podrazumeva dizajn kontrolnih algoritama na dva nivoa apstrakcije. Na korisničkom, višem nivou apstrakcije, moguće je definisati sile interakcije robota sa korisnikom koje su funkcije pozicije tačke haptičke interakcije ili jednog od njenih izvoda. Tačka haptičke interakcije (THI) je pozicija kraja manipulanduma u virtuelnom radnom prostoru. Na ovaj način moguće je definisati sile koje deluju kao funkcija pozicije (simulacija efekta opruge, magnetnog



polja i sl.), funkcija brzine (viskozne sile), ili bilo koje proizvoljne funkcije. Takođe, moguće je definisati objekte u virtuelnom prostoru koji imaju određene fizičke karakteristike. Kolizijom THI sa takvim objektom korisnik može da oseti njegovu strukturu, tvrdoću, hrapavost, itd. Ovi uređaji veoma su pogodni za korišćenje u rehabilitaciji zbog toga što se upotrebom haptičkih objekata ili matematičkih funkcija može definisati interakcija između pacijenta i robota koja nalikuje interakciji između pacijenta i terapeuta.

Kako bi definisanje sila kao funkcija kinematike THI bilo moguće, potrebno je definisati kontrolne zakone koji omogućavaju preciznu kontrolu aktuatora po sili, u svim tačkama radnog prostora. Ovo podrazumeva realizaciju kontrole na nižem, aktuatorskom nivou apstrakcije. U opštem slučaju, ovakva kontrola aktuatora je izuzetno nelinearan problem, komplikovan za rešavanje (Casadio et al, 2006). Ukoliko je reč o robotu sa rotacionim aktuatorima (elektro motorima), osnovni elementi haptičke kontrole svode se na dve jednačine.

$$M_{\text{motor}}(t) = M_{\text{intrinsic}}(q, \dot{q}, \ddot{q}, p) + M_{\text{haptic}}(t) , \quad (1.1)$$

$$M_{\text{haptic}}(t) = J(q)^T F_{\text{haptic}}(t) , \quad (1.2)$$

Gde  $[q, \dot{q}, \ddot{q}]$  predstavlja merenu kinematiku THI,  $p$  je set nepoznatih parametara u nelinearnom modelu sopstvenog momenta,  $M_{\text{intrinsic}}$ . Ovaj momenat čine inercija, disipativno trenje, Koriolisov momenat i gravitacioni efekti.  $J(q)$  je Jakobijan geometrije uređaja, dok je  $F_{\text{haptic}}$  željena sila interakcije između ruke i uređaja. Kvalitetna implementacija ovakvog tipa kontrole zahteva propusni opseg upravljanja viši od 1 kHz, upravljanje momentom aktuatora bez *offset*-a i sveobuhvatni precizni model inverzne dinamike uređaja. Budući da razvoj ovakvog sistema zahteva adekvatan nelinearni model i eksperimentalno utvrđivanje nepoznatog parametra  $p$  za širok opseg radnih uslova, ovaj proces je izuzetno zahtevan. Sa druge strane, ovaj pristup zahteva i prediktivnu kompenzaciju sopstvene dinamike primenom modela, što nije trivijalan zadatak.

U okviru istraživanja opisanog u ovoj tezi izvršena je detaljna analiza tehničkih zahteva za razvoj haptičke platforme u okviru razvoja robotskog uređaja, opisana u poglavlju 5.1.3.

### 1.3 PREGLED STRATEGIJA UPRAVLJANJA REHABILITACIONIM ROBOTSКИM SISTEMIMA

Kontrolni algoritmi rehabilitacionih robota projektovani su sa ciljem da, učestvovanjem u vežbanju tokom rehabilitacije, unaprede njenu efikasnost i ubrzaju oporavak. Međutim, trenutno ne postoji naučno utemeljen odgovor na pitanje na koji način se ovo najbolje postiže. Iz tog razloga, algoritmi za upravljanje rehabilitacionim robotskim sistemima projektovani su *ad hoc*, zasnivajući se na ustaljenim konceptima postavljenim u literaturi o rehabilitaciji, neuronaukama, ili motornom učenju. U ovom poglavlju dat je pregled najčešće korišćenih kontrolnih strategija, bez duboke analize neurofizioloških dokaza o njihovoj efikasnosti. Opisane su strategije na višem nivou, odnosno oni aspekti kontrolnih algoritama koji se direktno odnose na unapređivanje motornog učenja. Ove strategije podržane su algoritmima upravljanja na nižem nivou koji omogućavaju kontrolu aktuatora prema referentnoj sili ili poziciji, impedansnu kontrolu, admitansnu kontrolu, i sl. Ovi algoritmi nisu detaljno opisivani jer se ne može izvesti uopšteni prikaz, budući da njihova implementacija zavisi od arhitekture, konstrukcije i vrste aktuatora pojedinačnog uređaja.

Strategije upravljanja koje primenjuju današnji sistemi mogu da se podele prema načinu na koji učestvuju u rehabilitaciji na: strategije koje olakšavaju izvođenje pokreta; strategije koje otežavaju izvođenje pokreta; i strategije koje omogućavaju vežbanje u virtuelnoj realnosti (Marchal-Crespo i Reinkensmeyer, 2009). Iako se ove strategije često preklapaju, većina strategija može da se podvede pod jednu od ove tri grupe.

Robotski uređaji na kojima su implementirane upravljačke strategije za olakšavanje izvođenja pokreta pomažu pacijentu da tokom vežbanja pokreće više oštećenu ruku na željeni način. Ovo je slično vežbama aktivne asistencije koju izvode terapeuti. Suprotno tome, strategije koje otežavaju izvođenje pokreta kontrolišu robota tako da izvođenje pokreta predstavlja veći izazov za pacijenta. Primeri ovako realizovanog upravljanja su pružanje otpora pokretu, kao i nastojanje povećanja greške pokreta ("*error amplification*"). Poslednja klasa strategija odnosi se na robotske sisteme koji omogućavaju pacijentu da u okviru virtuelne realnosti izvršava zadatke iz svakodnevnog života, ili da vežba pokrete igrajući video igre. Ovakvo vežbanje je povoljno jer povećava motivaciju pacijenata i omogućava im da vežbaju relevantne pokrete bez straha da će

se povrediti ili napraviti štetu. U najvećem broju slučajeva ova strategija sadrži i jednu od prethodne dve strategije.

Kod većine strategija koje se primenjuju postoji potreba za definisanjem željene trajektorije. Drugim rečima potrebno je definisati pokret koji pacijent vežba, na način koji je se može iskoristiti za upravljanje robotskim sistemima (Marchal-Crespo i Reinkensmeyer, 2009). S obzirom da je ovo preduslov za implementaciju strategija upravljanja i da je od posebnog interesa u ovom istraživanju, kratak prikaz metoda za određivanje željene trajektorije dat je pre prikaza strategija upravljanja.

### **1.3.1 Određivanje željene trajektorije**

Postoji veliki broj varijacija metoda za definisanje željene trajektorije. One se razlikuju po načinu zadavanja pokreta i po načinu definisanja pokreta. U dosada prikazanim sistemima prevladavaju dva načina zadavanja pokreta: zadavanje pokreta putem demonstracije i zadavanje pokreta minimizacijom neke kriterijumske funkcije. Prvi način može biti realizovan na osnovu ranije snimljenih pokreta zdravih ispitanika (češće primenjivano u rehabilitaciji hoda), ili pokreta terapeuta kao što je prikazano u radovima (Toth et al, 2005; Nef et al, 2007; Mayr et al, 2008). Drugi način podrazumeva zadavanje parametara pokreta (početna tačka, krajnja tačka, maksimalna brzina, itd.) i definisanje neke kriterijumske funkcije, čijom minimizacijom se formira željena trajektorija za zadati pokret. Ovaj pristup je korišćen u velikom broju istraživanja, pri čemu je najčešće korišćena kriterijumska funkcija rastojanje od željene putanje ili minimizacija trzaja pri pokretu (Krebs et al, 2003; Montagner et al, 2007; Wisneski i Johnson, 2007; Loureiro et al, 2007) .

Pored ova dva pristupa koristi se i preslikavanje pokreta manje oštećene strane, što je pogodno za izvođenje bilateralnih zadataka. Ovaj pristup primenjivan je u istraživanjima izvođenim sa robotskim sistemima MIME (Lum et al, 2002) i BiManuTrack (Hesse et al, 2003; Hesse et al, 2005) koji su povezani na obe ruke. Iako ima relativno ograničenu primenu za gornje ekstremitete, ova metoda se pokazala izuzetno efikasna u rehabilitaciji hoda, koji je po prirodi simetrična radnja (Vallery et al, 2009).

Prema načinima definisanja pokreta metode se mogu podeliti na statičke i dinamičke, u zavisnosti od toga da li u obzir uzimaju temporalne karakteristike pokreta. Zbog prirode

patologije nastale kao posledica moždanog udara nije moguće odrediti parametre dinamike pokreta koji bi karakterisali određeni stadijum oporavka, odnosno stepen oštećenja. Šta više, jedan od osnovnih zahteva u rehabilitaciji je individualni pristup svakom slučaju. Iz tog razloga nemoguće je definisati univerzalni model koji bi sadržao temporalne karakteristike pokreta prilagođenog potrebama pacijenta. Iz ovog razloga metode koje ne uzimaju u obzir dinamiku, su pogodnije za realizaciju i koriste se u velikom broju istraživanja (Brokaw et al, 2011; Nef et al, 2007; Montagner et al, 2007). Međutim rezultati istraživanja sprovedenih u okviru HUMOUR projekta, čiji deo je istraživanje prikazano u ovoj tezi, sugerišu da su upravo temporalne karakteristike pokreta segment u kome robotska terapija može imati najveći efekat (Luttgen i Heuer, 2012a; Luttgen i Heuer, 2013).

U okviru ove teze prikazano je istraživanje u čijem fokusu je definisanje metode za reprezentaciju pokreta i određivanje željene trajektorije. U poglavlju 2.1 prikazana je razvijena metoda, koja je validirana ispitivanjem kako sa zdravim ispitanicima tako i sa pacijentima u klinici za rehabilitaciju. Rezultati ovih istraživanja objavljeni su u radovima (Kostić i Popović, 2012 i Kostić et al, 2013).

### ***1.3.2 Strategije koje olakšavaju izvođenje pokreta***

Strategije koje olakšavaju izvođenje pokreta, odnosno asistivne strategije, su najzastupljeniji vid upravljačkih strategija u rehabilitacionoj robotici. Ova strategija je u fokusu istraživanja obuhvaćenog tezom, te je njoj posvećeno najviše pažnje.

Postoji veliki broj obrazloženja koja idu u prilog vežbanju uz aktivnu asistenciju, međutim, nijedno od njih nije podrobno ispitano u naučnim studijama (Marchal-Crespo i Reinkensmeyer, 2009). Jedno obrazloženje je da ova vrsta vežbanja kombinuje napor pacijenta sa istezanjem mišića i vezivnog tkiva. Napor (trud) pacijenta se smatra jednim od osnovnih elemenata motornog učenja (Lotze et al, 2003), dok istezanje sprečava pretvaranje neaktivnih mišića u fibrozno tkivo. Pored toga, postoji mišljenje da omogućavanje pacijentu da pokreće ruku i van trenutnog voljnog opsega pruža dodatne somatosenzorne stimulanse koji povećavaju moždani plasticitet, odnosno da se fizičkom demonstracijom pokreta unapređuje mogućnost učenja tog pokreta. Stvaranjem normativnih šema na senzornom ulazu olakšava se ponovno stvaranje normativnih šema na motornom izlazu. Sledeće obrazloženje je da pružanjem asistencije pri izvođenju pokreta omogućava se pacijentu da izvede veći broj pokreta za određeno vreme, čime

se obezbeđuje intenzivnije vežbanje. Možda najvažnije obrazloženje jeste da ovakva strategija upravljanja omogućava postepeno povećanje težine zadatka, što je jedan od osnovnih principa učenja (Erez i Zidion, 1984). Naposletku, primena ovakve strategije upravljanja može da ima i psihološki benefit. Ona omogućava pacijentima da izvrše željeni pokret i povezuje nameru sa akcijom, a samim tim i podstiče repetativno i intenzivno vežbanje (Reinkensmeyer i Housman, 2007).

Sa druge strane, postoje istraživanja iz motorne kontrole čiji rezultati sugerišu da fizičko vođenje ruke tokom vežbanja može da umani efikasnost motornog učenja, "*guidance hypotesis*" (Winstein et al, 1994). Pored toga, negativni efekat se javlja i kao posledica toga što se tokom vežbanja pokreta uz fizičku pomoć menja dinamika zadatka, te vežbani zadatak i ciljani zadatak nisu isti (Kostić et al, 2011b). Osim toga, vođenje ruke smanjuje napor motornog sistema da otkrije principe potrebne za izvođenje ovog zadatka, zbog čega je važno da robotski uređaj dozvoljava varijabilnost pri izvođenju pokreta (Wulf i Schmidt, 1997).

Drugi problem do koga može doći pri ovakvom vežbanju jeste smanjivanje fizičkog napora pacijenta. Značaj ovog efekta potvrđuje i studija koja je pokazala da su ispitanici tokom vežbanja sa robotom koji je koristio impedansnu kontrolu asistencije potrošili čak 60% manje energije nego tokom vežbanja sa terapeutom (Israel et al, 2006). Istraživanja pokazuju da robotski uređaji mogu i da pogoršaju oporavak ukoliko dovode do smanjenja motorne aktivnosti, napora, utroška energije, i pažnje tokom vežbanja, "*slacking hypotesis*" (Wolbrecht et al, 2007).

Kako bi se izbegli eventualni negativni efekti, koji mogu biti izazvani prevelikom asistencijom tokom vežbanja, razvijene su metode upravljanja kod kojih se asistencija pruža "po potrebi". Primeri ovakvih strategija su dozvoljavanje određene greške, odnosno varijabilnosti pokreta; pružanje asistencije samo kada se dostigne određeni prag sile ili brzine; uvođenje faktora zaboravljanja u robotsku asistenciju.

Strategije upravljanja koje olakšavaju izvođenje pokreta mogu se podeliti na tri kategorije: impedansno upravljanje, kompenzacija gravitacije i adaptivna asistencija, zasnovana na učinku.

#### 1.3.2.1 Impedansno upravljanje

Prvi rehabilitacioni roboti za asistenciju imali su proporcionalnu kontrolu po poziciji (Lum et al, 1993; Lum et al, 1995; Lum et al 2002, Aisen et al, 1997). Upravljačke strategije za pružanje

asistencije pri pokretu kod većine kasnijih robotskih sistema zasnivale su se na sličnom principu. Tek nedavno, uvođenjem naprednijih robotskih platformi u rehabilitacione sisteme, počele su da se koriste sofisticiranije vrste mehaničke impedanse, kao što su polja viskozne sile, virtuelni objekti koji privlače ili odguruju ruku pacijenta, itd.

Osnovni princip na kome je zasnovana impedansna asistivna strategija je da, dok pacijent pomera ruku po željenoj trajektoriji, robot ne interveniše, ali u slučaju odstupanja od željene trajektorije stvara silu otpora u obliku mehaničke impedanse. Ovo je jedan vid asistencije "po potrebi", budući da je sila asistencije proporcionalna veličini greške. Ovakvi algoritmi mogu biti implementirani samo u prostoru (haptički tunel) (Nef et al, 2007; Montagner et al, 2007), ili u prostoru i vremenu (haptički tunel sa pokretnim zidom) (Lum et al, 2002; Krebs et al, 2003). S obzirom da u ljudskim pokretima postoji varijabilnost, često se oko trajektorije uvodi opseg u kome robot ne deluje. Na ovaj način omogućava se normalna varijabilnost pokreta koja je esencijalna za učenje (Reinksmeyer et al, 2000; Kahn et al, 2006).

Pored toga, asistencija na bazi impedanse može se realizovati i tako da pacijent samostalno izvede pokret (bez intervencije robota) a da robot interveniše samo ukoliko se dostigne neki prag. Prag može biti definisan kao vreme koje je proteklo od početka pokreta, sila koju stvara pacijent, greška u praćenju trajektorije, brzina ruke, itd. Ovakav način asistencije podstiče pacijenta da sam započne pokret, što se smatra ključnim faktorom motornog učenja (Lotze et al, 2003). Mana ovakve asistivne strategije ogleda se u mogućnosti da pacijent svesno pređe prag i aktivira asistenciju i na taj način minimizuje svoj napor tokom vežbanja ("ride along" efekat).

### 1.3.2.2 Asistencija zasnovana na kompenzaciji gravitacije

U rehabilitaciji postoji duga tradicija upotrebe naprava koje kompenzuju težinu ruke (opruge ili elastične trake koje omogućavaju ruci da visi, klizači koji omogućavaju ruci da se kreće po površini stola, i sl.). Na ovaj način se pacijentu omogućava vežbanje pokreta dohvatanja bez aktiviranja patoloških sinergija abdukcije ramena i fleksije lakta. Robotski uređaji se mogu primeniti i u ovu svrhu. Većina modernih uređaja obezbeđuje ovu funkcionalnost, bilo kao nezavisnu asistenciju, ili kao integralni deo u nekoj od asistivnih šema (npr. impedansno upravljanje).

Manipulacija težinom ruke pacijenta pokazala se korisnom i za procenu trenutnih sposobnosti i napretka rehabilitacije. Metoda za određivanje veličine radnog prostora pacijenata koju je predložio Ellis et al. (2011) zasniva se na merenju površine koju pacijent može da dohvati pri različitim stepenima gravitacione kompenzacije. Pokazuje se da je ovakva mera indikativnija od prostog merenja radnog prostora.

### 1.3.2.3 Adaptivna asistencija zasnovana na učinku

U odnosu na ostale vidove asistencije, upravljanje sa adaptibilnim parametrima je potencijalno u prednosti, pošto se nivo asistencije može automatski prilagoditi individualnim potrebama pacijenta tokom jednog pokreta, a i tokom čitavog trajanja rehabilitacionog procesa. Razvijeno je nekoliko različitih adaptivnih strategija kao što su "*patient cooperative training*", koju je predložio Riener et al. (2005b), i "*performance-based progressive robot assisted therapy*", predloženu od strane Krebs et al. (2003). Većina ovih strategija zasniva se na opštoj formi adaptivnog upravljanja

$$P(i) = \lambda P(i-1) + ke(i-1) , \quad (1.3)$$

Gde je  $i$  iteracija upravljanja,  $P$  adaptibilni parametar,  $e$  greška učinka, a  $\lambda$  i  $k$  su faktor zaboravljanja i težinski faktor mere učinka, respektivno.

Primeri parametara koji mogu da se promene su: vreme izvršavanja pokreta, asistivna sila, impedansa, itd. Mere učinka mogu biti greška praćenja trajektorije ili profila brzine, sila interakcije, itd.

Korišćenje faktora zaboravljanja  $\lambda$  se uvodi kako bi se sprečilo da pacijenti postanu pasivni usled prekomerne asistencije. U slučaju da je asistencija dovoljno jaka da nameće pokret pacijentu, pri čemu pacijent ne ulaže nikakav napor, već pušta da ga robot vodi, greška učinka biće nula. Ukoliko u tom slučaju ne postoji zaboravljanje ( $\lambda=1$ ), adaptibilni parametar će biti konstantan, čime pacijent nije podstaknut da ulaže dodatni napor. Sa druge strane, postavljajući faktor zaboravljanja u interval (0,1) ovaj algoritam smanjuje kontrolni parametar čak i kada je greška učinka mala, što pacijenta podstiče da konstantno ulaže napor. Sličan princip je zastupljen i u ljudskom motornom sistemu koji takođe primenjuje faktor zaboravljanja u prilagođavanju na nove dinamičke uslove sa ciljem smanjenja napora (Reinksmeyer et al, 2004).

Adaptivna asistencija se može posmatrati i kao optimizacioni problem. Optimizacija asistencije po potrebi svodi se na minimizaciju greške izvođenja pokreta i minimizaciju asistencije koju pruža robot. Rešavanjem ovog sistema ponovo se dolazi do forme opisane u jednačini (1.3) (Emken et al, 2001).

Ovaj problem je posebno izražen u slučaju kada je cilj obezbediti asistenciju korišćenjem mehaničkih krutih robotskih sistema sa visokom unutrašnjom impedansom, koji asistenciju pružaju vodeći ruku prema željenom zakonu. Ovakvi uređaji mogu da "voze" ruku prema željenom pokretu, što može rezultovati smanjenjem voljne aktivnosti pacijenta već nakon nekoliko iteracija. Iz ovog razloga preporučuje se primena adaptivne asistencije koja uzima u obzir aktivnost pacijenta (npr. merenje sile interakcije) koja menja parametre u toku svakog pokreta (Marchal-Crespo i Reinkensmeyer, 2009).

### **1.3.3 Strategije koje otežavaju izvođenje pokreta**

Pored strategije koje olakšavaju izvođenje pokreta, pokazano je da se oporavak može izazvati i primenom strategija koje otežavaju izvođenje pokreta. U izvesnoj meri, obe strategije mogu da se posmatraju kao deo istog programa, u kome se težina zadatka menja u skladu sa potrebama pacijenta, kako bi se maksimalno podstakao oporavak.

Strategije za otežavanje izvođenja pokreta mogu da se podele na rezistivne strategije i strategije koje povećavaju grešku učinka. Rezistivne strategije mogu da se posmatraju kao inverzija asistivnih strategija. U toku njihove primene robot deluje na pacijenta silama otpora koje mu otežavaju izvođenje pokreta. Ovakve strategije primenljive su samo kod ispitanika sa manjim nivoom oštećenja, ili u kasnijim fazama rehabilitacije, nakon dostizanja izvesnog stepena oporavka.

Takođe, postoji i strategija povećanja greške učinka ("*error-amplification*"). Ova strategija razvila se na osnovu rezultata istraživanja motorne adaptacije, koja su pokazala da je greška pri izvođenju pokreta osnovni neuralni signal koji dovodi do motorne adaptacije (Emken et al, 2005; Emken et al, 2007; Patton et al, 2006a; Patton et al, 2006b).

Grupa Džeјmsa Patona (Patton et al, 2006a; Patton et al, 2006a) prikazala je uverljive rezultate koji ukazuju na to da se delovanjem na povećanje greške tokom pokreta povećava brzine učenja novih pokreta. Osim uvođenja fizičkih poremećaja koji povećavaju grešku, postoje i rezultati



koji potvrđuju i da poremećaj vizuelne povratne sprege može imati pozitivan doprinos. U dosadašnjim studijama pokazan je samo kratkoročan pozitivan efekat povećanja greške, dok su dugoročni efekti još uvek nepoznati.

### **1.3.4 Strategije koje omogućavaju vežbanje u virtualnoj realnosti**

Pored primene robota za asistenciju/smetnju pokreta tokom vežbanja, ovi uređaji sve češće postaju alat koji omogućava korišćenje virtualne realnosti i video igara u okviru rehabilitacije. Primena virtualne realnosti i video igara su relativno novi pristupi rehabilitaciji osoba koje su preživele moždani udar. Ovakva terapija podrazumeva korišćenje računarskih programa koji simuliraju predmete i događaje iz realnog života, omogućavajući vežbanje aktivnosti koje pacijenti još uvek nisu u stanju da izvedu u realnom svetu. Osim toga ovakvi sistemi pružaju stimulativnu povratnu spregu tokom izvođenja pokreta koji se vežbaju, čime mogu povećati motivaciju pacijenta i efektivno produžiti ukupno vreme koje pacijent provede vežbajući.

Prema poslednjem *Cochrane* izveštaju (Laver et al, 2011) koji je obuhvatio 19 studija, u kojima je učestvovalo 565 ispitanika, postoje indikacije da ovakav pristup vežbanju može imati pozitivne efekte i, u odnosu na konvencionalnu terapiju, može rezultovati većim napretkom funkcije ruke (Housman et al, 2009; Piron et al, 2009; Piron et al, 2010; Sucar et al, 2009; Saposnik et al, 2010).

Iako su sistemi koji omogućavaju pacijentu da se "prenese" u virtualnu realnost i dalje skupi i nepristupačni širokoj populaciji, komercijalni sistemi za igranje video igre, koji su veoma rasprostranjeni i dostupni, mogu imati značajan doprinos unapređenju rehabilitacionog procesa (Burdea, 2003). Uvođenje video igara u proces vežbanja omogućava pacijentima da prate svoj učinak u vidu skora, i unosi kompetitivni element koji može značajno doprineti uloženom naporu (Saposnik et al, 2010).

## **1.4 ZAKLJUČAK**

Pitanje najefikasnijeg kontrolnog algoritma za rehabilitaciju je i dalje otvoreno. Iako su robotski sistemi već dugo prisutni u polju rehabilitacije, zbog visoke cene i komplikovane terapijske procedure, nisu dostupni široj populaciji pacijenata. Stoga, još uvek ne postoji dovoljan broj izvedenih kliničkih studija potrebnih da se ispitaju sve predložene strategije.

Štaviše, ne postoje jasni dokazi ni da li je upotreba sofisticiranih robotskih sistema na bilo koji način efikasnija od primene jednostavnih terapijskih procedura i uređaja.

Pored toga, važno je uzeti u obzir i motivaciju pacijenta, odnosno njegovu volju za vežbanjem. Robotski sistemi su identifikovani kao pogodan medijum za implementaciju video igara u proces vežbanja, što može doprineti većoj motivaciji.

Opšti zaključak pregleda relevantne literature je da terapija mora biti prilagođena svakom pojedinačnom pacijentu. Kako bi terapija bila efikasna, moraju da se uzmu u obzir patofiziologija, trenutna faza oporavka, mogućnosti pacijenta, motivacija pacijenta, itd.

Ovi elementi već su sadržani u terapiji koju primenjuju fizioterapeuti. Osim obrazovanja, fizioterapeuti poseduju i iskustvo koje im omogućava da u svakodnevnoj interakciji sa pacijentom terapiju prilagode njegovim potrebama. Može se zaključiti da je pristup u kome se predefinisane upravljačke strategije rehabilitacionih robota nameću kao rešenje za terapiju pogrešan. U idealnom slučaju robotski sistem bi trebao da bude alat koji je u stanju da reprodukuje pokrete definisane od strane terapeuta i omogući pacijentu vežbanje u stimulativnom okruženju, uzimajući u obzir trenutne mogućnosti pacijenta i terapijske ciljeve koje za definisao terapeut. Ovakav pristup zahteva univerzalnost i fleksibilnost robotskih sistema koja još uvek nije dostignuta. Međutim, upotreba haptičkih platformi i razvoj novih metoda za reprezentaciju akcija terapeuta otvaraju mogućnost efikasnijih rešenja.

Na osnovu ove analize mogu se identifikovati četiri osnovna problema kojima se bavi istraživanje opisano u ovoj tezi: definisanje željene trajektorije na način koji je pogodan za svakodnevnu kliničku praksu, a obezbeđuje povoljne terapijske ishode; unapređenje metodologije procene trenutnog stanja pacijenta; unapređenje motivacije pacijenata da vežbaju uvođenjem interaktivnih video igara u rehabilitaciju; i konačno, osnovni problem predstavlja dizajn robotskog sistema i definisanje kontrolnog algoritma koji bi obezbedili integraciju prethodna tri elementa i omogućili efikasno vežbanje u kliničkom okruženju, ili kod kuće.

## 2 RAZVOJ METODE REPREZENTACIJE POKRETA<sup>1</sup>

Kao što je napomenuto u uvodnim razmatranjima izloženim u prethodnom poglavlju, jedan od osnovnih problema implementacije robotskih sistema u proces rehabilitacije je određivanje željene trajektorije. Potreba za određivanjem željene trajektorije javila se i u okviru ovog istraživanja.

Određivanje željene trajektorije može se posmatrati kao specijalan slučaj šireg problema koji obuhvata reprezentaciju pokreta. Pored određivanja željene trajektorije koja se može koristiti kao referentna vrednost pri upravljanju robotskim sistemima, reprezentacija pokreta, u slučaju da je razvijena na dovoljno uopšten način, može se koristiti za procenu kvaliteta pokreta, ili kao *input* video igre/virtuelne realnosti korišćene u rehabilitaciji. Ovako širok spektar terapijskih alata koji se oslanjaju na reprezentaciju pokreta ukazuje na značaj razvoja ovakve metode na klinički prihvatljiv način, je u suprotnom, putem tranzitivnosti ni ti alati ne bi bili prihvatljivi.

Kao što je već navedeno u uvodnim razmatranjima, kako bi metoda bila klinički prihvatljiva potrebno je da ispunjava uslove jednostavnosti, prilagodljivost i terapijske opravdanosti (Prieto et al, 2013). Jednostavnost podrazumeva da terapeut može formirati reprezentaciju novog pokreta na licu mesta, bez potrebe za dodatnim inženjerskim ili programerskim znanjem, u okviru procedure koja ne remeti standardnu proceduru terapije. Prilagodljivost podrazumeva mogućnost reprezentacije širokog spektra pokreta, izvedenih na način koji odgovara specifičnom tipu motornog deficita pacijenta. Terapijska opravdanost podrazumeva da je pokret reprezentovan na način koji uzima u obzir parametre koji su pogodni za praćenje stepena oštećenja motorne kontrole.

---

<sup>1</sup> Bazirano na: **Kostić, M. D., Popović, M. B., and Popović, D. B. (2013)** "A Method for Assessing the Arm Movement Performance: Probability Tube" *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 51, no. 12, pp. 1315-1323, DOI: 10.1007/s11517-013-1104-z.

**Kostić, M. D., Popović, M. B., and Popović, D. B. (2012a)** "Control of robot assistant for rehabilitation of upper extremities" in *Proc. 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 3918-3921, San Francisco, CA, USA, ISBN: 978-1-4244-4120-4.

## 2.1 REPREZENTACIJA POKRETA *PROBABILITY TUBE*

U okviru ovog istraživanja razvijena je metoda reprezentacije pokreta ruke koja se zasnove na stohastičkom modelu kinematike ruke u faznom prostoru. Prema ovoj metodi pokreti se posmatraju kao stohastički procesi, kako bi se u obzir uzela prirodna varijabilnost pokreta. Posmatranje kinematike pokreta omogućava da se u reprezentaciju uključe temporalne karakteristike pokreta, dok njihova reprezentacija u faznom domenu omogućava poređenje pokreta različitog trajanja. Reprezentacija pokreta može biti u prostoru brzina ili ubrzanja. U ovom poglavlju metoda je predstavljena na primeru brzina. Primer korišćenja reprezentacije u domenu ubrzanja dat je u poglavlju 5.1.

Ova metoda nazvana je *Probability Tube* (PT), zbog morfologije modela koji se dobija ovakvom reprezentacijom pokreta. Naime, razvijena reprezentacija je sačinjena od probabilističkih primitiva ortogonalnih komponenti vektora brzine (ili ubrzanja), pri čemu svaki primitiv predstavlja procenjenju funkciju gustine verovatnoće komponente vektora u datoj fazi pokreta. Budući da komponente brzine imaju kvazi Gausovu raspodelu u svakoj fazi pokreta, ovi primitivi predstavljaju Gausove krive, te izgled ovako dobijenog modela ima oblik korita sa zvonastim poprečnim presekom.

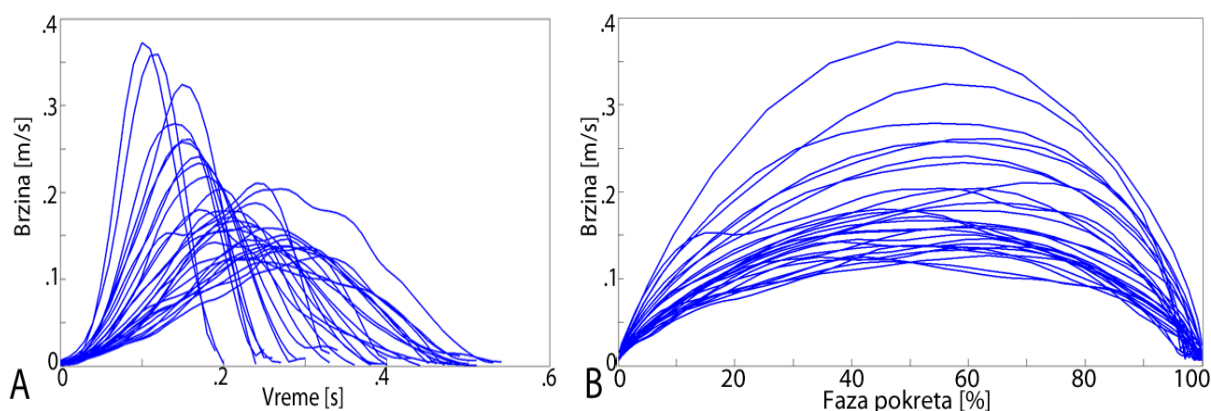
Ova metoda je formirana na osnovu ekstenzivnog ispitivanja pokreta ispitanika bez poznatih neuro-motornih poremećaja i bez povreda gornjih ekstremiteta (zdravih ispitanika), nakon čega je testirana i u kliničkim uslovima sa osobama koje su preživele moždani udar i imaju hemiparezu (pacijentima). U merenjima u kojima je učestvovalo dvadeset zdravih ispitanika ispitivane su karakteristike pokreta tipa od-tačke-do tačke. Ispitivano je deset vrsta pokreta (šest radijalnih i četiri transverzalna) različitih pravaca i dužina. Nakon toga, dvanaest pacijenata sa hemiparezom učestvovalo je u studiji u kojoj je ova metoda testirana za tri tipa pokreta, odabranih na osnovu njihove relevantnosti u rehabilitaciji. U okviru ove studije ispitivani su pokreti u horizontalnoj ravni, ali predstavljena metoda se može koristiti i za reprezentaciju pokreta u prostoru (3D). Metode i materijali korišćeni pri ovim merenjima detaljno su prikazani u radovima (Kostić i Popović, 2011; Kostić et al, 2013) koji su dati u prilogu.

U narednim poglavljima prikazana je geneza metode, kao i njena validacija na pokretima zdravih ispitanika i pacijenata.

## 2.2 GENEZA METODE I VALIDACIJA NA POKRETIMA ZDRAVIH ISPITANIKA

Na slici 2.1A prikazani su podaci snimljeni tokom trideset ponavljanja jednog pokreta tipa od-tačke-do-tačke koje je izvodio zdrav ispitanik. Varijabilnost profila brzine, kao funkcije vremena, je takva da je nemoguće napraviti veran model, odnosno reprezentaciju pokreta. Ova pojava je posledica direktne korelacije brzine pokreta i njegovog trajanja. Rešenje problema je alternativni prikaz brzine, ne u funkciji vremena, već u funkciji položaja, odnosno faze pokreta.

Na slici 2.1B prikazani su isti podaci, predstavljeni u funkciji od faze pokreta. Faza pokreta definisana je kao funkcija trenutnog rastojanja od ciljane tačke i ukupne dužine pokreta. Detalji algoritma transformisanja pokreta iz vremenskog u fazni domen dati su u (Kostić i Popović, 2011). Ovako prikazani podaci otkrivaju pravilnost koja se može iskoristiti za modelovanje pokreta. Mogu se zapaziti dve karakteristične pojave. Prvo, postoji karakterističan profil krive brzine, prisutan u svim merenjima i drugo, postoji varijabilnost intenziteta brzine.

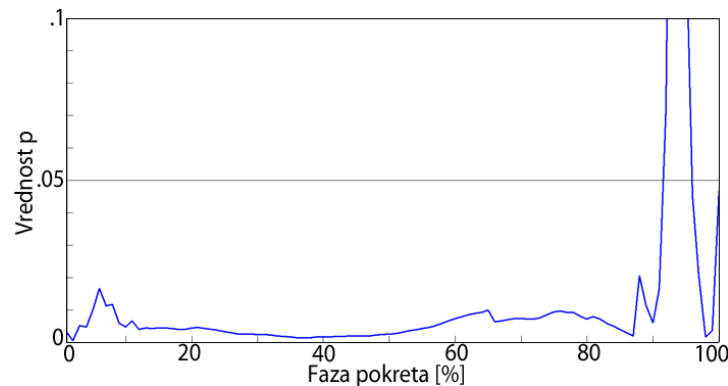


**Slika 2.1** A) Jedna komponenta vektora brzine snimljene prilikom ponavljanja pokreta od-tačke-do-tačke. B) Isti podaci predstavljeni u funkciji od faze pokreta. Prikazan je rezultat za jednog zdravog ispitanika

Varijabilnost je prirodna pojava u svim ljudskim pokretima (Hogan et al 1984; Flash i Hogan, 1985; Gotlieb et al, 1996). Da bi motorno učenje bilo uspešno potrebno je uključiti ovu pojavu u proces vežbanja. Jedan od ključnih ciljeva ovog istraživanja bio je razvoj reprezentacije pokreta koja inkorporira varijabilnost.

Snimljeni pokreti zdravih ispitanika su analizirani kako bi se ispitalo da li se ovako obrađeni podaci mogu opisati nekom funkcijom gustine verovatnoće, odnosno da li pripadaju nekoj od poznatih raspodela. Na osnovu rezultata *Shapiro-Wilk* testa pokazuje se da za veliki broj merenja

( $n > 30$ ) ovako predstavljena brzina teži Gausovoj raspodeli ( $p < 0.05$ ). Primer rezultata testa za prikazane pokrete dat je na slici 2.2.



**Slika 2.2.** Rezultati *Shapiro-Wilk* testa za prikazane pokrete. Prikazana je vrednost  $p$  za svaku fazu pokreta.

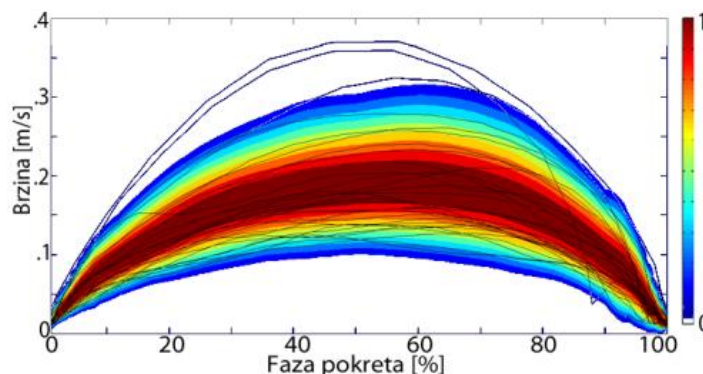
Gausova raspodela važi u najvećem delu pokreta, sa tim da u nekim slučajevima, kao što je prikazano na slici 2.2, ona prestaje da važi u poslednjih 10% pokreta. Ovo se može objasniti činjenicom da bez obzira na strategiju pokreta u poslednjoj fazi dolazi do usporavanja, budući da svi pokreti moraju imati krajnju brzinu 0. Iz tog razloga pokreti koji su u ranijim fazama imali veću brzinu počinju da usporavaju drastičnije od sporijih pokreta, što dovodi do "preplitanja" profila brzine, čime se narušava normalna distribucija. Stohastički model predložen u (Kostić et al, 2013) zasnovan je na ovoj činjenici, i ne uzima u obzir završnu fazu pokreta, već je ona reprezentovana deterministički, kako bi se pokret pravovremeno okončao.

Pokret (bez završne faze) je predstavljen preko eksperimentalno određene funkcije gustine verovatnoće komponenti vektora brzine u svakoj fazi pokreta. Funkcija gustine verovatnoće, odnosno primarna PT, dobija se kao

$$PT(\varphi) = \sum_{i=1}^n N(\mu_i(\varphi), \sigma(\varphi))$$

pri čemu je  $\varphi$  faza pokreta,  $n$  je broj merenja,  $N$  funkcija Gausove raspodele,  $\mu_i(\varphi)$  je vrednost merenja u datoj fazi, a  $\sigma(\varphi)$  je standardna devijacija merenja iz kojih su uklonjeni *outlier*-i. Nad tako dobijenom PT izvodi se set matematičkih operacija analognih morfološkoj eroziji i dilataciji kako bi se odstranile fizički nemoguće pojave (npr. mogućnost negativne brzine) i diskontinuiteti koji mogu nastati tokom statističke obrade. Nakon toga se vrednost PT u svakoj fazi normalizuje

na vrednosti između 0 i 1 kako bi se dobio konačan oblik modela pokreta, prikazan na slici 2.3. Svi koraci algoritma su detaljno opisani u radu (Kostić et al, 2013).

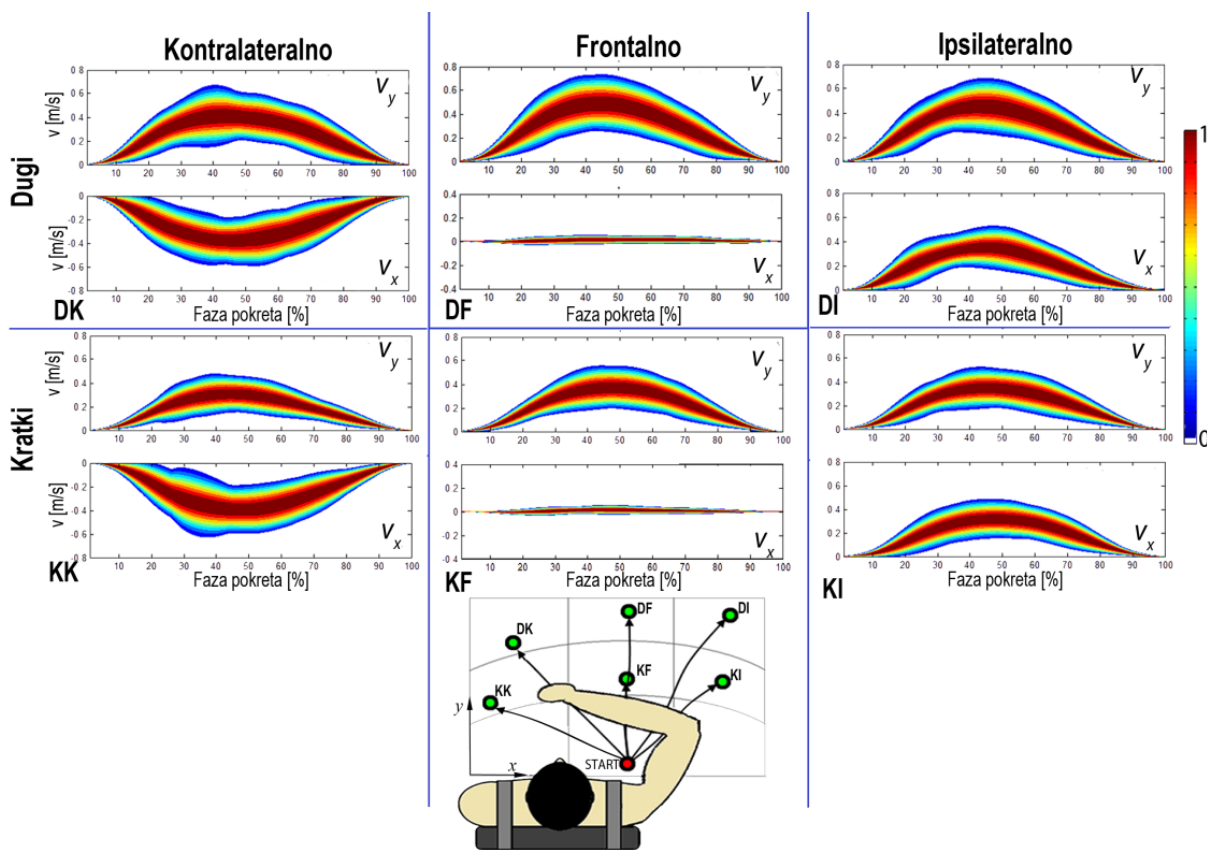


**Slika 2.3.** Probability Tube reprezentacija i merenja jedne komponente brzine pri pokretu zdravog ispitanika.

Na slici 2.4 dat je šematski prikaz šest radijalnih pokreta izvođenih tokom merenja sa zdravim ispitanicima kao i PT reprezentacije ovih pokreta formirane na osnovu snimljenih podataka. U ovom radu su posmatrani samo planarni pokreti, pa se vektor brzine opisuje sa dve komponente. Za pokrete u prostoru reprezentacija je analogna, sa tri komponente.

Posmatranjem reprezentacije ovih šest pokreta može se uvideti značaj uključivanja varijacije pokreta u reprezentaciju pokreta. Predstavljeni pokreti su tipa od-tačke-do-tačke, koji se u normalnom razvoju postaju dobro definisani već u drugoj godini života (Zaal et al, 1999). Ovi elementarni pokreti koriste se u aktivnostima svakodnevnog života. Ispitanici koji su učestvovali u ovom istraživanju su zdrave osobe bez poznatih motorno-senzorskih deficita, starije od dvadeset godina, što se smatra dobom kada su ovi pokreti već usavršeni. Iako su za formiranje PT prikazanih na slici 2.4 korišćeni podaci jednog ispitanika snimani tokom izvođenja pokreta u jasno definisanim uslovima (početna i krajnja tačka, položaj tela, brzina izvođenja, itd), procenjena funkcija raspodele verovatnoće ima značajnu standardnu devijaciju, koja je najizraženija na sredini pokreta. Naročito su indikativni frontalni pokreti, kojis se izvode duž Y ose koordinatnog sistema, prikazani na srednjem panelu slike. Kod ovih pokreta X komponenta brzine ne bi trebala da postoji, odnosno trebala bi da bude 0. Međutim, u svim merenjima ovih pokreta javlja se i kretanje u ovom pravcu, što je u skladu sa pojavama opisanim u (Burdet et al, 2001). Ovo se odražava na PT reprezentaciju pokreta, tako što u X komponenti brzine postoji verovatnoća nenulte brzine tom pravcu.

Širina PT, koja je korelisana sa standardnom devijacijom procenjene gustine verovatnoće, menja se u toku pokreta. Ona je najveća u srednjem delu pokreta, a smanjuje se ka početku i kraju pokreta, pri čemu je na samom početku i kraju pokreta jednaka 0. Razlog za ovo je što se reprezentuju brzine pokreta, posmatrane u faznom domenu, koje kod zdravih ispitanika imaju zvonasti oblik (Flash i Hogan, 1985). Shodno tome, maksimalna brzina je uvek pri sredini pokreta, te se varijacije u maksimalnoj brzini pokreta oslikavaju većom standardnom devijacijom u središnjem delu PT.



**Slika 2.4.** Probability Tube reprezentacija radialnih pokreta izvođenih tokom merenja sa zdravim ispitanicima. Pokreti su izvođeni u tri pravca: kontralateralno, frontalno i ipsilateralno; i u dve dužine, dugi i kratki.

Na ovoj slici takođe se može primetiti simetričnost PT, koje je posledica Gausove raspodele merenja, kao što je prikazano na slici 2.2. Kao što je ranije napomenuto, Gausova raspodela često ne važi u poslednjih 10% pokreta i PT nije odgovarajuća reprezentacija za taj segment, te se taj postotak ne uzima u obzir. Na slici 2.3 može se primetiti nagla konvergencija svih merenja ka nuli, čime je narušena Gausova raspodela.



Kod pokreta koji izvode pacijenti ova varijabilnost je još više izražena, i njena implementacija je od velikog značaja za uspešnost motornog učenja.

Reprezentacija pokreta pomoću PT je automatski proces koji se može smatrati vrstom mašinskog učenja. Kao takva može se okarakterisati osobinama generalizacije, reprezentacije i minimalnog obučavajućeg skupa. U okviru ispitivanja sa zdravim ispitanicima ove tri osobine su ispitane pomoću tri testa koja daju odgovore na pitanja A) Koliko dobro *Probability Tube* prepoznaje nova izvođenje pokreta koji reprezentuje? B) Da li je pomoću ovakve reprezentacije moguće detektovati razliku između izvođenja različitih pokreta? i C) Koliko ponavljanja je potrebno za uspešno reprezentovanje pokreta?

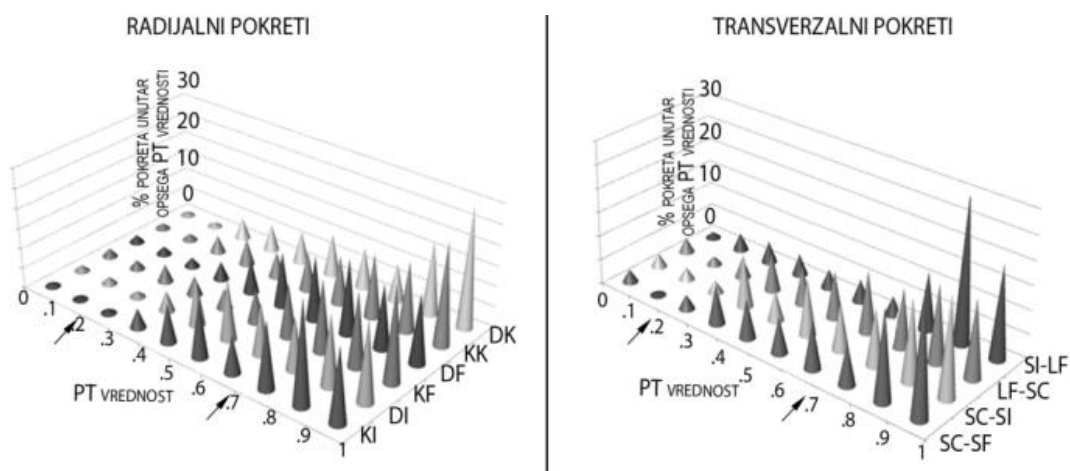
Podaci snimljeni tokom merenja nasumično su podeljeni na obučavajući i validacioni skup u odnosu 80%-20%. Test A ispituje svojstvo generalizacije PT određujući koliko dobro su pokreti iz validacionog skupa reprezentovani PT-om formiranim na osnovu pokreta iz odgovarajućeg obučavajućeg skupa. Tačna reprezentacija pokreta u fazi  $\varphi$  bi značila da je za data brzinu  $v(\varphi)$  vrednost PT bliska 1. Analogno netačna reprezentacija podrazumeva PT vrednosti bliske 0. U okviru testa izračunate su PT vrednosti za svaku fazu svih pokreta. Podaci su predstavljeni u histogramu sa deset jednakih segmenata na opsegu [0-1]. Heuristički je određeno da  $PT=0.7$  bude granična vrednost zadovoljavajuće reprezentacije, odnosno da je reprezentacija dobra ako se pokret nalazi u domenu verovatnoće većem od 70%, prema dobijenoj funkciji gustine verovatnoće.

Sumarni rezultati ovog testa za obe vrste pokreta prikazani su na slici 2.5. Rezultati su predstavljeni u obliku histograma formiranog ekvidistantnom podelom ukupnog raspona vrednosti na deset segmenata. Više od 60% svakog pokreta nalazi se oblasti gde je PT vrednost veća od 0.7. S druge strane manje od 5% nalazi se u domenu gde je PT vrednost manja od 0.2.

Detaljnou analizom podataka obuhvaćenih ovim testom, prikazanim na način predstavljen u slici 2.3 (gde je demonstriran samo jedan pokret), može se primetiti da se najveći broj pokreta iz validacionog skupa u celosti nalazi unutar opsega u kome PT ima vrednost višu od 0.7. Ovi pokreti su izvedeni u skladu sa dominantnom strategijom, koja je reprezentovana formiranom PT.

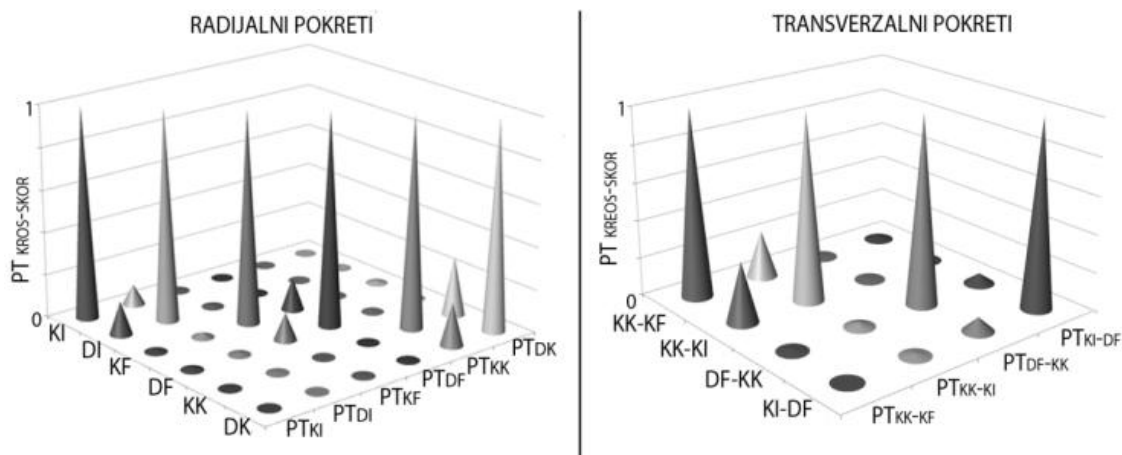
Pored njih javljaju se i pokreti koji su većim delom u ovom opsegu, ali u nekim fazama izlaze iz njega. Ovo se može obrazložiti promenom strategije usled korekcije prevelike ili premale brzine u početnom delu pokreta. Budući da su ovo poznati, dobro uvežbani pokreti, ovo se može smatrati normalnom varijacijom pokreta.

Kao što se može primetiti na primeru pokreta prikazanog na slici 2.3 javljaju se i pokreti koji su u potpunosti van opsega PT. Ovi pokreti, koji predstavljaju 5% pokreta sa PT vrednosti nižom od 0.2, mogu se smatrati *out-lierima* odnosno pokretima koji pripadaju drugačijoj motornoj strategiji.



**Slika 2.5.** Rezultati testa A za radijalne pokrete (levo) i za transverzalne pokrete (desno).

Test B ispituje sposobnost PT da razlikuje reprezentovani pokret od drugih pokreta. Ovaj test je rađen tako što su podaci iz validacionih skupova svih pokreta procenjivani pomoću svih dobijenih PT, odnosno rađena je kros-analiza. Heuristički je određeno da je razlikovanje uspešno u koliko je srednja PT vrednost svakog pokreta iz pogrešnog seta manji od 0.2, a srednja PT vrednost svakog podataka iz ispravnog seta veći od 0.8. Rezultati testa B prikazani su na slici 2.6. PT vrednosti za pokrete različitog pravca i dužine su opsegu od 0 od 0.016. Vrednosti za pokrete odgovarajućeg pravca a različitog smeru su u opsegu od 0.08 do 0.2, a za odgovarajuće pokreta veće od 0.86.



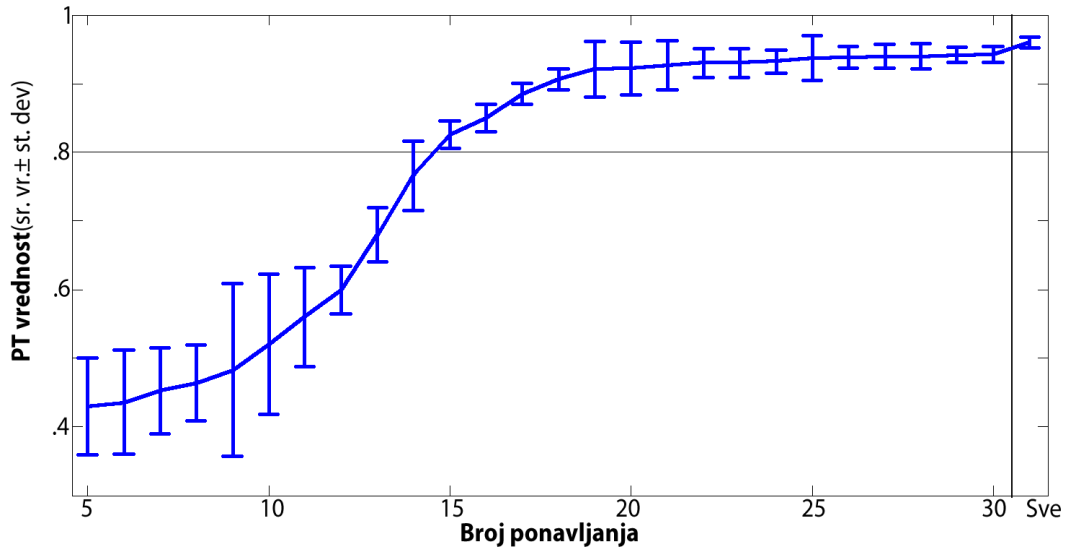
**Slika 2.6.** Rezultati testa B za radijalne pokrete (levo) i za transversalne pokrete (desno).

Rezultati testova A i B su u definisanom opsegu, iz čega se može zaključiti da PT formiran na osnovu celog obučavajućeg skupa zadovoljavajuće reprezentuje pokrete i u stanju je da razlikuje klase pokreta.

Test C je sproveden kako bi se utvrdio minimalan broj ponavljanja potreban za ispravno formiranje PT, što je od ključne važnosti za njeno praktično korišćenje. Kako bi se ovo ispitalo formirane su PT na osnovu pet do trideset merenja nasumično odabranih iz obučavajućeg skupa. Ovaj proces je ponovljen trideset puta, kako bi se postigla statistička značajnost. Slično testu B kriterijum za definisano je da srednja vrednost PT za pokrete iz validacionog skupa mora biti viša od 0.8 da bi PT bila ispravna.

Na slici 2.7 prikazani su rezultati testa C. Analiziranjem prikazanih rezultata može se primetiti da povećanjem broja merenja korišćenih za formiranje reprezentacije raste srednja vrednost PT, dok se standardna devijacija smanjuje.

U svih 30 ponavljanja srednja vrednost PT formiranja od 15 merenja bila je viša od 0.8. Takođe za sva ponavljanja u kojima je PT formirana sa više od 15 merenja, srednja vrednost PT bila je viša od definisanog praga. Na osnovu ovih rezultata može se zaključiti da je za definisani prag od 0.8, 15 ponavljanja dovoljno za formiranje zadovoljavajuće PT reprezentacije pokreta.



Slika 2.7. Rezultati testa C za radijalne pokrete.

### 2.3 VALIDACIJA METODE ISPITIVANJEM POKRETA PACIJENATA

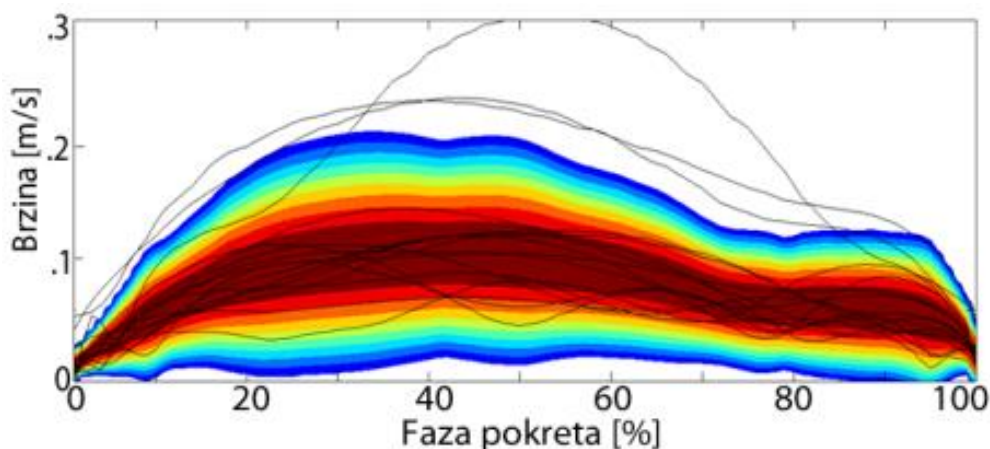
Nakon validacije metode sa zdravim ispitanicima, razvijena reprezentacija pokreta je testirana i u kliničkom okruženju. Ovom prilikom PT je korišćen za reprezentaciju pokreta koje terapeuti zadaju pacijentima u procesu vežbanja motorne kontrole ruke.

Kod pacijenata koji su preživeli moždani udar najčešće je kompromitovana koordinacija, a opseg i brzina pokreta su smanjeni. Zbog toga se primenjuje inkrementalno vežbanje. Na početku programa vežbaju se kratki, spori pokreti, da bi se u kasnijim fazama brzina i rastojanje postepeno povećavali. Pokreti od-tačke-do-tačke koje pacijenti, zajedno sa terapeutima, izvode tokom vežbanja se razlikuju od pokreta koje izvode osobe bez motornih oštećenja. Zbog toga je važno rezultate testa A, B i C potvrditi i na ovim pokretima.

Merenja u klinici su bila koncipirana tako da prate standardni protokol asistiranog vežbanja. Pokreti su izvođeni u nekoliko serija, pri čemu su prvo terapeuti radili zajedno sa pacijentima, a potom su pacijenti pokušavali da sami izvedu isti pokret paretičnom rukom. Podaci snimljeni u prvom delu, kada je učestvovao i terapeut, su podeljeni na obučavajući i validacioni skup i formirane su PT reprezentacije pokreta. Rezultati testova A, B i C, urađenih nad validacionim skupom su u saglasnosti sa rezultatima dobijenim u merenjima sa zdravim ispitanicima.

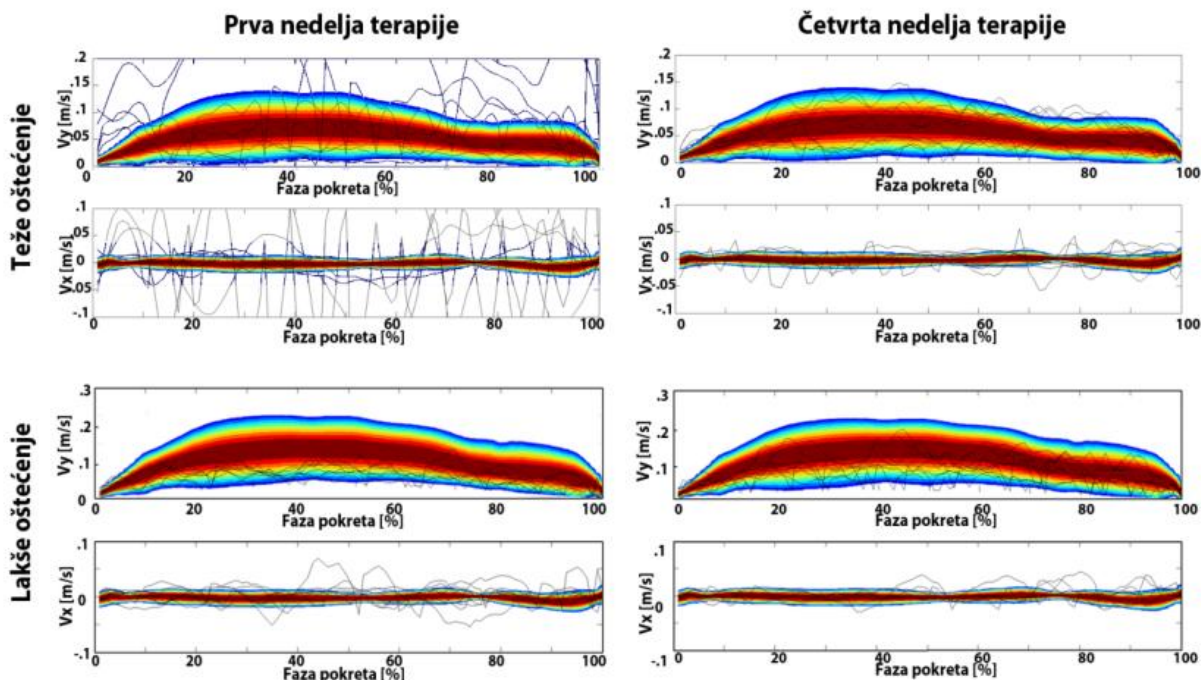
Na slici 2.8 prikazani su podaci merenja pokreta u kojima je učestvovao terapeut i PT formirana na osnovu tih merenja. Model je napravljen na osnovu 15 merenja, od kojih tri merenja značajno

odstupaju i tretirani su kao *outlier*-i. Sva validna merenja nalaze se u središnjem delu modela, gde je PT vrednost visoka ( $>0.7$ ). Postoji određeni prostor brzina iznad i ispod merenih brzina, gde PT nema vrednost 0, već postepeno opada prema definisanoj funkciji gustine verovatnoće. Time je omogućena reprezentacija pokreta koji zbog lošije motorne kontrole imaju veću varijabilnost od snimljenih, ali pripadaju istoj raspodeli, odnosno motornoj strategiji.



**Slika 2.8.** Merenja snimljena dok terapeut demonstrira pokret pacijentu i Probability Tube reprezentacija formirana na osnovu tih merenja.

Za reprezentaciju pokreta koje izvode pacijenti, ovakav oblik modela pokreta je neophodan. Pokreti koje izvode pacijenti značajno se razlikuju od pokreta zdravih osoba. Radi ilustracije, na slici 2.9 prikazani su pokreti i odgovarajuće PT zadate od strane terapeuta za obe grupe pacijenata u različitim fazama rehabilitacije. Dvanaest pacijenata koji su učestvovali u studiji mogu se podeliti na pacijente sa lakšim i pacijente sa težim oštećenjem, na osnovu primenjenih kliničkih mera. Merenja su izvođenja u toku prve nedelje rehabilitacionog programa i tri nedelje kasnije. Metode i materijali korišćeni prilikom merenja, kao i podaci o pacijentima, primenjenoj terapiji i kliničkim merama detaljno su opisani u radu (Kostić et al, 2013) koji je dat u prilogu.



**Slika 2.9.** Brzine merene pri samostalnim pokretima pacijenata sa različitim nivoom oštećenja, u različitim fazama rehabilitacije i odgovarajuće PT zadate od strane terapeuta.

Profili brzina snimljeni pri samostalnim pokretima pacijenata se značajno razlikuju od onih prikazanih na slici 2.1. Mogu se primetiti tri različite vrste pokreta: pokreti izvedeni u nekoliko trzaja, karakterisani profilom brzine koji se sastoji od delova sa visokom brzinom i između kojih je brzina 0, koji se mogu primetiti na gornjem levom panelu slike 2.9; pokreti izvedeni iz većeg broja sporih pomeraja, karakterisani talasastim profilom brzine niskog intenziteta, koji se mogu primetiti u ranoj fazi rehabilitacije kod druge grupe; i pokreti izvedeni iz većeg broja pomeraja željene brzine, koji se mogu primetiti u kasnijoj fazi rehabilitacije kod obe grupe. Imajući u vidu da je PT reprezentacija pokreta u faznoj ravni, neke temporalne karakteristike pokreta nisu obuhvaćene. Kao posledica, nije moguće odrediti dužinu pauze između dva trzaja (pokreta), s obzirom na to da kada je brzina 0, nema promene u fazi pokreta.

Prikazani rezultati ukazuju na značaj reprezentacije koja obuhvata i prostor van ciljanih brzina, uzimajući u obzir da se izvođenja pacijenata najčešće nalaze upravo u tom prostoru. Takođe na osnovu prikazanih rezultata može se primetiti razlika između učinka u ranim i kasnijim fazama rehabilitacije, u poređenju sa zadatom PT. Iako dve grupe imaju različite PT i različit nivo oštećenja, može se primetiti da nakon terapije profili brzina i jedne i druge grupe konvergiraju ka središtu PT.

Ovde prikazani rezultati ukazali su na mogućnost korišćenja PT reprezentacije kao alata za procenu sposobnosti pacijenta da izvede zadati pokret. Ovaj aspekt primene PT je detaljno razmatran u poglavlju 3.4.

## 2.4 UPRAVLJANJE ROBOTSKIM SISTEMOM ZASNOVANO NA PT REPREZENTACIJI POKRETA<sup>2</sup>

Metoda reprezentacije pokreta Probability Tube primarno je razvijena kao alat za određivanje željene trajektorije pri vežbanju pokreta ruke uz robotsku asistenciju. U ranoj fazi istraživanja, pre testiranja sa pacijentima, na realnom robotskom sistemu, mogućnost primene ovakve reprezentacije testirana je u simulaciji. Napravljen je detaljni matematički model planarnog robotskog sistema sa distribuiranim pogonima, razvijena je upravljačka strategija zasnovana na PT reprezentaciji pokreta i izvršena je serija simulacija u različitim scenarijima. Na osnovu rezultata ovih eksperimenata izvršena je analiza terapijskog potencijala primene ovakvog pristupa, ali i tehničkih zahteva.

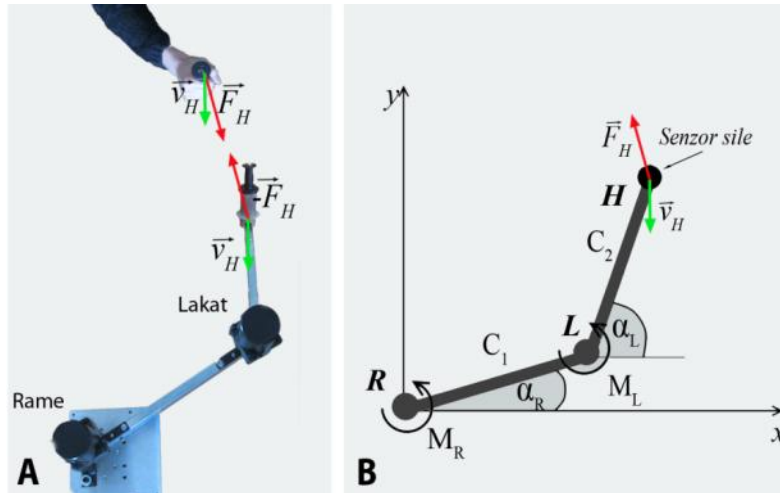
### 2.4.1 Model robotskog sistema

Matematički model planarnog robota sa distribuiranim pogonima može da se izvede iz mehaničkog modela prikazanog na slici R1. Planarni manipulandum modeliran je sa dva kruta segmenta povezana zglobovima. Svaki segment je okarakterisan masom ( $m$ ), dužinom ( $l$ ) i momentom inercije ( $I$ ). Rastojanje centra mase ( $C$ ) od zgloba oko koga se ona rotira je označeno sa  $d$ . Uticaji motora mogu da se modeliraju momentima u zglobovima ( $M_1$  i  $M_2$ ), a uticaji ruke pacijenta mogu da se predstavljaju preko momenta interakcije i vektora sile interakcije. S obzirom da je kod ovakvih robotskih sistema ručka koju drži pacijent takva da može da se rotira bez trenja, moment interakcije je 0. Kao što je napomenuto u glavi 1.2.3, primena haptičkog pristupa podrazumeva preciznu kontrolu sile interakcije u svim tačkama radnog prostora. Kako bi se to postiglo, potrebno je uspostaviti relaciju između momenata motora  $M_1$  i  $M_2$  i sile interakcije  $F_H$ .

U mehaničkom modelu pretpostavljeno je da se mere uglovi oba segmenta ( $\alpha_1$  i  $\alpha_2$ ) i sila interakcije  $F_H$ , kao i da su segmenti kruta tela.

---

<sup>2</sup> Bazirano na: *Kostić, M. D., Popović, M. B., and Popović, D. B. (2012a) "Control of robot assistant for rehabilitation of upper extremities" in Proc. 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3918-3921, San Francisco, CA, USA, ISBN: 978-1-4244-4120-4.*



**Slika 2.10.** A) Robot i ruka pacijenta; B) Matematički model planarnog manipulanduma.

Koristeći usvojenu notaciju i osnovne teoreme mehanike (zakon održanja momenta i zakon održanja ugaonog momenta) iz ovog mehaničkog modela dobija se matematički model planarnog robota, predstavljen u jednačinama (2.1) i (2.2).

$$\begin{aligned}
 M_1 = & J_{C1}\ddot{\alpha}_1 + J_{C2}\ddot{\alpha}_2 - ((F_{Wx} + m_2\ddot{x}_{C2} + m_1\ddot{x}_{C1})d_1 \sin \alpha_1 + (F_{Wy} + m_2\ddot{y}_{C2} + m_1\ddot{y}_{C1})d_1 \cos \alpha_1 + \\
 & + (F_{Wx} + m_2\ddot{x}_{C2})((d_1 - L_1) \sin \alpha_1 + d_2 \sin \alpha_2) + (F_{Wy} + m_2\ddot{y}_{C2})((d_1 - L_1) \cos \alpha_1 - d_2 \cos \alpha_2) + \\
 & + F_{Wx}(d_2 - L_2) \sin \alpha_2 - F_{Wy}(d_2 - L_2) \cos \alpha_2) + M_{1tr}
 \end{aligned} \quad (2.1)$$

$$\begin{aligned}
 M_2 = & J_{C2}\ddot{\alpha}_2 - ((F_{Hx} + m_2\ddot{x}_{C2})d_2 \sin \alpha_2 + (F_{Hy} + m_2\ddot{y}_{C2})d_2 \cos \alpha_2 + \\
 & + F_{Hx}(d_2 - L_2) \sin \alpha_2 + F_{Hy}(d_2 - L_2) \cos \alpha_2) + M_{2tr}
 \end{aligned} \quad (2.2)$$

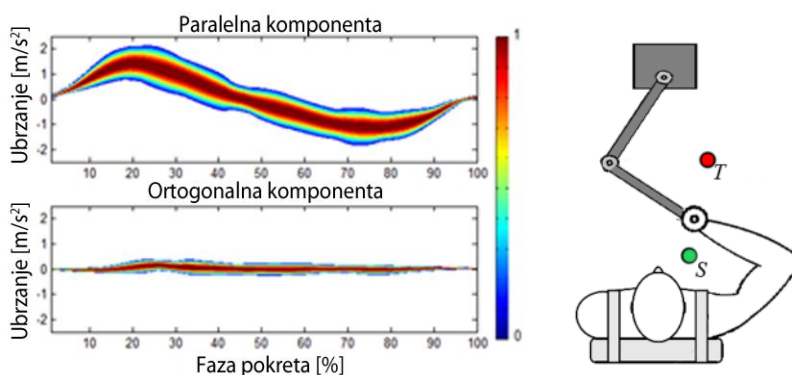
pri čemu su  $M_{1tr}$  i  $M_{2tr}$  sopstveni momenti motora. Ove momente čine inercija, disipativno trenje, Koriolisov momenat i gravitacioni efekti. Postupak izvođenja ovih jednačina dat je u prilogu A rada (Kostić et al, 2012a), koji je dat u prilogu. Elementarnim matematičkim transformacijama jednačine (2.1) i (2.2) mogu da se svedu na jednačine (1.1) i (1.2).

### 2.4.2 Strategija upravljanja

U okviru ovog istraživanja razvijena je metoda upravljanja u prostoru ubrzanja koja je testirana na simulaciji robotskog sistema. Ova metoda zasniva se na reprezentaciji željenog pokreta na osnovu snimljene kinematike pokreta u kome terapeut vodi pacijenta. Željeni pokret bio je reprezentovan pomoću Probability Tube (PT) ortogonalnih komponenti ubrzanja, kreiranih tako



da je jedna komponenta ubrzanja bila usmerena ka ciljanoj tački, dok je druga komponenta bila ortogonalna u pozitivnom smeru. Primer reprezentacije pokreta prikazan je na slici 2.11.



**Slika 2.11.** Probability Tube ubrzanja tokom radijalnog pokreta u horizontalnoj ravni, od tačke  $S$  do tačke  $T$ . Ubrzanje je razloženo na komponentu u pravcu cilja i ortogonalnu komponentu.

Razvijeno je upravljanje koje omogućava "blagu" asistenciju, koja se može tumačiti kao vrsta asistencije "po potrebi". Algoritam je takav da u svakoj tački pokreta robot pruža asistenciju koje obezbeđuje praćenje referentnih ubrzanja, dobijenih na osnovu PT. Korišćenje PT za dobijanje reference omogućava pružanje asistencije koja obezbeđuje izvođenje pokreta na ispravan način, bez nametanja "zlatnog standarda". Na ovaj način se postiže upravljanje koje omogućava varijabilnost, odnosno odstupanje od "idealne" dinamike zarad usklađivanja sa sopstvenom dinamikom pacijenta.

Kontrolni algoritam radi u ovakvom režimu sve dok su devijacije ubrzanja ispod definisanog praga. U slučaju prelaska praga, odnosno istupanja dinamike iz domena PT, smatra se da devijacija nije posledica prirodne varijabilnosti, već pogrešne motorne strategije. U tom slučaju asistivne sile preuzimaju primat tako da se nameće "idealno" ubrzanje, budući da ne postoji sopstvena dinamika pacijenta u okviru ispravne motorne strategije. Dopuštena varijabilnost u ubrzanju može da dovede do slučaja u kome brzina šake nije nula na kraju pokreta. Kako bi se to izbeglo, poslednjih pet procenata pokreta nisu kontrolisani prema ovom kontrolnom algoritmu, već deterministički, tako da dovedu ruku do zaustavljanja.

Ovaj postupak može da se opiše sledećim algoritmom za dobijanje referentnog ubrzanja: Ako je u trenutku  $t$  ruka u fazi pokreta  $i$ , a ubrzanje je  $a(t)$ , tada je referentno ubrzanje

$$a_r(t) = \begin{cases} PT^{-1}\left(\left(PT(a(t), i) + \frac{1-PT(a(t), i)}{k}\right), i\right), & a(t) \in D(PT), i < 95; \\ PT^{-1}(1, i), & a(t) \notin D(PT), i < 95; \\ f(v(95)), & i \geq 95 \end{cases} \quad (2.3)$$

Pri čemu je  $PT(a(t), i)$  verovatnoća trenutnog ubrzanja u trenutnoj fazi, procenjena pomoću PT. Faktor  $k$  definiše terapeut, kako bi odredio nivo dozvoljene varijabilnosti ( $k > 1$ ), a  $D(PT)$  je domen PT. Inverzna funkcija  $PT^{-1}$  ima dva rešenja, te se za referentno ubrzanje  $a_r$  uzima rešenje bliže trenutnom ubrzanju  $a(t)$ .  $f(v(95))$  je funkcija koja na osnovu brzine u devedeset i petom procentu pokreta određuje ubrzanje tako da do kraja pokreta dođe do zaustavljanja.

Upravljanje momentima motora prema referentnom ubrzanju može se izvesti preko definisanja ugaonih ubrzanja segmenata, koja direktno figurišu u jednačinama momenata motora (2.1) i (2.2). Ortogonalne komponente referentnog ubrzanja i ugaona ubrzanja povezana su pomoću Jakobijana geometrije robotskog sistema prikaznog na slici 2.10, a transformacija se izvodi prema formuli:

$$\begin{bmatrix} \ddot{\alpha}_1 \\ \ddot{\alpha}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 \sin \alpha_1 & L_1 \cos \alpha_1 \\ L_2 \sin \alpha_2 & L_2 \cos \alpha_2 \end{bmatrix}^{-1} \times \begin{bmatrix} -a_{rD} \cos \gamma + v_D \dot{\gamma} \sin \gamma + a_{rN} \sin \gamma + v_N \dot{\gamma} \cos \gamma - L_1 \dot{\alpha}_1^2 \cos \alpha_1 - L_2 \dot{\alpha}_2^2 \cos \alpha_2 \\ -a_{rD} \sin \gamma - v_D \dot{\gamma} \cos \gamma - a_{rN} \cos \gamma + v_N \dot{\gamma} \sin \gamma - L_1 \dot{\alpha}_1^2 \sin \alpha_1 - L_2 \dot{\alpha}_2^2 \sin \alpha_2 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

### 2.4.3 Testiranje strategije u okviru simulacije

Kako bi se ispitale karakteristike predložene strategije upravljanja u različitim scenarijima koji se sreću u kliničkoj praksi izvršena je serija simulacija. Koncept upravljanja opisan sa (2.3) testiran u simulaciji robotskog sistema predstavljenog jednačinama (2.1), (2.2) i (2.4). Simulirana su četiri različita scenarija za radijalne pokrete. Detaljan opis metode i prikaz rezultata izložen je u radu (Kostić et al, 2012a) koji je dat u prilogu.

Prvi scenario predstavljao je simulaciju interakcije robota i zdravog ispitanika koji ume da izvede pokret. U ovom slučaju, pretpostavka je da se pokret izvodi tačno bez potrebe za asistencijom, stoga je sila interakcije simulirana vrednostima bliskim nuli. Pošto ispitanik ne treba da oseća inerciju robota, zadatak kontrole je da poništi sopstvenu inerciju.

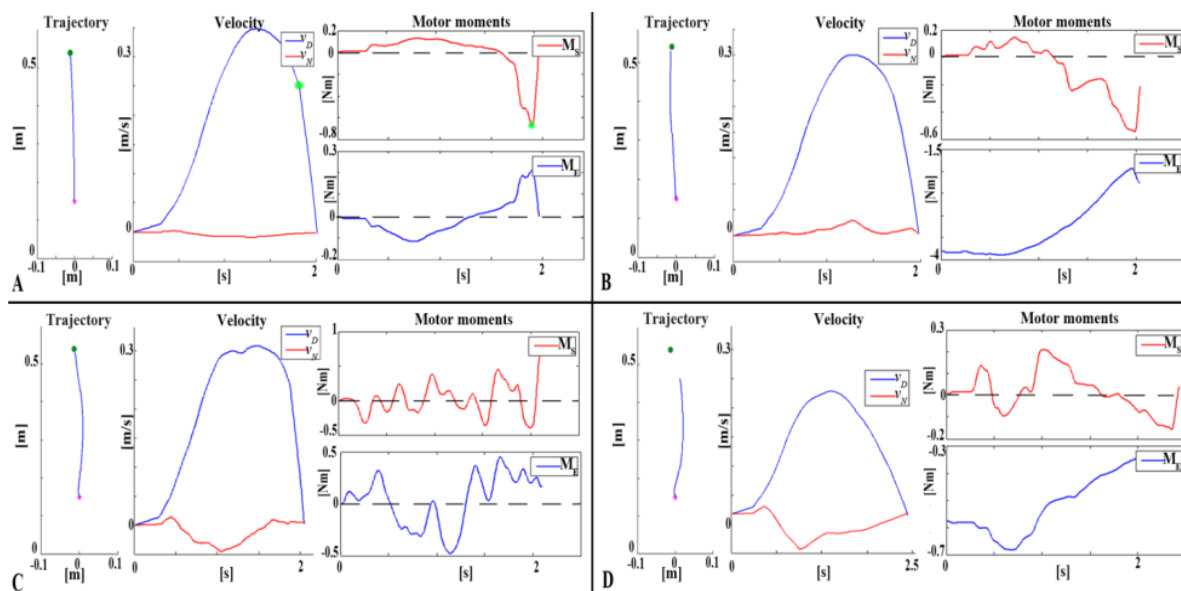
U ostala tri scenarija simulirana je interakcija sa pacijentom koji nije u stanju da u pokret izvede u potpunosti ispravno. U drugom scenariju simuliran je pacijent sa spasticitetom. Ovakav pacijent nije u stanju da izvede pokret, već mu se odupire relativno velikom silom interakcije

usmerenom protiv pokreta. Simulirana sila interakcije je bila takva da sprečava primenu "blage" asistencije.

Slučaj koji je u fokusu interesovanja je kada sistem pruža asistenciju pacijentu koji se trudi da isprati zadatu kinematiku pokreta koji je unutar njegovog radnog prostora. U ovom slučaju, zbog neadekvatne motorne kontrole, pokreti ruke i manipulanduma nisu savršeno sinhronizovani, što dovodi do pojave sile interakcije. Uopšteno posmatrajući, ova sila menja svoj pravac i amplitudu dok ispitanik izvodi pokret, "istražujući" prostor ubrzanja unutar PT. Ovaj slučaj simuliran je u trećem scenariju, gde je sila interakcije simulirana pseudo-slučajnim signalom frekvencije manje od 4Hz. Amplitude simulirane sile su odabrane tako da se može primeniti "blaga" asistencija.

Poslednji scenario od interesa jeste situacija u kojoj pacijent ne pruža dovoljan napor pri vežbanju, već ostaje pasivan i dozvoljava da ga robot vodi kroz pokrete. Ovo je simulirano silom interakcije male amplitude koja se odupire pokretu. Radi razgraničenja od slučaja iz drugog scenarija, simulirana sila je bila dovoljno malog intenziteta da se mogla primeniti "blaga" asistencija.

Ova četiri scenarija simulirana su za šest različitih radijalnih pokreta kao što je opisano u (Kostić et al, 2012a). Za reprezentativni pokret, prikazan na slici R2, prikazani su rezultati simulacija na slici 2.12.



**Slika 2.13.** Podaci simulacije za: A) pokret bez sile interakcije; B) pokret sa snažnom silom interakcije koje pruža otpor pokretu; C) pokret sa promenljivom silom interakcije; D) pokret sa slabom silom otpora. Preuzeto iz rada (Kostić et al, 2012a).

#### **2.4.4 Diskusija rezultata simulacije**

U predloženoj metodi kompenzacija sopstvene dinamike sistema ugrađena je u kontrolni algoritam. U rezultatima simulacije prikazanim na slici R3A ne postoji sila interakcije, te momenti motora samo kompenzuju sopstvenu dinamiku sistema. Za radijalni pokret koji se izvodi prema referentnom ubrzanju, svojstvenom za pokrete zdravog ispitanika, momenti motora imaju približno linearni odnos. Ovaj princip je biomimetički i prisutan je u pokretima ruke zdravih ispitanika (Gottlieb et al, 1996; Popović et al, 2002), što potvrđuje ispravnost ovakve kontrole pokreta. Najveća aktivnost momenata je u kasnoj fazi usporavanja, kada je uticaj sopstvene dinamike sistema na pokret najveći, što je u skladu sa rezultatima našeg ranijeg rada (Kostić et al, 2011b).

U simulaciji pacijenta sa spasticitetom simulirana sila interakcije je suviše visoka za "blagu" asistenciju, te je nametnut "idealni" pokret. Ovo je izvedeno uspešno, budući da su uprkos postojanju sile interakcije, i trajektorija i brzina prikazana na slici 2.12B) veoma slične trajektoriji i brzini prikazanim na slici 2.12A).

U trećoj simulaciji dobijeni su najinteresantniji rezultati. Zbog specifičnosti primenjenog principa odabira referentnog ubrzanja, momenti motora u ovoj simulaciji nisu delovali tako da poništavaju efekte sile interakcije, već je prihvaćena sopstvena dinamika pacijenta. Panel sa momentima motora prikazuje kontinualnu adaptaciju sistema na pokret pacijenta. U ovom slučaju postoje primetne razlike između trajektorije izvedenog pokreta i "idealne" trajektorije, izvedene u prethodne dve simulacije. Međutim, i ovako izveden pokret može se smatrati pravilnim. Trajektorija pokazuje blagu zakrivljenost koja nastaje kao posledica komponente ubrzanja, upravne na direktni pravac kretanja. Ova komponenta ubrzanja može da se primeti i kod zdravih ispitanika, iako oni generalno imaju pravolinijsku trajektoriju u radijalnim pokretima (Flash i Hogan, 1985). Profil brzine takođe oslikava odstupanje od idealnog slučaja. Komponenta upravna na pravac kretanja je veća nego u prethodnim slučajevima, ali direktna komponenta i dalje ima zvonasti oblik, karakterističan za ispravan pokret.

U poslednjem scenariju, gde je pacijent bio neaktivan, pokret nije izvršen do kraja. Pri nedovoljnoj aktivnosti pacijenta kome je zadati pokret u okviru radnog prostora sistem se kreće sporije usled nekompenzovane dinamike koju dodaje pasivna ruka pacijenta. Ovo se može smatrati sistemskom greškom predložene metode, pošto će u ovakvom slučaju, kao posledica

dopuštene varijabilnosti ubrzanja, referentno ubrzanje uvek biti niže nego što je potrebno za izvršavanje celog pokreta. Međutim, s obzirom da je aktivno učestvovanje pacijenta u vežbanju jedan od primarnih faktora u rehabilitaciji, neizvršavanje pokreta u slučaju nedovoljne aktivnosti pacijenta može se tumačiti i kao pozitivna karakteristika kontrolnog algoritma.

Prezentovani algoritam zasniva se na PT reprezentaciji pokreta, u kojoj terapeut zadaje željeni pokret u skladu sa trenutnim mogućnostima i potrebama pacijenta. Reprezentacija je u prostoru ubrzanja čime se uključuje i dinamika pokreta, važan faktor za motorno učenje (Luttgen i Heuer, 2012a; Luttgen i Heuer, 2013). Rezultati simulacije pokazuju da algoritam obezbeđuje varijabilnost pokreta u granicama koje određuje terapeut, a omogućava i punu asistenciju u slučaju da pacijent nije u mogućnosti da izvrši pokret. Pored toga, algoritam onemogućuje izvođenje pokreta u koliko je pacijent pasivan. Može se zaključiti da sa rehabilitacionog aspekta predloženi algoritam ispunjava preporuke date u literaturi (Wulf i Schmidt, 1997; Reinksmeyer et al, 2000; Emken et al, 2001; Krebs et al, 2003; Reinksmeyer et al, 2004; Riener et al, 2005b; Kahn et al, 2006; Marchal-Crespo i Reinkensmeyer, 2009), međutim, potrebno je razmotriti i tehničke karakteristike uređaja koje ovakvo upravljanje iziskuje.

#### ***2.4.5 Tehnički zahtevi za upravljanje***

Da bi se postiglo ovakvo upravljanje potrebno je obezbediti preciznu kontrolu momenta motora i posedovati tačan model sopstvenih momenata motora. Sopstvene momente čine trenje reduktora, disipativno trenje, Koriolisov momenat i gravitacioni efekti. U opštem slučaju, ovo je izuzetno nelinearna veličina koja se mora eksperimentalno odrediti.

U standardnom režimu rada, rotacione brzine segmenata su reda veličine 1 rad/sec. Sa druge strane, potrebno je da robot obezbedi sile asistencije do 50N, odnosno da motori budu u stanju da realizuju momente između 25Nm i 50Nm. Obezbeđivanje ovakvih momenata na niskim učestalostima je trivijalno uz primenu reduktora sa visokim stepenom prenosa. Međutim, ovako realizovana kontrola sile interakcije podrazumeva da robot ima izuzetno nisku sopstvenu dinamiku, te da ne ometa pokret, već da asistira pokretu silom interakcije. Mala sopstvena dinamika podrazumeva malu masu segmenata i male unutrašnje momente motora koji se mogu postići samo ukoliko motori imaju mali stepen redukcije.

S obzirom na ova dva suprotstavljena zahteva postoje dva moguća prilaza. Primena reduktora sa visokim stepenom prenosa, ili korišćenje moćnih DC motora sa velikom izlaznom snagom. Prvi pristup značajno povećava krutost sistema i zahteva aktivnu kompenzaciju sopstvene dinamike uređaja. Ovakav pristup zahteva prediktivno upravljanje i online kompenzaciju dinamike, što može da dovede do nestabilnosti sistema (Casadio et al, 2006). U drugom pristupu problem predstavljaju motori koji imaju veliku masu, te nisu pogodni za uređaj sa distribuiranim pogonima. Osim toga cena motora i sistema za njihovo napajanje, kao i obezbeđivanje potrebne energije za rad ovakvog sistema značajno komplikuju eventualnu svakodnevnu primenu u klinikama ili kućnom okruženju.

Sa aspekta senzora, za realizaciju ovakve kontrole potrebno je precizno merenje ugaonog ubrzanja na visokim učestalostima. Kako bi se ovo obezbedilo bez uticaja šuma potrebno je izbeći diferenciranje signala, odnosno trebalo bi obezbediti direktno merenje ugaonih ubrzanja. Trenutno dostupni uređaji nisu opremljeni ovakvim sensorima.

Na osnovu analize tehničkih zahteva, može se zaključiti da je za realizaciju ovakvog algoritma upravljanja potrebna izuzetna sofisticirana hardverska platforma, slična uređajima kao što su Braccio di Ferro, MIT-Manus, ili HapticMaster. Sa druge strane, zaključak pregleda relevantne literature iz oblasti upravljanja rehabilitacionim robotima (Kahn et al, 2006; Kwakkel et al, 2008; Marchal-Crespo i Reinkensmeyer, 2009; ), kao i poslednjeg Cochraine izveštaja (Mehrholz et al, 2012), jeste da još uvek nije odgovoreno na pitanje da li i koliko kontrolni algoritmi koji zahtevaju sofisticirane hardverske platforme imaju pozitivan uticaj na rehabilitaciju pacijenata. Osnovni razlog nepostojanja odgovora na ova fundamentalna pitanja jeste nedovoljan broj izvedenih kliničkih istraživanja, što je posledica potrebe za kompleksnim i skupim hardverom, kakav poseduju navedeni robotski sistemi. Stoga, u ovom istraživanju, dalja pažnja posvećena je razvoju metode upravljanja koja bi implementirala principe sa visokim terapijskim potencijalom (koji su identifikovani u poglavlju 1.3), ali na način koji omogućava primenu jednostavnijih hardverskih rešenja.

## 2.5 ZAKLJUČAK

U okviru ove glave prikazani su rezultati istraživanja koji daju odgovor na naučno pitanje: *Da li je moguće razviti metodu za transfer znanja sa terapeuta na robota za asistenciju pokreta, odnosno definisanje željene trajektorije putem demonstracije?*

Prikazana je *Probability Tube* metoda, koja je originalno razvijena u okviru ovog istraživanja. Na osnovu rezultata izloženih u 2.2 može se zaključiti da je ova metoda pogodna za reprezentaciju pokreta na osnovu demonstracije. Ova metoda validirana je i u kliničkom okruženju, u merenju opisanom u 2.3, što ukazuje na njenu primenljivost u rehabilitaciji.

Ovakvim odabirom željene trajektorije omogućeno je da terapeut jednostavno i brzo „prenese znanje“ robotu, koji nakon toga može asistirati izvođenju pokreta. U simulaciji prikazanoj u 2.4 pokazano je da upravljanje omogućava fleksibilnost asistencije (zbog stohastičke reprezentacije pokreta), adaptibilnost različitim potrebama pacijenata (zbog jednostavne procedure uvođenja novih željenih trajektorija) i vežbanje temporalnih karakteristika pokreta (jer je reprezentovana kinematika pokreta), iz čega se može zaključiti da metoda obezbeđuje visok terapijski potencijal.

# 3 METODE ZA PROCENU SPOSOBNOSTI PACIJENTA PRIMENOM ROBOTSKIH SISTEMA<sup>3</sup>

Procena trenutnog stanja pacijenta, odnosno procena kvaliteta njegove motorne kontrole, jedan je od važnih aspekata rehabilitacije. U kliničkoj praksi u ove svrhe koristi se niz testova u kojima terapeuti u interakciji sa pacijentom ocenjuju njegove sposobnosti. Izrada ovih testova podrazumeva da pacijent izvrši niz različitih zadataka, koji mogu biti naporni, nelagodni i/ili zahtevaju ponavljanje. Osim objektivno merljivih parametara kao što je vreme izvođenja zadatka, ili maksimalan dosegnuti ugao, ovi testovi zahtevaju i subjektivnu procenu od strane terapeuta, što unosi izvesnu varijabilnost u rezultate testa. Varijabilnost se javlja na nivou različitih procena jednog ispitivača (intrater), i na nivou različitih ispitivača (interater). U idealnom slučaju, test bi trebao da bude što manje kompleksan i što objektivniji.

## 3.1 KLINIČKE MERE

Klinički testovi od interesa u ovom istraživanju su: Fugl-Meyer, ARAT, i Ashworth skala.

Fugl-Meyer je test za procenu i meru oporavka pacijenata koji su preživeli moždani udar (Fugl-Meyer 1974). Ovo je jedna od najčešće korišćenih kvantitativnih mera motornog deficita (Gladstone et al., 2002), i koristi se za procenu aktivnosti svakodnevnog života, funkcionalnu pokretljivost i bol. Test ima 113 zadataka podeljenih u šest kategorija: motorna funkcija gornjih ekstremiteta (33 zadatka), motorna funkcija donjih ekstremiteta (17 zadataka), senzorna funkcija (12 zadataka), ravnoteža (7 zadataka), opseg pokreta zglobova (22 zadatka), i bol u zglobovima (22 zadatka). Svaki zadatak ocenjuje se jednom od tri ocene: 0 – nije izvršen; 1 – delimično

---

<sup>3</sup> Bazirano na: **Kostić, M. D.** and Popović, M. D. (2013) "The Modified Drawing Test for Assessment of Arm Quality Movement" *Journal of Automatic Control*, vol. 21, no. 1, pp. 49-53.

**Kostić, M. D.**, Popović, M. B., and Popović, D. B. (2013) "A Method for Assessing the Arm Movement Performance: Probability Tube" *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 51, no. 12, pp. 1315-1323, DOI: 10.1007/s11517-013-1104-z.

**Kostić, M. D.**, Mataušek, M. R., and Popović, D. B. (2013) "Modified Internal Model Control for the Robot Assistant: Therapeutic System for Upper Extremities" *IEEE Trans Neur Syst and Reahb Eng*, (Under review)



izvršen; 2 – potpuno izvršen. Test ne zahteva posebnu opremu osim teniske loptice i uređaja za ispitivanje refleksa (taster sa triggerom). Prema istraživanjima, ovaj test ima odličnu konzistentnost (Lin et al., 2004) i odličnu interater/itrater pouzdanost (korelacija od 0.9 do 0.99) (Duncan et al., 1983). Mana ovakvog pristupa jeste što je mala granularnost ocene pojedinačnog zadatka nadomeštena velikim brojem zadataka, što ovaj test čini dugotrajnim i komplikovanim, te predstavlja napor kako za pacijenta, tako i za terapeuta.

ARAT (Action Research Arm Test) je test za proveru motornih sposobnosti u oblasti aktivnosti svakodnevnog života, funkcije gornjih ekstremiteta i koordinacije (Van der Lee, 2001). Ovaj test zahteva set opreme koji se sastoji od nekoliko različitih kocki, kugli, čaša, valjaka, itd. Test ima 19 zadataka podeljenih u četiri podgrupe: kvalitet hvata (grasp), kvalitet stiska (grip), kvalitet preciznog hvata (pinch) i pokret ruke (gross movement). Svaki zadatak se ocenjuje ocenama: 0 – nije izvršen; 1 – delimično izvršen; 2 – potpuno izvršen za dugo vreme; 3 – potpuno izvršen u normalnom roku. Kako bi se skratilo vreme testa, prvo se izvode najkomplikovaniji zadaci, a manje komplikovani zadaci se izvode samo u slučaju da je rezultat prethodnog zadatka manji od tri (Van der Lee et al., 2002). Svi zadaci svode se na merenje vremena određenog broja ponavljanja zadatog pokreta. Ovako koncipiran test traje kraće i manje je podložan subjektivizmu od Fugl-Meyer skora. Sa druge strane, zbog toga što zahteva specifičnu opremu i ima manju osetljivost, ARAT je manje primenjivan test od Fugl-Meyer skora.

Jedan od najčešće primenljivanih načina za procenu spasticiteta je Ashworth skala. Ashworth skala projektovana je za procenu spasticiteta određenog mišića merenjem otpora pasivnom pokretu. Merenje se izvodi za svaki stepen slobode zgloba od interesa. Skala ima ocene od 0 do 4, pri čemu 0 označava nepostojanje otpora, a 4 krutost. Postoji i modifikovana skala, u kojoj je dodata ocena 1+ koja označava postojanje blagog otpora u manje od polovine opsega pokreta. Test se izvodi tako što terapeut pokreće ruku pacijenta i procenjuje otpor. Pri takvom izvođenju, i brzina pokreta (koja je korelisana sa pojavom spasticiteta) i procena otpora podložne su subjektivnom utisku terapeuta. Iako je kod iskusnih ispitivača varijabilnost procene jednog ispitivača (intrater) zadovoljavajuće niska, varijabilnost ocene između ispitivača (interrater) je visoka (Blackburn et al, 2002). Moguć razlog za to je činjenica da Ashworth skala ne uzima u obzir zavisnost spasticiteta od brzine, niti definiše brzinu izvođenja pokreta, zbog čega je teško porediti različita merenja (Scholtes et al, 2007).

Iz ovog pregleda može se zaključiti da je osnovni problem postojećih kliničkih mera to što su, uprkos vremenu i naporu koje iziskuju od pacijenata i terapeuta, njihova pouzdanost i osetljivost na promene stanja pacijenta uslovljene subjektivnim utiskom ispitivača. Nove tehnologije, kao što su rehabilitacioni roboti, imaju potencijal da unaprede procenu stanja pacijenata korišćenjem novih mera, zasnovanim na senzorskim merenjima. Upotreba ovakvih sistema omogućava objektivizaciju merenja primenom kraćih i jednostavnijih procedura.

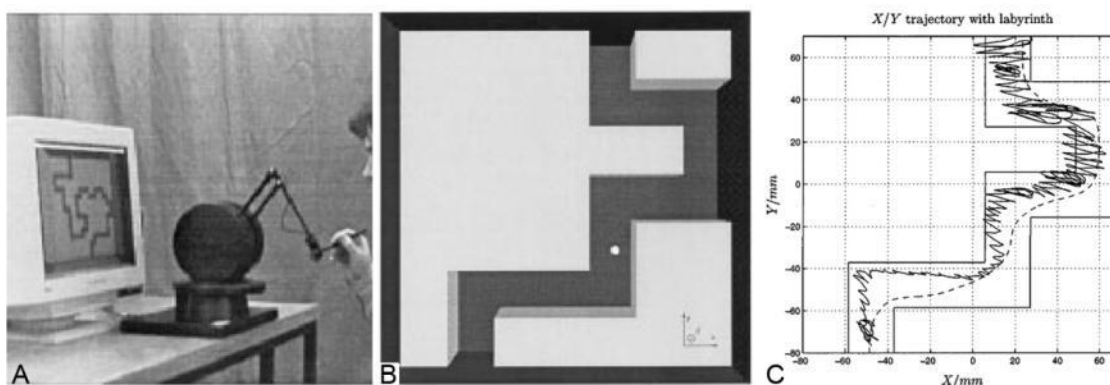
### **3.2 KVANTIFIKACIJA SPOSOBNOSTI POKRETA RUKE PRIMENOM INSTRUMENTACIJE**

U skorije vreme, predstavljeno je nekoliko metoda procene sposobnosti kontrole gornjih ekstremiteta u kojima se koristi instrumentacija, koja se nalazi i u rehabilitacionim robotskim sistemima. Ovakve metode imaju veliki potencijal za unapređenje oblasti rehabilitacije, što je prepoznato i od strane Evropske zajednice koja u okviru COST projekta, kroz inicijativu STARS (COST 2013) ulaže napore u izradu standarda za merenje sposobnosti motorne kontrole pacijenata primenom robotskih sistema. Ovo istraživanje je deo tih napora i rezultati prikazani u ovom poglavlju imaju doprinos u razvoju preporuka i standarda STARS inicijative.

Postoje dva pravca u kojima primena robotskih sistema unapređuje proces merenja. Prvi pravac jeste razvoj jednostavnih metoda zasnovanih na elementarnim principima korišćenim u kliničkoj praksi, pri čemu robot predstavlja senzorsku platformu za dobijanje mera. Na ovaj način, merenje postaje brže i efikasnije i, zahvaljujući apsolutnoj ponovljivosti merenja, postiže se objektivizacija. Drugi pravac je razvoj novih metoda za ispitivanje parametara pokreta koji nisu bili dostupni pre korišćenja robotskih sistema. Primer ovakve metode predstavio je Bardorfer 2001, gde se sposobnosti kontrole pokreta procenjuje na osnovu analize kretanja ruke u haptičkom lavirintu koji je ispitaniku predstavljen vizuelno (na ekranu) i taktilno (putem haptičkog robota), kao što je prikazano na slici 3.1. Pacijent ima zadatak da prođe zatom stazom u najkraćem mogućem vremenu, uz minimalan broj sudara sa zidovima lavirinta. Precizno merenje kinematike i sile interakcije sa zidovima lavirinta pomoću robotskog sistema omogućava detaljnu analizu kontrole kretanja.

U okviru ovog rada analizirana je kontrola na osnovu velikog broja parametara, kao što su brzina kretanja, brzina napredovanja kroz lavirint, broj sudara sa zidovima, trajanje sudara sa zidovima,

intenzitet sile sudara, kao i frekvencija pokreta (drhtanja) ruke. Na osnovu pilot studije sa malim brojem ispitanika (Bardorfer, 2001), može da se zaključi da postoji potencijal u korišćenju ovakvih mera, jer se mogu uočiti razlike između rezultata osoba sa različitim stepenom oštećenja. Međutim, primenom ovako velikog broja parametara koji nemaju jasno definisanu relaciju sa konkretnim deficitom, mogu se izvesti pogrešni zaključci. Zbog toga, ovakve metode, iako imaju veliki istraživački značaj i potencijalno mogu značajno da unaprede procenu motorne sposobnosti ispitanika, moraju da prođu opsežan proces testiranja pre nego što bi imale bilo kakvu praktičnu primenu.



**Slika 3.1** Procena stanja pacijenta pomoću haptičkog lavirinta. A) Postavka merenja; B) Izgled lavirinta; C) Snmljeni podaci. Preuzeto iz Bardorfer et al, 2001

Iz tog razloga, u ovom istraživanju, veća pažnja posvećena je razvoju metoda u skladu sa prvim pristupom. Primeri ovog pristupa korišćenja novih tehnologija za procenu sposobnosti kontrole ruke su nedavni naponi grupe iz Tventea (Holandija) prikazani u radovima (Krabben et al, 2011) i (Ellis et al, 2011). Metoda prikazana u radu (Krabben et al. 2011) zasniva se na analizi kružnice koju ispitanik opisuje šakom iznad površine stola, uz instrukciju da kružnica treba da bude maksimalne veličine i što pravilnija. Poređeni su rezultati šesnaest pacijenata koji su preživeli moždani udar i rezultati dvadeset kontrolnih ispitanika (osoba bez sezorno-motornih poremećaja). Osim parametara kruga (površina, relativna površina, odnos dijagonala približne elipse) mereni su i uglovi lakta i ramena tokom pokreta, kako bi se analizirale sinergije tokom pokreta. Analiza ovih rezultata pokazala je da postoje značajne razlike između ove dve grupe, kao i da postoji korelacija posmatranih parametara sa nivoom oštećenja, određenim pomoću Fugl-Meyer testa. Ovakvi rezultati su u skladu sa rezultatima koje su prikazali Popović i Popović (1994), koji su takođe analizirali uglove ramena i lakta pri pokretima u ravni.

Na osnovu rezultata crtanja kružnice, metoda je unapređena dodavanjem gravitacione kompenzacije i merenjem maksimalnog radnog prostora, odnosno maksimalne površine koju ispitanik može da prebriše rukom (Ellis et al 2011). Ovo istraživanje potvrdilo je postojanje abnormalnih sinergija abdukcije ramena i fleksije lakta, s obzirom na to da je pokazano da se povećanjem gravitacione kompenzacije (smanjenjem abdukcije ramena) povećava radni prostor ispitanika (smanjenje fleksije lakta). Takođe je pokazana korelacija nivoa oštećenja sa veličinom radnog prostora pri fiksiranoj vrednosti gravitacione kompenzacije. Ovi rezultati su u skladu sa rezultatima prikazanim u radu Popović et al (2003) gde je nivo oštećenja pacijenta procenjivan na osnovu površine kvadrata koji je u stanju na nacrtu, oslanjajući ruku na površinu stola (100% gravitaciona kompenzacija).

Slaganje rezultata grupe iz Tventea sa rezultatima grupe iz Beograda i Aalborga (Popović et al.) nije slučajno. Ova grupa već duže vreme ulaže napore u razvoj novih metoda za kliničko testiranje stepena oštećenja primenom novih tehnologija u koje spada i ovo istraživanje. Kao što je već pomenuto, metoda kvantifikacije kvaliteta pokreta merenjem uglova ramena i lakta pri pokretima u horizontalnoj ravni razvijena je pre skoro dve decenije (Popović i Popović 1994). Mere uvedene u ovoj metodi imale su visoku korelaciju sa stepenom oštećenja i omogućavale su uvid u proces oporavka. Međutim metoda je zahtevala precizno postavljanje goniometara na ruku ispitanika. Iako ova procedura nije preterano zahtevna, dovoljno komplikuje merenje da metoda nije zaživela u praksi. Kao što je već napomenuto, kako bi klinička mera bila efikasna i upotrebljiva u svakodnevnoj praksi potrebno je da bude što jednostavnija, zahteva što manji broj ponavljanja i ne izlaže pacijenta ili terapeuta velikim naporima.

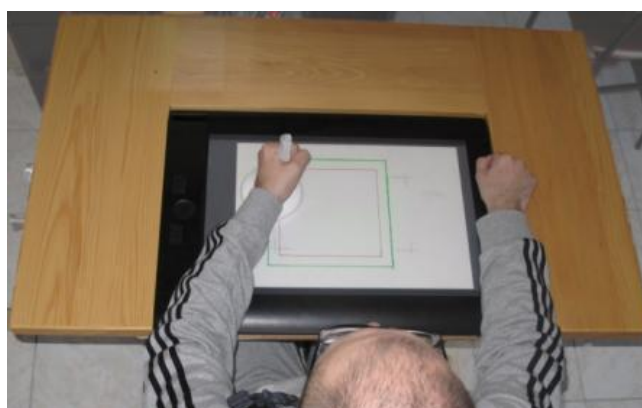
S tim u vidu razvijena je metoda za određivanje kvaliteta kontrole pokreta ruke na osnovu analize kvadrata koji ispitanik crta na horizontalnoj površini. Metoda je nazvana *Drawing Test* (DT) i prvi put ju je uvela Popović sa saradnicima (2002). Metoda je korišćena tokom kliničke studije za evaluaciju funkcionalne električne terapije, kao mera koordinacije pokreta zgloba lakta i zgloba ramena pri funkcionalnim pokretima ruke (Popović et al, 2003). Zadatak ispitanika u ovom testu bio je da se na tabli za crtanje postavljenoj u horizontalnoj ravni mišem prate stranice kvadrata dimenzija 20x20cm. Skor se računao kao odnos površine nacrtanog i zadatog oblika (kvadrata). Ovaj test je validiran poređenjem sa kliničkim testovima na hemiplegičnim i tetraplegičnim pacijentima kao i na zdravim ispitanicima, poređenje sa EMG aktivnostima

mišića. Kasnija verzija ovog testa, koju je uveo Eder sa saradnicima (2005) je pojednostavljena i zahteva samo crtanje jednog pokreta tipa od-tačke-do-tačke u preseku sagitalne i horizontalne ravni. Na ovaj način uklonjena je promena pravca koja pored motorne zahteva i određenu kognitivnu aktivnost, što nije pogodno u svim slučajevima. U ovoj verziji testa skor se dobija merenjem greške položaja šake pri pokretu od-tačke-do-tačke i merenjem ugla između pravca nacrtanog pokreta i željenog pravca. I u ovoj pojednostavljenoj verziji test ima visoku korelaciju sa modifikovanom Ashworth skalom.

### 3.3 MODIFIED DRAWING TEST<sup>4</sup>

Kao nastavak napora grupe, nova verzija *Drawing Test* razvijena je u okviru ovog istraživanja, pod nazivom *Modified Drawing Test (mDT)*. Razvijena metoda, *mDT*, pruža kvantitativnu meru kvaliteta pokreta na osnovu merenja kinematike šake pri praćenju zadanog pravougaonog oblika. Metoda je razvijena na osnovu istraživanja u kome je učestvovalo trideset zdravih ispitanika i deset pacijenata. Detaljni podaci ispitanika su predstavljeni u (Kostić i Popović 2013).

Procedura sprovođenja testa sastoji se od crtanja zadanog oblika, na osnovu priloženog modela. Model se sastoji od dva koncentrična kvadrata čije se stranice razlikuju za 4 cm, čime je formirana „staza“ koju ispitanik treba da prati, kao što je prikazano na slici 3.2. Zadatak je da se prođe kroz čitavu stazu za što kraće vreme i sa što manje prestupa. Veličina priloženog modela je prilagođena ispitaniku (pacijentu), tako da maksimalno obuhvata njegov radni prostor.



**Slika 2.3.** Ispitanik tokom izvođenja *mDT* u verziji sa tablom za crtanje i instrumentovanom ručkom.

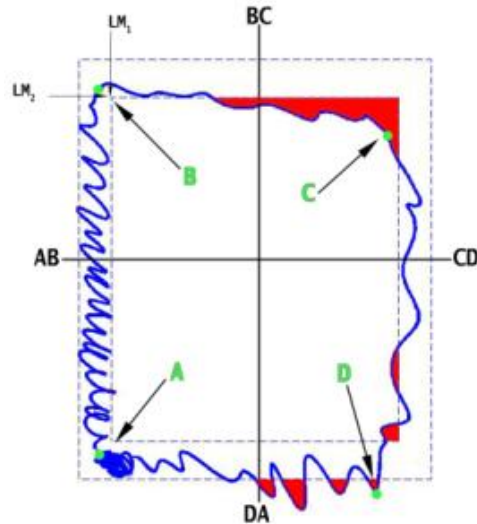
<sup>4</sup> Bazirano na: **Kostić, M. D.** and Popović, M. D. (2013) "The Modified Drawing Test for Assessment of Arm Quality Movement" *Journal of Automatic Control*, vol. 21, no. 1, pp. 49-53.

Na početku testa određuje se radni prostor pacijenta utvrđivanjem najdaljih tačaka koje ispitanik može da dohvati u različitim pravcima. Na osnovu toga terapeut odabira model koji postavlja na radnu površinu ispred ispitanika. Pokret se izvodi od kontralateralnog proksimalnog temena, u smeru prema kontralateralnom distalnom temenu. Prema zahtevima terapeuta pri izvođenju testa pacijent je ima zadatak da pokret izvodi što brže i što preciznije. Tokom testa potrebno je obezbediti da rame ispitanika miruje, kako bi se omogućila primena kompenzacionih strategija. Ovaj test se može sprovoditi sa različitom opremom za snimanje kinematike šake. U radu (Kostić i Popović 2013) detaljno je prikazana procedura testa kao i instrumentacija korišćena u merenjima.

Rezultat ovog testa zasnovan je na tri objektivne mere kvaliteta pokreta: brzini, preciznosti i glatkoći. Kako bi se omogućila opsežna analiza, rezultati se računaju za ceo oblik, kao i za svaku stranicu posebno.

Osnovni problem analize kvadrata nacrtanih tokom testa je detekcija temena. Usled različitog stepena motornog deficita testiranih ispitanika postoji velika varijabilnost snimljenih oblika. U okviru ovog istraživanja razvijena je sofisticirana metoda obrade snimljenih podataka kojom je rešen problem detekcije temena. Detaljan opis algoritma detekcije temena dat je u radu (Kostić i Popović 2013) koji se nalazi u prilogu.

Na slici 3.3 prikazano je jedno izvođenje, na kome su označena automatski detektovana temena crteža. U datom primeru prikazano je izvođenje pokreta u kome je na početku prisutan tremor (AB segment), teme C nije jasno izdvojeno, a u segmentu DA postoje velike oscilacije usled loše kontrole. I pored ovako komplikovanog oblika nacrtane krive, temena su ispravno detektovana.



**Slika 3.3.** Primer podataka snimljenih tokom jednog izvođenja *MDT*. Zelenim tačkama su obeležene lokacije automatski detektovanih temena. Crvene površine predstavljaju prestop.

Metoda *mDT* razvijana je u saradnji sa lekarima i terapeutima iz klinike za rehabilitaciju "Dr Miroslav Zotović". Na osnovu razgovora sa njima zaključeno je da bi u idealnom slučaju rezultat testa trebao biti predstavljen kao jedan broj, u opsegu  $[0, 1]$ , uz mogućnost detaljne analize različitih podrezultata. Rezultat *mDT* je osmišljen tako da uzima u obzir sve važne parametre pokreta, ali da se može predstaviti jednim brojem. Skor je dat kao funkcija različitih parametara pokreta, predstavljena formulom

$$\text{Skor} = \frac{\text{Brzina-Glatkost}}{\text{Greška preciznosti}} \quad (3.1)$$

Pri čemu su **Brzina**, **Greška preciznosti** i **Glatkost** mere dobijene na osnovu snimljenih podataka. Ovi parametri odabrani su kako bi prikazani rezultat bio u skladu sa zahtevima koje su definisali terapeuti, kao i sa preporukama definisanim u relevantnoj literaturi.

Kao što je napomenuto u opisu procedure merenja, pacijent ima zadatak da izvrši pokret što brže i što preciznije. Ova dva zahteva su suprotstavljena, zbog čega u *Skoru* učestvuju u obliku količnika, pri čemu je preciznost predstavljena preko greške praćenja, definisane u (3.3). Pored ova dva parametra u *Skoru* učestvuje i glatkost pokreta. Ovaj parametar odabran je na osnovu preporuka relevantne literature iz oblasti rehabilitacije i motorne kontrole (Flash i Hogan, 1985; Rohrer et al, 2002), gde je prepoznat kao parametar koji može biti dobar indikator trenutnog stanja i stepena oporavka.

**Brzina** je računata kao srednja brzina pokreta pri crtanju svake stranice kvadrata, odnosno

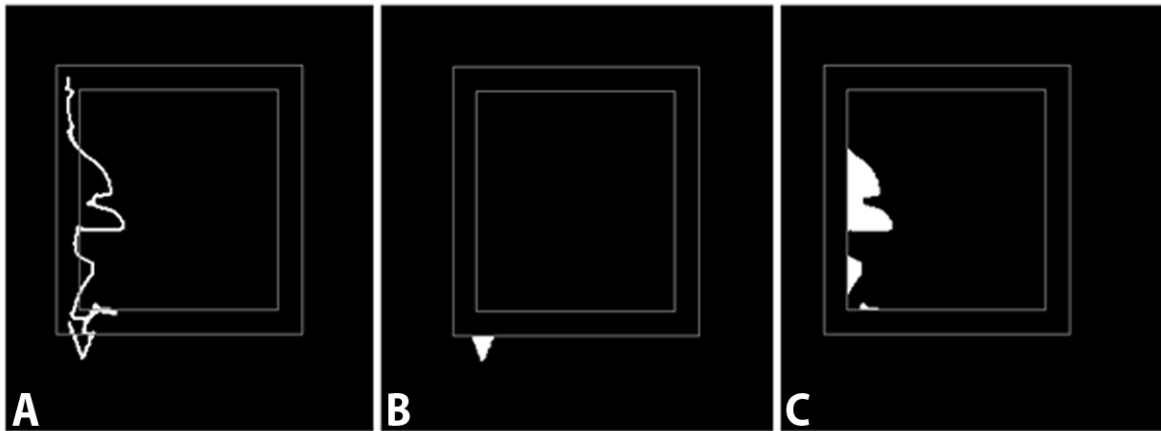
$$\mathbf{Brzina}(i) = \frac{L \cdot F_s}{I_T(i+1) - I_T(i)}, \quad (3.2)$$

pri čemu je  $I_T(i)$  indeks odbirka u kome je locirano  $i$ -to temena,  $L$  dužina segmenta, a  $F_s$  frekvencija odabiranja.

**Greška preciznosti** je računata na osnovu broja i površine prestupa van staze. Na slici 3.3 ukupna površina prestupa označena je crvenom bojom. Na slici 3.4 dat je primer računanja greške preciznosti za jedan segment. Kao što je prikazano na slici, prestupi se mogu javiti na dva načina, u unutrašnjem i u spoljnom delu prezentovanog templa.

Prestupi su određivani pomoću algoritma za obradu slike koji je opisan u radu (Kostić i Popović 2013). Nakon što se svi prestupi indentifikuju određuje se njihova ukupna površina  $A_i$  i broj  $N_i$ . Formula za računanje greške  $i$ -tog segmenta je

$$\mathbf{Greška\ preciznosti}(i) = e^{A_i \cdot N_i}. \quad (3.3)$$



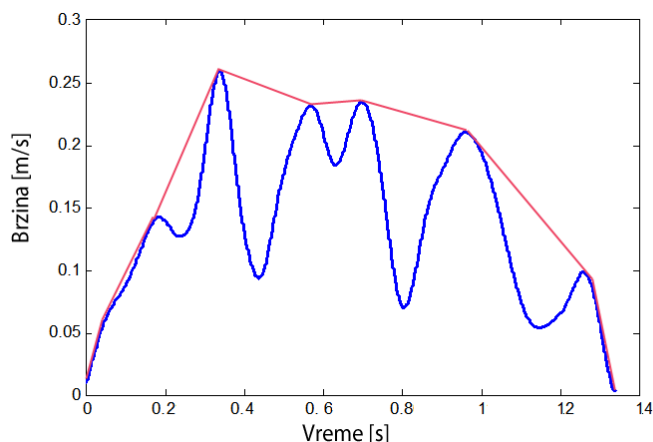
**Slika 3.4.** Određivanje prestupa jednog segmenta. A) Izdvojen segment pokreta; B) određivanje prestupa sa spoljne strane templa; C) određivanje prestupa sa unutrašnje stran templa.

**Glatkost** je određena kao funkcija četiri indikatora glatkosti razmatranih u (Rohrer et al, 2002). Prosečne vrednosti zdravih ispitanika su iskorišćene za normalizaciju svakog parametra, čime je dobijena intuitivno jasna i uravnotežena mera. Za glatkost  $i$ -tog segmenta računa se kao

$$\mathbf{Glatkost}(i) = e^{(T_z + T_i)} + e^{(M_z - M_i)} + \frac{B_i}{B_z} + \frac{\hat{S}_i}{\hat{S}_z}, \quad (3.4)$$

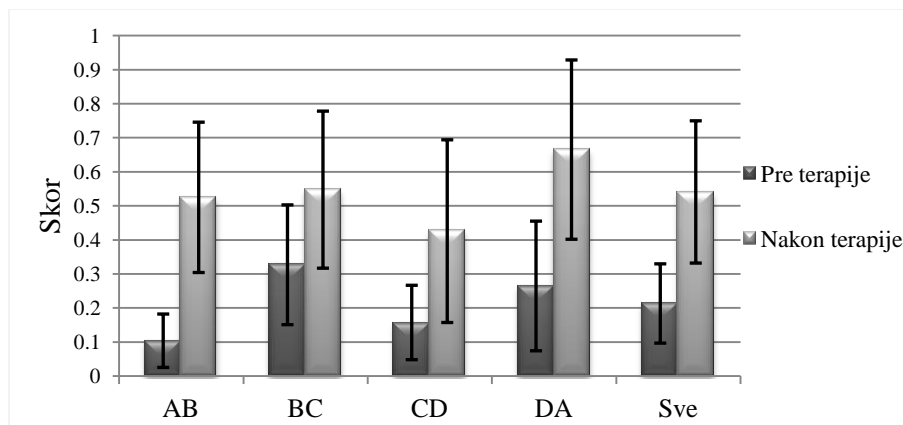


pri čemu je  $T_i$  odnos srednje vrednosti negativnog trzaja (trećeg izvoda pozicije) i maksimalne brzine,  $M_i$  je broj lokalnih maksimuma u profilu brzine,  $B_i$  je odnos srednje brzine i maksimalne brzine, a  $\check{S}_i$  odnos površine ispod profila brzine i njegovog konveksnog omotača (školjke). Vrednosti  $T_z=1.15$ ,  $M_z=1$ ,  $B_z=0.5$  i  $\check{S}_z=0.9$  su heuristički određene normalne vrednosti posmatranih mera. Na slici 3.5 prikazan je primer profila brzine jednog segmenta snimljenog tokom izvođenja testa. Ovaj profil brzine ima šest lokalnih maksimuma, a na slici je prikazan i konveksni omotač.



**Slika 3.5.** Profil brzine pokreta koji izvodi pacijent tokom testa, sa iscrtanim konveksnim omotačem.

U okviru iste studije deset hemiplegičnih pacijenata je radilo *mDT* pre početka i po završetku tronedeljnog programa terapije. Sumarni rezultati testa pre i posle terapije, upoređeni su na slici 3.6. Na prikazanim skupovima podataka urađen je dvostrani T-test kako bi se utvrdilo da li postoji značajna razlika između rezultata pre i posle terapije. T-test je pokazao da postoji značajan napredak u svim segmentima oblika ( $p < 0.04$ ). Detaljna analiza rezultata korišćenih mera data je u radu (Kostić i Popović 2013).



**Slika 3.6.** Srednja vrednost i standardna devijacija rezultata *mDT* za deset pacijenata pre i nakon terapije, računata za svaki segment, kao i za čitav oblik.

Osnovna prednost prethodne verzije DT koju su predložili Eder i saradnici (2005) je jednostavnost izvođenja i brza dostupnost analize. Metoda koja zahteva dodatno angažovanje operatera u obradi podataka (npr. ručno određivanje regija od interesa, ručna segmentacija, itd.) komplikuje proces merenja, opterećuje medicinsko osoblje, produžava vreme testiranja i sveukupno smanjuje efikasnost i poželjnost testa u svakodnevnoj kliničkoj praksi. Iz tog razloga, kompletna obrada podataka *mDT* rešena je algoritmima implementiranim u softver koji trenutno izračunava rezultat i ne zahteva nikakvu intervenciju operatera. Pored toga, priloženi rezultati pokazuju da je *mDT* osetljiv na promene u kinematici pokreta ruke koje nastaju u okviru terapije.

Predložena metoda, *mDT*, zasnovana je na teoriji motorne kontrole (Burdet et al, 2001; Flash i Hogan, 1985; Hogan, 1984; Rohrer et al, 2002; Suzuki et al, 1997; Uno et al, 1989) i uzima u obzir glatkost i temporalne karakteristike pokreta. Ovaj test određuje kvalitet pokreta uopšteno, odnosno u poređenju sa zdravim pokretom i može se uporediti sa drugim sličnim metodama. Trenutno stanje pacijenta se uzima u obzir odabirom veličine kvadrata koji se crta. Ovaj test ne može se koristiti za određivanje sposobnosti pacijenta da izvede konkretan funkcionalni pokret, odnosno test se ne može koristiti u toku samog vežbanja.

Mogućnost trenutne ocene kvaliteta izvedenog pokreta tokom vežbanja može značajno unaprediti terapijsku proceduru. Tokom saradnje sa lekarima i terapeutima iz rehabilitacione klinike "dr Miroslav Zotović" ustanovljena je potreba za formiranjem ovakve metode, koja bi omogućila da se kvalitet pokreta ocenjuje pri svakom izvođenju, kako bi se takva informacija iskoristila kao *feedback* pacijentu. U okviru ovog istraživanja razvijene su dve takve metode.

Prva metoda zasnovana je na snimljenoj kinematici i *Probability Tube* (PT) reprezentaciji pokreta. Ova metoda je generalna i može se koristiti sa ili bez robotskog sistema. Druga metoda je razvijena za procenu sposobnosti uz pomoć asistivnih robotskih sistema i bazira se na merenju sile interakcije između robota i ispitanika, tokom izvođenja zadanog pokreta.

### 3.4 PROBABILITY TUBE SCORE<sup>5</sup>

Na osnovu rezultata prikazanih u glavi 2 javila se ideja korišćenja PT za estimaciju kvaliteta pokreta. Vrednost PT predstavlja meru sličnosti izvedenog pokreta sa zadatim pokretom. Kada se PT koristi za reprezentaciju pokreta koji terapeut zadaje pacijentima, reprezentacija pokreta koji izvodi pacijent inherentno predstavlja meru kvaliteta pokreta. Ovaj aspekt je detaljno ispitan i prikazan u radu (Kostić et al, 2013).

Kao što je već napomenuto, potrebno je da mere namenjene korišćenju u svakodnevnoj kliničkoj praksi budu što jednostavnije. Ovo se pre svega odnosi na proceduru izvođenja testa, ali i reprezentacije rezultata. U idealnom slučaju rezultat bi trebao da bude predstavljen preko samo jedne vrednosti koju ispitivač može da prati, ali da bude omogućena i detaljnija analiza, ukoliko je to potrebno. S tim u vidu, pored PT reprezentacije pokreta, uvedena je mera kvaliteta pokreta *Probability Tube Score* (PTS) koja se može predstaviti jednačinom:

$$PTS = \frac{1}{N} \sum_{\varphi=1}^N PT_x(\varphi, v_x(\varphi)) \cdot PT_y(\varphi, v_y(\varphi)), \quad (3.5)$$

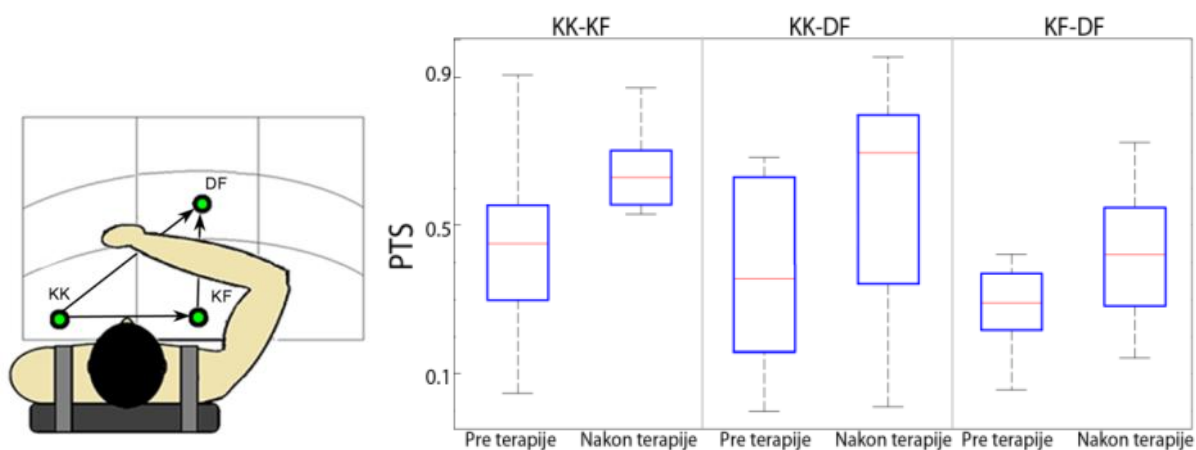
gde su  $PT_x$  i  $PT_y$  reprezentacije komponenti vektora brzine,  $\varphi$  je faza pokreta,  $N$  ukupan broj faza, a  $v_x$  i  $v_y$  su komponente brzine u funkciji od faze. Ovako definisana mera opisuje kvalitet pokreta jednim brojem u intervalu od 0 do 1, gde 1 predstavlja ispravno izveden pokret, a 0 velika odstupanja.

U studiji izvedenoj u klinici za rehabilitaciju "dr Miroslav Zotović", opisanoj u radu (Kostić et al, 2013), PTS je korišćen za estimaciju kvaliteta pokreta pacijenata, u kliničkim uslovima. U studiji je učestvovalo 12 pacijenata koji su preživeli moždani udar. PTS je korišćen da proceni kvalitet pokreta pre i po završetku tri nedelje konvencionalne terapije. Terapiju (vežbe istezanja,

<sup>5</sup> Bazirano na: **Kostić, M. D., Popović, M. B., and Popović, D. B. (2013) "A Method for Assessing the Arm Movement Performance: Probability Tube" Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 51, no. 12, pp. 1315-1323, DOI: 10.1007/s11517-013-1104-z.**

vežbe snage, vežbanje funkcionalnih pokreta, mišićna facilitacija...) je sprovodio iskusni fizioterapeut.

Procena pomoću PTS je rađena za više klasa pokreta od-tačke-do-tačke koje je odabrao lekar kao indikativne. Ciljani pokret (početna i krajnja tačka, brzina, itd.) svakom pacijentu zadao je terapeut u skladu sa njegovim mogućnostima i kratkoročnim rehabilitacionim ciljevima. PT su formirane na osnovu podataka snimljenih tokom faze merenja u kojoj terapeut pokazuje pokrete pacijentu.



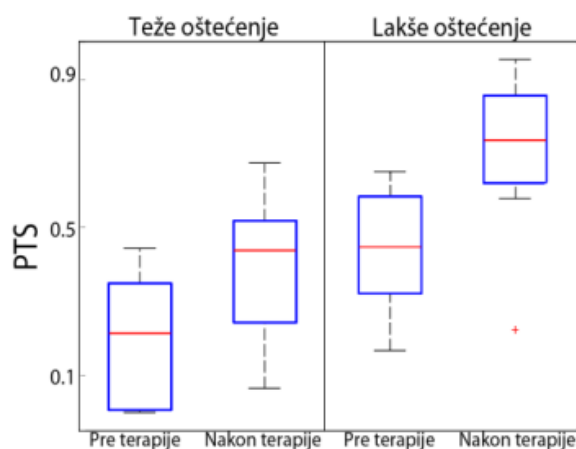
**Slika 3.7.** Rezultati testiranja kvaliteta izvođenja tri pokreta zadata od strane fizijatra. A) Šematski prikaz zadatih pokreta, označenih u skladu sa rasporedom uvedenim na slici 2.4. B) Kvartilna raspodela vrednosti PTS svih ispitanika za pokrete rađene pre i nakon tronedeljne terapije.

Na slici 3.7 prikazani su sumarni rezultati procene kvaliteta pokreta pre i posle terapije. Prikazani su PTS svih pacijenata, podeljeni na tri različita pokreta, koje je odabrao lekar. Rezultati su predstavljeni u formi kvartilne raspodele. Crvenom linijom prikazane su medijane, dok gornja i donja ivica pravougaonika predstavljaju 25. i 75. postotak, respektivno. U sva tri pokreta postoji povećanje PTS rezultata, s tim što je samo u prva dva pokreta napredak statistički značajan ( $p < 0.05$ ). Poslednji pokret, koji podrazumeva kretanje u frontalnoj liniji je, za ovu grupu pacijenata, bio najkomplikovaniji. Ovo se može objasniti time što ovaj pokret zahteva veću sinhronizaciju pokreta ramena i lakta od druga dva pokreta, koji se mogu izvoditi dominantno iz ramena (KK-KF) ili iz lakta (KK-DF).

Kao što je opisano u poglavlju 3.2 pacijenti koji su učestvovali u ovom ispitivanju se mogu podeliti u dve grupe u zavisnosti od stepena oštećenja. Podela je učinjena na osnovu rezultata ARAT testa na osobe sa težim oštećenjem ( $ARAT < 30$ ) i osobe sa lakšim oštećenjem

(ARAT $\geq$ 30) što je detaljnije objašnjeno u (Kostić et al, 2013). Na slici KK prikazani su sumarni PTS rezultati pacijenata sa lakšim i pacijenata sa težim oštećenjem, pre i posle terapije.

Kao i u prethodnoj analizi može se primetiti porast vrednosti PTS nakon programa terapije. Porast vrednosti PTS je statistički značajan, što je potvrđeno t-testom, gde je  $p < 0.03$  za pacijente sa težim i  $p < 0.01$  za pacijente sa lakšim oštećenjem. U oba ciklusa merenja postoji značajna razlika između pacijenata sa lakšim oštećenjem i pacijenata sa težim oštećenjem,  $p = 0.02$  pre terapije i  $p < 0.01$  nakon terapije. Međutim, nakon terapije PTS vrednosti grupe sa težim oštećenjima su postale uporedive sa početnim vrednostima pacijenata sa lakšim oštećenjima.



**Slika 3.8.** Kvartilna raspodela vrednosti PTS svih ispitanika podeljenih prema težini oštećenja. Prikazane su vrednosti pre i nakon tronedeljne terapije, za sva tri pokreta.

Prikazani rezultati ukazuju na to da PT, odnosno PTS može biti dobra mera kvaliteta izvođenja zadanog pokreta, a možda se može koristiti i kao indikator stepena oporavka. Prednost ovakve metode je što se procena izvodi automatski, na osnovu podataka snimljenih tokom standardne procedure vežbanja sa terapeutom. Metoda ne unosi dodatno opterećenje za terapeute, a pruža meru kvaliteta izvođenja konkretno zadanog pokreta, koji je od interesa lekaru, odnosno terapeutu. S obzirom da se računanje PT vrednosti može izvesti *on-line* ovakav metod procene kvaliteta pokreta je pogodan za pružanje povratne informacije tokom vežbanja. Ova osobina metode reprezentacije pokreta iskorišćena je za uvođenje kompjuterskih igara u proces rehabilitacije, što je opisano u poglavlju 4.2.

### 3.5 MERENJE SPOSOBNOSTI IZVOĐENJA POKRETA<sup>6</sup>

Pored merenja kvaliteta izvedenog pokreta, važan aspekt je i merenje sposobnosti pacijenta da izvede određeni pokret. Kao što je već napomenuto, jedan od osnovnih razloga za uvođenje asistivnog vežbanja je omogućavanje pacijentu da izvede zadati pokret, kako bi se ostvarila veza između namere i mogućnosti (Rainkensmeyer, 2007). Sa druge strane, važno je da pružena asistencija bude minimalna, kako bi zadatak predstavljao izazov i kako bi se izbegli negativni efekti koje prevelika pomoć može imati na motorno učenje (Winstein, 1994).

Iz tih razloga, u okviru ovog istraživanja razvijena je metoda za procenu trenutne sposobnosti ispitanika da izvede zadati pokret. Merenje se vrši tokom izvođenja pokreta uz robotsku asistenciju, pri čemu se procenjuje doprinos robotske asistencije pokretu. Metoda je zamišljena tako da može da se primenjuje tokom vežbanja sa robotskim sistemom, kako bi se zadatak i nivo asistencije mogli prilagođavati trenutnom stanju pacijenta.

Ova metoda podrazumeva da korišćeni robotski uređaj ima mogućnost merenja pozicije i sile interakcije. Tokom merenja ovih parametara robot izvodi pokret zadat od strane terapeuta, dok pacijent obavlja isti pokret uz instrukciju da se minimalno oslanja na asistenciju.

Mere korišćene u ovoj metodi su vektor sile interakcije i rastojanje između postignute i zadate krajnje tačke pokreta.

Primarna mera procene je vektor sile interakcije, koji je predstavljen u funkciji faze pokreta, kako bi se omogućilo poređenje pokreta različitih trajanja. Analizom pravca i intenziteta ovog vektora može da se utvrdi sposobnost pacijenta da izvrši zadati pokret. Analiza primenjena u ovoj metodi proistekla je iz istraživanja prikazanog u glavi 5.1 i zasnovana je klasifikaciji izvedenog pokreta u jedan od karakterističnih scenarija opisanih u (Kostić et al., 2012a): pojava submaksimalne sile u smeru suprotnom od pokreta označava kraj radnog prostora pacijenta, ili pojavu spasticiteta; dugotrajna pojava sile malog intenziteta u smeru koji se suprotstavlja pokretu je indikacija nedovoljne snage ili nedovoljnog napora ispitanika; pojava ovakve sile u nekom od drugih pravaca je indikacija faznog pomeraja između robota i pacijenta; i konačno, pojava sile

---

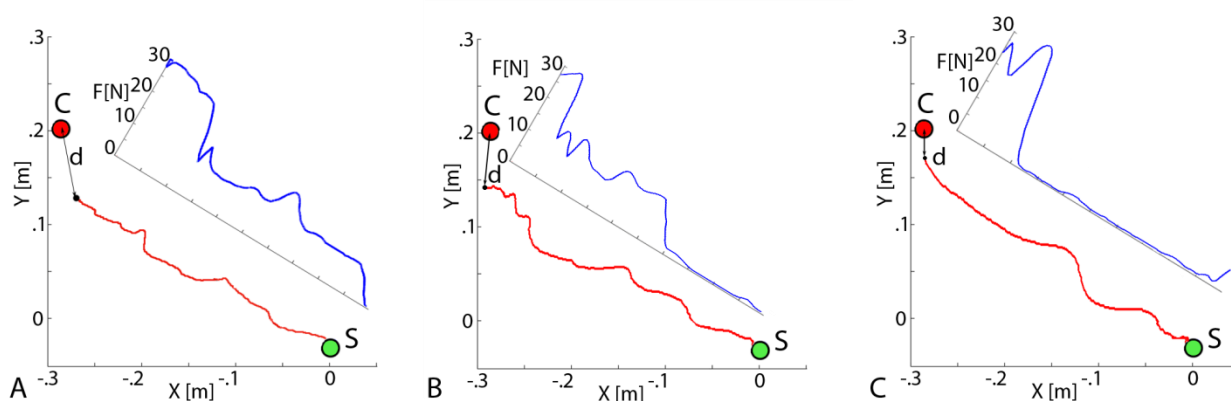
<sup>6</sup> Bazirano na: **Kostić, M. D.**, Mataušek, M. R., and Popović, D. B. (2013) "Modified Internal Model Control for the Robot Assistant: Therapeutic System for Upper Extremities" IEEE Trans Neur Syst and Reahb Eng, (Under review)

promenljivog pravca i intenziteta implicira nemogućnost pacijenta da uspostavi koordinaciju pokreta sa robotom.

Kao što je ranije napomenuto sila asistencije koju proizvode robotski sistemi je iz bezbednosnih razloga ograničena, pri čemu maksimalnu silu definiše terapeut. S obzirom na ovo ograničenje, u prvom scenariju, odnosno u slučaju jake sile otpora, pokret će se završiti pre dostizanja zadate krajnje tačke. Tada, relevantna mera postaje rastojanje između postignute i zadate krajnje tačke.

Ukoliko je željena trajektorija zadata u prostoru brzina, ova metoda se može koristiti za merenje sposobnosti pacijenta da prati dinamiku pokreta.

Na slici 3.8 prikazane su predložene mere dobijene tokom različitih faza jedne sesije vežbanja pacijenta sa spasticitetom. U ovom merenju korišćen je kruti robotski sistem sa upravljanjem realizovanim na način opisan u poglavlju 6.3. Vežbanje je izvedeno tako da u prvoj fazi terapeut demonstrira pokret pacijentu i robotu, pomerajući na željeni način ručku koju drži pacijent. Nakon toga, u drugoj fazi, pacijent i robot zajedno izvode pokret koji je zadao terapeut.



**Slika 3.9.** Izvođenje pokreta od startne tačke S to ciljane tačke C, u horizontalnoj ravni. Izvedeni pokret predstavljen je crvenom linijom, dok je sila otpora pokretu F prikazana paralelno pokretu, u funkciji od faze pokreta. Na slici je prikazano i rastojanje između ostvarene u ciljanje tačke, d. Prikazani su: A) prvo izvođenje pokreta; B) mere petnaesto izvođenje; i C) trideseto izvođenje.

Posmatrajući panel A može se primetiti da pacijent ne izvodi pokret ispravno, odnosno da nije sinhronizovan sa robotskim sistemom. Sila od oko 10N se pojavljuje na samom početku pokreta i traje prvih 70%, nakon čega pacijent počinje da pruža jak otpor kretanju (sub maksimalna sila) poslednjih 30% dok ne dođe do prekida pokreta usled dostizanja maksimalne sile. Pošto je

pokret prestao usled maksimalne sile nije dosegnuta ciljane tačka, već je rastojanje dosegnute tače od nje,  $d=9.6$  cm.

Na panelu B prikazano je petnaesto izvođenje pokreta, na kome se može primetiti bolja sinhronizacije između robotskog sistema i pacijenta. Asistivna sila se javlja kasnije, a pokret je prekinut na rastojanju  $d= 7.7$  cm.

Trideseto izvođenje pokreta, tokom iste sesije vežbanja, prikazano je na panelu C iste slike. Na ovom panelu se može primetiti da je pacijent u potpunosti sinhronizovan sa robotskim sistemom prvih 80% pokreta, tokom kojih je sila asistencije ispod praga osetljivosti senzora, osim u trenutku inicijalizacije pokreta. Nakon 80% pacijent više nije u stanju da samostalno izvede pokret, što se manifestuje pojavom submaksimalne sile asistencije, tako da se pokret završava pre dostizanja ciljane tačke, na  $d=4.9$  cm.

Na osnovu prikazanih rezultata može se zaključiti da ova mera omogućava procenu mogućnosti pacijenta da izvede željeni pokret na način koji je terapeut demonstrirao. Kao i *PTS* ovo je metoda kojom se trenutno određuje sposobnost ispitanika da izvrši zadati pokret, te se dobijene mere mogu primeniti za zatvaranje povratne sprege prilikom vežbanja tog pokreta. Ove dve metode su kompatibilne, s obzirom na to da *PTS* meri kinematiku pokreta i primereniji je za upotreba u kojima je robotski sistem transparentan (ne nameće dinamiku pacijentu), dok je ova metoda pogodna za upotrebe u kojima robotski sistem diktira dinamiku pokreta.

Ova metoda je pogodna za iterativno prilagođavanje vežbe ispitaniku, čime bi se omogućio *step-by-step* pristup vežbanju. Praćenjem ova dva parametra terapeut može definisati željenu trajektoriju tako da je ona dostižna pacijentu, ali da predstavlja izazov, što se trenutno smatra optimalnim načinom učenja (Winstein et al, 1994; Reinkensmeyer et al, 2007; Kwakkel, 2009; Marchal-Crespo i Reinkensmeyer, 2009).

Posmatranjem rezultata prikazanih na slici 3.9 moguće je primetiti i da vežbanje uz robotsku asistenciju ima trenutni efekat. Kroz ponavljanje pokreta pacijent istražuje različite motorne strategije i postepeno uspeva da se sinhronizuje sa robotskim sistemom. Ova pojava nagoveštava mogućnost postizanja dugotrajnih efekata motornog učenja uz sistematično vežbanje u dužem vremenskom periodu.



### 3.6 ZAKLJUČAK

U okviru ove glave prikazani su rezultati istraživanja koji daju odgovor na naučno pitanje: *Da li je korišćenjem robotskih sistema i razvijenih metoda reprezentacije pokreta moguće unaprediti objektivno merenje kvaliteta izvođenja pokreta, odnosno kvantifikaciju trenutnog stanja i oporavka pacijenta?*

Prikazane su tri metode, koje smo razvili u okviru istraživanja obuhvaćenog ovom disertacijom.

Pomoću prve metode, opisane u 3.3, postiže se objektivno merenje mogućnosti pacijenta da kontroliše manipulaciju ruke u okviru trenutnog radnog prostora. Druga metoda omogućava trenutnu kvantifikaciju sposobnosti pacijenta da izvrši zadati pokret u prisustvu transparentnog robotskog sistema za merenje i/ili asistenciju pokreta, dok treća metoda to omogućava u prisustvu krutog robotskog sistema za asistenciju pokreta. Sve tri metode su testirane u kliničkom okruženju, sa pacijentima.

Na osnovu rezultata prikazanih u ovoj glavi može se zaključiti da je moguće kvantifikovati sposobnost motorne kontrole primenom robotskih sistema. Takođe se može zaključiti da su predstavljene metode međusobno kompatibilne i sačinjavaju celovit skup za procenu trenutnih sposobnosti motorne kontrole pacijenta.

## 4 UTICAJ UKLJUČIVANJA VIDEO IGARA U PROCES REHABILITACIJE NA MOTIVACIJU<sup>7</sup>

Motivacija pacijenata je izuzetno značajan faktor u procesu rehabilitacije (Maclean i Pound, 2000). Kao što je ranije navedeno, oporavak senzorno motorne kontrole ekstremiteta zahteva svakodnevno vežbanje u što većim dozama (Kwakel, 2009). S obzirom na to da se vežbanje najčešće svodi na dugotrajno ponavljanje ograničenog broja pokreta ovaj proces brzo dosadi pacijentima i često se prekida već kod prvih znakova zamora ili nelagodnosti, što skraćuje vreme vežbanja i smanjuje efekat terapije. Igranje video igara je jedan od najmasovnije prihvaćenih vidova razonode, a takođe se zasniva na ograničenom broju komandi. Ova činjenica je prepoznata i od strane psihologa i lekara iz zavoda za rehabilitaciju, što je dovelo do trenda razvoja metoda u kojima se video igre implementiraju u proces rehabilitacije.

Komercijalni robotski sistemi za rehabilitaciju (*InMotion Arm Robot, ReJoyce, ArmeoPower*) opisani u poglavlju 1.2.2 sadrže i element video igara. Predložena rešenja su vrlo raznovrsna i međusobno različita. Razlog za to leži u nepostojanju konsenzusa o tome kakva tačno treba da bude video igra namenjena podizanju motivacije pacijenata pri procesu rehabilitacije. Različite grupe su se bavile ovom problematikom (Burke et al, 2009; Burstin i Brown, 2009; Campbell et al, 2001; Colombo et al, 2007; Mihelj et al, 2012; Rand et al, 2004) sa aspekta psihologije, rehabilitacione medicine ili računarske tehnike. Iz ovih istraživanja proistekla su rešenja koja su kvalitetna, ali nisu dovoljno kompletna zbog nedovoljno širokog viđenja problema.

U okviru ovog istraživanja razvijene su metode za implementaciju video-igara u proces rehabilitacije motorne kontrole gornjih ekstremiteta. Cilj je bio ispitati uticaj video igara na motivaciju pacijenata i razviti metodu koja bi najviše doprinela efikasnosti terapije. Međutim, motivacija pacijenata je kompleksan koncept koji obuhvata više faktora, kao što su osobine ličnosti, odnos prema lekaru i terapeutu, karakteristike određene terapije, itd. Iz ovog razloga

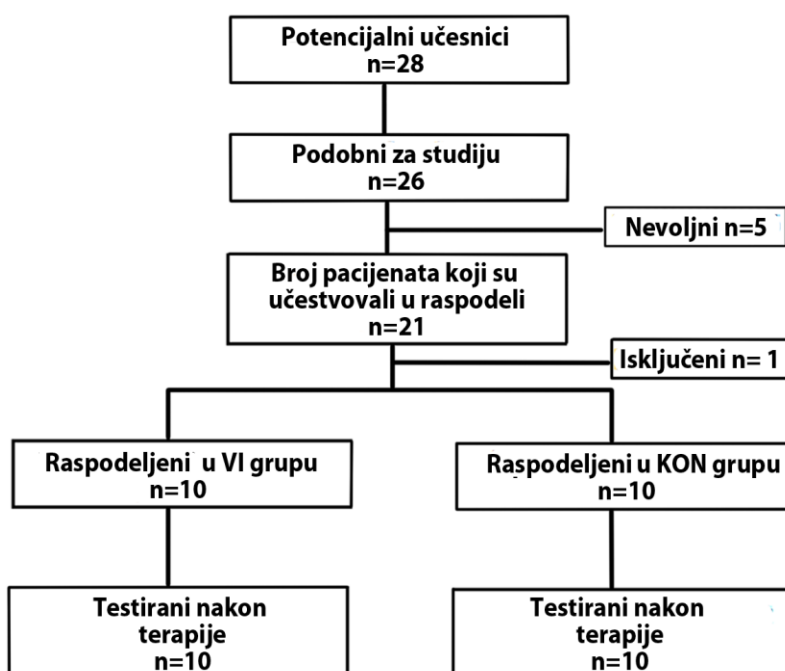
---

<sup>7</sup> Bazirano na: Popović, M. D., **Kostić, M. D.**, Mitrović, S. Z., and Konstantinović, L. M. (2013) "Gaming for increased motivation during upper extremities exercise in neurorehabilitation of hemiplegic stroke patients" *The Scientific World Journal* (under review)

sastavljen je multidisciplinarni tim koji su pored inženjera laboratorije za biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije sačinjavali psiholog, rehabilitacioni lekar i terapeut. Dizajn studije rađen je u uskoj saradnji sa članovima tima kako bi se ostvario sinergičan pristup i stekla široka slika.

#### 4.1 KLINIČKA STUDIJA SLUČAJA

U prvom delu studije razvijena je jednostavna platforma za vežbanje manipulacije ruke u horizontalnoj ravni koja je korišćena u pilot studiji. Sistem je imao jednostavnu grafiku bez suvišnih dekorativnih elemenata koji bi odvlačili pažnju, i jasne, trivijalne zadatke koji su zahtevali pomeranje kursora po ekranu. Ovakav koncept odabran je prema savetu psihologa i kliničara, kako bi se izbegla potreba za povećanim kognitivnim učešćem pacijenta, što bi otežalo analizu efekata igre na motivaciju pacijenata. Psiholog je ispitivao motivaciju i kasnije učestvovao i u analizi i tumačenju rezultata pilot studije.



**Slika 4.1.** Consort dijagram odabranih pacijenata koji su učestvovali u studiji (grupa koja je vežbala uz video igru - VI; kontrolna grupa - KON)

U pilot studiji učestvovalo je dvadeset pacijenata klinike za rehabilitaciju "Dr Miroslav Zotović". Prema metodi prikazanoj na slici 4.1, pacijenti su prostom randomizacijom podeljeni na grupu koja je vežbala uz pomoć video igara (VI) i kontrolnu grupu koja je vežbala bez video igara

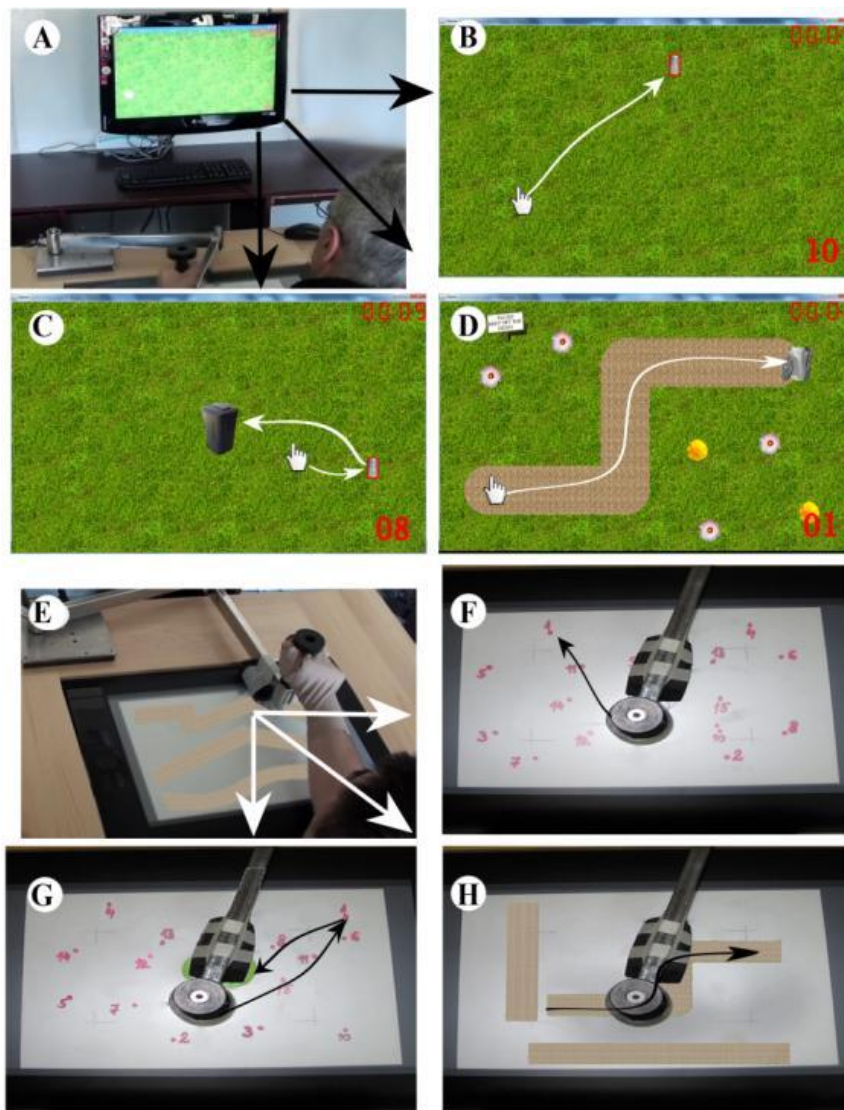
(KON). Detaljni podaci o pacijentima opisani su u radu (Popović et al. 2013) koji je dat u prilogu.

Program studije trajao je tri nedelje, pet dana nedeljno. Obe grupe pacijenata primale su standardnu terapiju, a pored toga učesnici studije primali su i dodatnu terapiju u trajanju od pola sata koja je podrazumevala izvođenje tri različite vežbe. Vežbe su zahtevale manipulaciju rukom, odnosno vežbanje aktivnosti proksimalnih zglobova (ramena i lakta) oštećene strane. Pacijenti su vežbali pomerajući ručku manipulanduma opremljenog sensorima za snimanje kinematike. Svaka vežba trajala je po pet minuta, međutim, pacijenti su bili slobodni da prekinu vežbanje u bilo kom trenutku ukoliko su osećali umor, nelagodnost, bol, i sl. Procedura je detaljno opisana u priloženom radu.

Terapija grupe VI zasnivala se na igranju razvijene video igre. Pozicija ručke manipulanduma preslikavala se u poziciju kursora na ekranu, tako da procenjeni radni prostor pacijenta odgovara celoj površini ekrana (slika 4.2A). Tri različite vežbe bile su predstavljene preko tri nivoa igre. Prva vežba podrazumevala je pomeranje kursora do mete prikazane u radnom prostoru. Nakon preklapanja sa kursorom meta bi nestala, a sledeća bi se pojavila na pseudo-slučajnoj poziciji u radnom prostoru (slika 4.3B). Druga vežba se od prve razlikovala po tome što je nakon dohvatanja mete bilo potrebno vratiti kursor u početni položaj (slika 4.2C). U trećoj vežbi zadatak je bio provesti kursor od početne do ciljane tačke po zadatoj trajektoriji (slika 4.2D). Kompleksnost trajektorije, odnosno rastojanje meta se progresivno povećavalo tokom igranja video igre. Uspešnost vežbanja bila je prikazana u toku rada u vidu rezultata, a postojala je i rang lista koja je omogućavala pacijentima da porede trenutni rezultat sa prethodnim rezultatima, i rezultatima drugih. Dizajn ovih zadataka rađen je uz konsultaciju sa lekarom i terapeutom koji su učestvovali u studiji.

KON grupa je radila identične vežbe kao i grupa VI, ali bez prisustva video igara. U ovom slučaju mete, odnosno trajektorije, bile su zadavane na odštampanoj šemi koju je terapeut postavljao ispod ručke manipulanduma. U prve dve vežbe pacijenti su dobili instrukciju da ručkom manipulanduma dohvataju mete prema redosledu kojim su one numerisane na šemi (slika 4.2F i 4.2G). Postojalo je šest različitih šema sa po petnaest meta raspoređenih na isti način kao i u VI grupi. Nakon što bi pacijent dohvatio sve mete na jednoj šemi, terapeut bi je zamenio sledećim (težom) šemom. Trajektorije u trećoj vežbi (slika 4.2H) bile su identične kao u VI

grupi. Na svakom papiru koji bi terapeut zadao pacijentu bile su odštampane po tri uzastopne trajektorije iz video igre. Detaljan opis ovog sistema dat je u radovima (Kostić et al, 2012b; Popović et al, 2013).

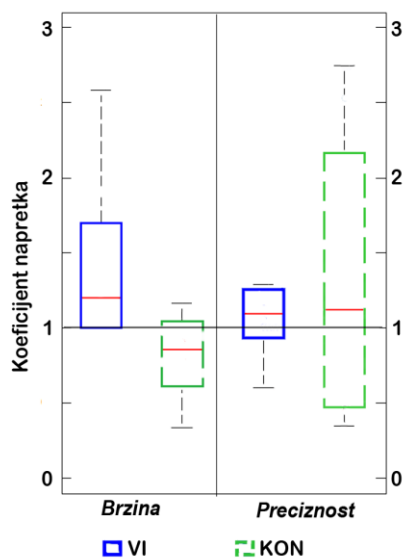


**Slika 4.2.** Postavka aparature za dodatnu terapiju za VI grupu (A). Prikazi slike ekrana i zadatka u prvoj (B), drugoj (C) i trećoj (D) vežbi. Postavka aparature za KON grupu (E) i prikaz papira prezentovanih u prvoj (F), drugoj (G) i trećoj (H) vežbi.

Ishod terapije procenjivan je na osnovu tri mere: 1) *Modified Drawing Test - mDT*; 2) prosečno vreme vežbanja - PVV; 3) *Intrinsic Motivation Inventory - IMI*. Kako bi se utvrdila značajnost razlike rezultata VI i KON grupe, rađen je dvostrani T-test ( $df = 18, \alpha = 0.05$ ).

Prva mera, mDT, je rađena na početku i na kraju terapijskog programa. Detalji ove procedure opisani su u poglavlju 3.3. Osim ukupnog mDT skora, u ovom istraživanju razmatrani su i pojedinačni faktori koji čine mDT rezultat (brzina, preciznost i 4 mere glatkosti). PVV je definisano kao prosečno vreme koje je pacijent proveo radeći svaku od vežbi. Maksimum ove mere je pet minuta. Sve sesije su merene, tako da se PVV pratio kontinuirano. Treća mera, IMI, je multidimenzioni test namenjen proceni subjektivnog osećaja ispitanika u vezi sa aktivnošću. IMI je realizovan u vidu upitnika sa 45 pitanja koje je psiholog prilagodio posmatranoj populaciji i problematici, na osnovu koga se određivao stepen motivacije pacijenata. Analizirani faktori bili su interesovanje/uživanje, procena sopstvene sposobnosti, trud, vrednost/korisnost, osećanje pritiska/tenzije, i osećanje postojanja izbora. Pacijenti su testirani nakon završetka studije, uz kratak intervju sa ispitanicima. Cilj intervjuja bio je utvrđivanje opšteg mišljenja ispitanika o dodatnoj terapiji, kao i potencijalne sugestije, odnosno zamerke. Detalji o obradi podataka precizno su opisani u radu (Popović et al, 2013).

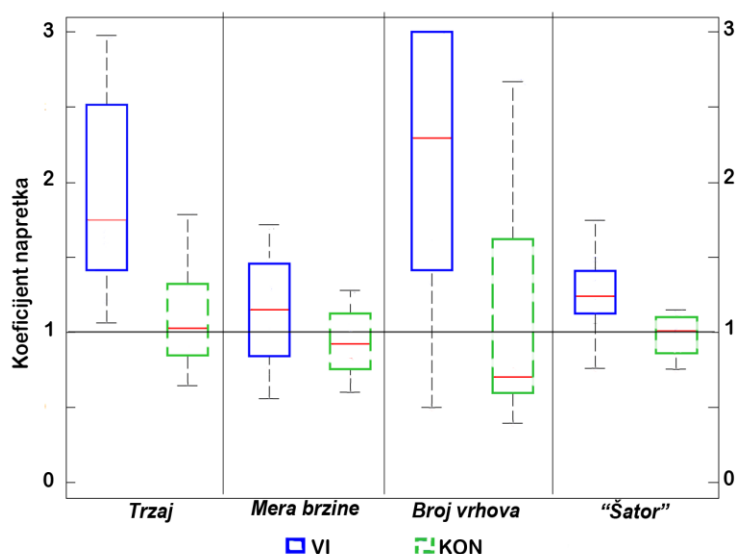
Rezultati svih testova za obe grupe prikazani su u formi kvartilne raspodele. Crvenom linijom prikazane su medijane, dok gornja i donja ivica pravougaonika predstavljaju 25. i 75. postotak, respektivno. Rezultati mDT prikazani su preko koeficijenta napretka, koji su računati kao količnik rezultata nakon terapije i rezultata pre terapije.



**Slika 4.3.** Kvartilna raspodela koeficijenta napretka brzine i preciznosti za VI i KON grupu. Crna linija označava koeficijent 1 (jednak rezultat pre i nakon terapije).

Na slici 4.3 prikazani su koeficijenti napretka brzine i preciznosti dobijeni na osnovu mDT. Posmatrajući parametar brzine, primećuje se da su u grupi VI tri četvrtine ispitanika imali značajan napredak (skor>1), a jedna četvrtina je imala nepromenjen skor (1). Ispitanici iz kontrolne grupe pokazali su značajno niže rezultate za brzinu. Međutim, kada se posmatra preciznost, kod obe grupe postoji napredak, pri čemu je on više izražen kod kontrolne grupe.

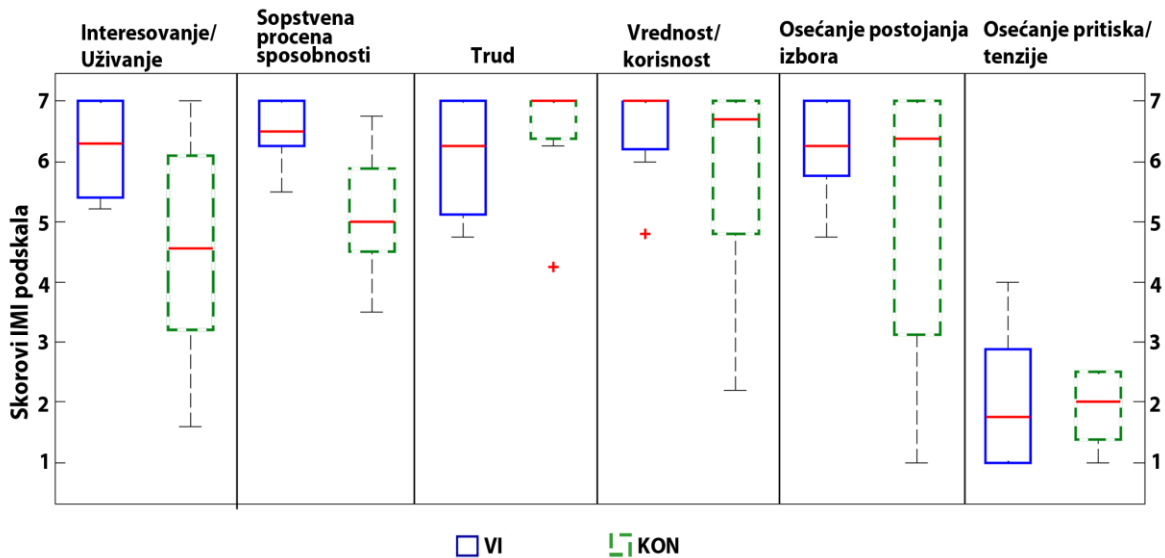
Na slici 4.4 prikazana je kvartilna raspodela koeficijenata napretka mera glatkosti za obe grupe. U svim merama standardna devijacija je mala, osim u *broju vrhova* gde je u VI grupi više od 50% ispitanika imalo koeficijent napretka veći od 2, dok su dva ispitanika imala koeficijent napretka manji od 1. Kod KON grupe situacija je inverzna, gde više od polovine ispitanika ima koeficijent napretka manji od 1, a dva ispitanika imaju koeficijent napretka veći od 2. Tri od četiri korišćene mere pokazuju statistički značajnu razliku u koeficijentu napretka između dve grupe u korist VI grupe. Jedina mera u kojoj razlika nije statistički značajna ( $p>0.05$ ) je mera brzine, međutim i kod nje je srednja vrednost kod VI grupe (1.14) viša od srednje vrednosti KON grupe (0.94).



**Slika 4.4.** Kvartilna raspodela koeficijenata napretka za mere glatkosti

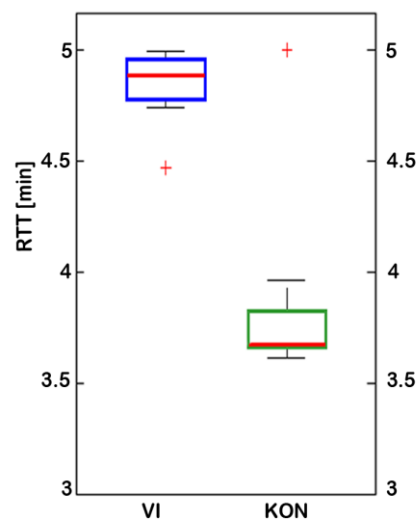
Na slici 4.5 prikazani su rezultati IMI testa. Ovi rezultati su računati usrednjavanjem svih odgovora jedne podskale za VI i KON grupu pojedinačno. Rezultati pokazuju visok stepen motivacije za ispitivanu terapijsku proceduru kod obe grupe. Statistički značajna razlika postoji u rezultatima podskale interesovanje/uživanje, kao i procene sopstvene sposobnosti. Visok skor je

takođe postignut u podskalama trud, vrednost/korisnost i osećanje postojanja izbora, ali ovde ne postoji statistički značajna razlika između dve grupe. Jedina podskala sa niskom vrednošću bilo je osećanje pritiska/tenzije, kod koje ne takođe ne postoji statistički značajna razlika.



Slika 4.5. Rezultati IMI testa podeljeni po podskalama, prikazani za obe grupe

Na slici 4.6 prikazani su sumarni rezultati PVV za obe grupe. Prosečno vreme koje su ispitanici VI grupe proveli vežbajući bilo je 4.82 (sd = 0.44) minuta, dok su ispitanici iz KON grupe proveli 3.74 (sd = 1.1) minuta. Kod ove mere najjače je izražena razlika između dve grupe ( $p < 0.001$ ).



Slika 4.6. Kvartilna raspodela prosečnog vremena vežbanja (PVV) ispitanika obe grupe.



Kako bi se utvrdila međusobna zavisnost motivacije pacijenata sa ostalim merama, izračunati su koeficijenti Pirsonove korelacije između svih podskala IMI testa i parametara druge dve mere. Pokazana je značajna pozitivna korelacija između PVV i procene sopstvene sposobnosti ( $r = 0.42$ ). Procena sopstvene sposobnosti takođe je korelisana i sa unapređenjem brzine ( $r = 0.45$ ) i unapređenjem mere trzaja ( $r=0.58$ ). Značajna korelacija dobijena je i između osećanja postojanja izbora i unapređenja brzine ( $r = 0.46$ ), kao i jaka negativna korelacija sa unapređenjem preciznosti ( $r = -0.63$ ).

Rezultati sprovedene studije pokazuju da postoji značajna razlika između VI i KON grupa kada se posmatra element unapređenja brzine, dok ta razlika nije izražena prilikom posmatranja elementa preciznosti. Ovakva pojava može biti posledica razlike u povratnoj sprezi koju su pacijenti dve grupe imali tokom vežbanja. Pacijenti VI grupe igrali su video igru u kojoj je cilj bio dohvatiti maksimalan broj meta za ograničeno vreme. Pacijenti iz KON grupe imali su zadatak da pet minuta dohvataju mete prikazane na šemi, ali bez merenja učinka. Može se zaključiti da su usled toga ispitanici iz VI grupe pretežno prihvatili takmičarsku strategiju, fokusirajući se na brzinu kako bi postigli što bolji rezultat, dok su ispitanici iz KON grupe više pažnje posvećivali preciznosti, budući da broj izvršenih pokreta nije bio meren. Ovakvi zaključci su dodatno potkrepljeni korelacijom ove dve mere sa podskalom IMI testa, osećanjem postojanja izbora. Pozitivna korelacija sa brzinom i negativna korelacija sa preciznošću može se tumačiti kao pokazatelj da su pacijenti koji su postizali veće brzine bili takmičarski nastrojeni, odnosno da su tretman donekle doživljavali kao igru, te da je učešće stvar njihovog izbora. Sa druge strane, pacijenti koji su postigli veću preciznost doživeli su tretman kao obavezu koja se mora ispuniti u okviru rehabilitacionog programa, što umanjuje osećaj izbora.

Mera koja je pokazala najveću razliku između grupa u korist VI grupe je PVV. Budući da na početku tretmana nisu postojale značajne razlike između ove dve grupe (FM skor, godine starosti, vreme proteklo od moždanog udara), može se zaključiti da je spremnost pacijenata iz VI grupe da provedu više vremena vežbajući posledica prirode tretmana. Tokom vežbanja, naročito u inicijalnoj fazi programa, pacijenti obe grupe učestalo su se žalili na bol i nelagodnost, i bili su uvereni da ne mogu da izdrže pet minuta vežbanja. Uprkos ovim poteškoćama, pacijenti iz VI grupe pokazali su volju da vežbaju što duže, i već nakon nekoliko sesija, svaki ispitanik dostigao je maksimalno vreme vežbanja, koje je održavano do kraja programa. Sa druge strane, ispitanici

iz KON grupe nisu pokazivali trend produžavanja vremena vežbanja. Iako su neki ispitanici povremeno dostizali maksimalno vreme vežbanja, to nije bilo trajno i već u narednoj sesiji bi vežbali kraće. Ovo se može protumačiti činjenicom da su pacijenti iz VI grupe bili vođeni željom za postizanjem boljeg rezultata i takmičarskim duhom, dok taj element nije postojao u tretmanu KON grupe. Još jedna potvrda takvog tumačenja je pozitivna korelacija između PVV i procene sopstvene sposobnosti, koja je poboljšana svešću o postignutom skoru i poređenjem sa ranijim rezultatima, i rezultatima drugih.

Kvalitativna analiza odgovora pacijenata tokom finalnog intervjua pokazala je da bi 60% pacijenata VI grupe rado prihvatilo dodavanje sadržaja u video igru čime bi zadaci postali uzbudljiviji i interesantniji (npr. sportske aktivnosti, uređivanje bašte i sl.). Isti broj pacijenata se složilo da bi dodavanje muzike bilo korisno. Još jedan važan aspekt razmatran u ovoj studiji bila je kompetitivnost. Čak 70% pacijenata složilo se da je takmičenje važno i da značajno unapređuje motivaciju za treningom. Osim toga, 80% pacijenata složilo se da bi pojačavanje elementa nagrade/kazne imalo pozitivan efekat. Sveukupno, najveći broj pacijenata imao je izražen pozitivan utisak o ovom vidu terapije i pokazali su želju za korišćenjem sistema kod kuće, ukoliko bi im to bilo omogućeno. Sa druge strane, pacijenti iz KON grupe mahom su imali slabe impresije o dodatnoj terapiji koju su doživeli kao samo jedan od segmenata ukupnog terapijskog programa.

Na osnovu analize rezultata testova kvaliteta pokreta i intervjua sa pacijentima, utvrđeno je da uvođenje video igara ima značajan benefit za rehabilitaciju pacijenata. Psihološka analiza motivacije pacijenata takođe pokazuje da je uvođenje igara pozitivno, međutim ovi rezultati su manje ubedljivi. Razlog za to leži u činjenici da je motivacija pacijenata tokom terapije u najvećoj meri zasnovana na želji za oporavkom. Zbog toga su kod onih pacijenata kod kojih je napredak tokom tri nedelje programa bio primetan, motivacija i zadovoljstvo primenjenom terapijom bili drastično viši od ispitanika kod kojih napredak nije bio tako očigledan. Iako primena ovako koncipiranog tretmana sa video igrama pruža bolju mogućnost praćenja sopstvenog napretka od konvencionalne terapije, predstavljeno rešenje, generalnog tipa, nije odgovaralo svim ispitanicima, čak ni u relativno homogenoj grupi od deset ispitanika. Svi ispitanici su koristili istu video igru, te je nekima od njih zadatak bio suviše težak i konstantno su osvajali mali broj poena, a nekima suviše lak pa su od početka programa uspevali da postignu

maksimalan broj poena. Intervju i IMI skor pokazali su da su najjači utisak imali ispitanici na nivou motorne kontrole, takvom da su na početku programa imali relativno nizak broj poena koji se kroz vežbanje povećavao, te da je rezultat video igre oslikavao i njihov napredak.

Kako bi video igra značajno uticala na motivaciju pacijenata, njen rezultat mora oslikavati napredak pacijenta u rehabilitaciji. Pogrešno je postavljati apsolutnu meru uspešnosti izvođenja pokreta jer bilo koja generalna vrednost može biti primenjena samo na određeni segment populacije. Bolje rešenje podrazumeva uvođenje relativne mere uspešnosti, prilagodljive trenutnom stanju pacijenta i trenutnom cilju terapije. Drugim rečima, poželjno je uvesti meru koja oslikava sposobnost pacijenta da ispuni neposredni cilj terapije koji mu zadaje terapeut, kao što su mere predložene u 3.4 i 3.5.

## **4.2 ZAKLJUČAK**

U okviru ove glave prikazani su rezultati istraživanja koji daju odgovor na naučno pitanje: *Da li vežbanje pokreta u okviru stimulativne video igre doprinosi unapređenju motivacije za vežbanjem?*

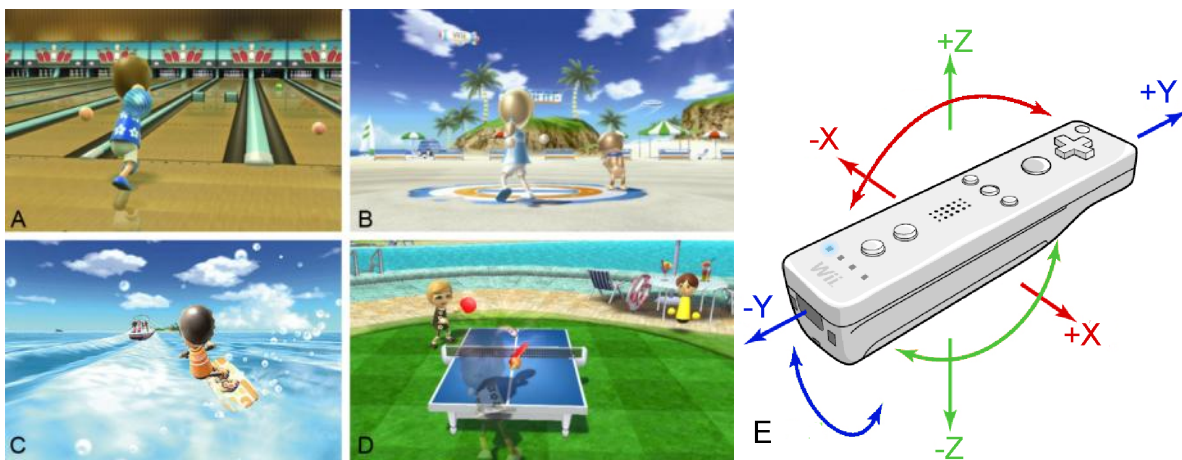
Rezultati testova kvaliteta pokreta, kao i rezultati analize motivacije pacijenata ukazuju na to da se uvođenjem video igara postiže značajan benefit u rehabilitaciji pacijenata. Takođe se može primetiti da je ovaj benefit visoko korelisan sa napretkom koji su ispitanici postigli tokom programa, iz čega se može zaključiti da je uticaj video igara najveći ukoliko napredak u video igri direktno oslikava terapijski napredak.

Na osnovu ovih rezultata izvodi se zaključak da uvođenje video igara doprinosi motivaciji pacijenta, ali je doprinos značajno veći ukoliko su one prilagođene specifičnim potrebama i terapijskim ciljevima svakog pacijenta.

# 5 SISTEM ZA IMPLEMENTACIJU KOMERCIJALNIH IGARA U REHABILITACIJU

Na osnovu zaključaka izvedenih u prethodnoj glavi, razvijen je adaptabilni sistem za implementaciju video igara, pomoću kog je moguće primeniti *step-by-step* proces vežbanja. Na osnovu intervjua sa pacijentima i opservacije kliničara, zaključeno je da bi mogle da se primenjuju i komercijalne video igre koje nemaju suviše agresivnu grafiku i ne zahtevaju brz tempo igranja. Aktivnost koju su svi ispitanici naveli kao poželjnu bila je sport. Zbog toga je u drugoj fazi istraživanja odlučeno da se koriste neke od komercijalno dostupnih igara koje simuliraju sport. Takve igre su video igre iz serije Wii Resorts za konzolu Nintendo Wii.

Nintendo Wii je prvi komercijalno dostupan *motion-control* koncept igranja koji omogućava igračima da izvođenjem pokreta, dok drže Wii kontroler, zadaju komande avataru (svojoj virtuelnoj reprezentaciji) u video igri. Wii kontroler poseduje set inercijalnih senzora za merenje ubrzanje i ugaonih brzina pri rotaciji kontrolera oko osa označenih na slici 5.1E. Ovakav koncept igranja može se objasniti na primeru simulacije stonog tenisa, WiiTableTennis, prikazane na slici 5.1D. Tokom igranja igrač zadaje se komandu udaranja loptice tako što pomera kontroler (zamahuje) na način na koji bi reketom udarao lopticu u realnom okruženju.



**Slika 5.1.** WiiResort video igre i Wii kontroler. A) Kuglanje (WiiBowling); B) Frizbi (WiiFrisby); C) vožnja po talasima (WiiWakeBoarding); D) Stoni tenis (WiiTableTennis); E) Wii kontroler

Wii Resort je serija video igara u kojima igrač preuzima ulogu osobe u luksuznom odmaralištu gde u opuštajućem okruženju uz razigranu muziku učestvuje u različitim sportskim disciplinama. Zbog takvih karakteristika, u konsultaciji sa članovima tima iz ostalih naučnih disciplina, ove video igre odabrane su kao pogodne za implementaciju u rehabilitacioni proces.

Na osnovu pilot studije (Popović et al, 2013), kao i ranijih izveštaja (Housman et al, 2009; Piron et al, 2009; Piron et al, 2010; Sucar et al, 2009; Saposnik et al, 2010), poznato je da je vežbanje najefikasnije ukoliko je pokret koji se vežba intuitivno povezan sa aktivnošću koja se izvodi u video igri. Zbog toga je potrebno da sistem sadrži više različitih virtuelnih aktivnosti kako bi se za vežbanje određenog pokreta mogla odabrati njemu najsljednija aktivnost. Pogodnost Wii Resort serije igara ogleda se u tome što sadrži više sportskih disciplina koje je moguće koristiti pri vežbanju različitih pokreta o čemu će biti više reči u daljem tekstu.

## **5.1 RAZVOJ SISTEMA ZASNOVANOG NA MEHANIČKOJ PLATFORMI<sup>8</sup>**

Pokreti koji se izvode držeći Wii kontroler tokom igranja video igara u opštem slučaju ne odgovaraju potrebama niti mogućnostima pacijenata. Odnosno, u opštem slučaju, pokreti potrebni za igranje video igara nisu pokreti koje pacijent treba da vežba, niti su pacijenti u stanju da držeći kontroler izvedu ove pokrete. Iz tog razloga je bilo potrebno napraviti uređaj koji bi pokrete pogodne za rehabilitaciju pacijenata transformisao u pokrete kontrolera kojima se igraju video igre.

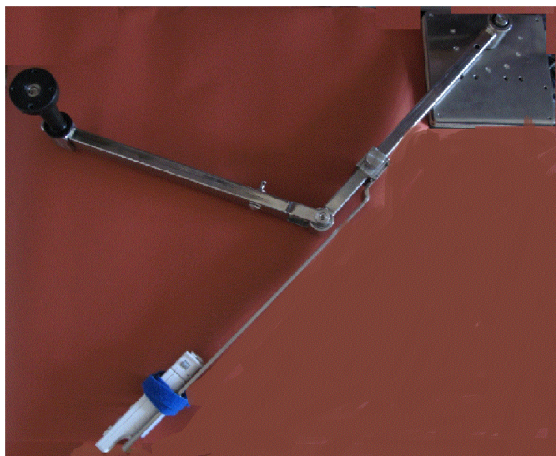
U mehanici, uređaji koji transformišu jednu vrstu pokreta u drugu nazivaju se pantografi. U inicijalnoj fazi istraživanja, u saradnji sa grupom profesora Aleksanda Vega sa Mašinskog fakulteta u Beogradu, napravljen je jedan mehanički sklop koji je transformisao pokrete zadate od strane terapeuta u pokrete kontrolera.

U okviru istraživanja prikazanog u (Kositić i Popović, 2010) razvijen je metod reprezentacije pokreta koji bi omogućio igranje WiiBowling igre uz robotsku asistenciju, pomoću pantografa. Cilj ovog istraživanja bio je transfer veštine igranja video igre sa eksperta na robota, kako bi robot mogao asistirati pacijentima tokom vežbanja istih pokreta. U ovoj fazi razvoja fokus je bio

---

<sup>8</sup> Bazirano na: **Kostić, M. D.** and Popović, D. B. (2010) "Action Representation for Wii Bowling: Classification" in Proc. 10th Symposium on Neural Network Applications in Electric Engineering, NEUREL , pp. 23-26, Belgrade, Serbia, ISBN 3-900928-09-5.

na pokretima dohvatanja, te je konstruisan pantograf koji transformiše pokrete dohvatanja (translaciju šake) u rotaciju kontrolera na način pogodan za igranje kuglanja (WiiBowling). Na ručki pantografa nalazila su se dva tastera, povezana sa tasterima A i B Wii kontrolera, koji su omogućavali potpunu kontrolu WiiBowling igre.

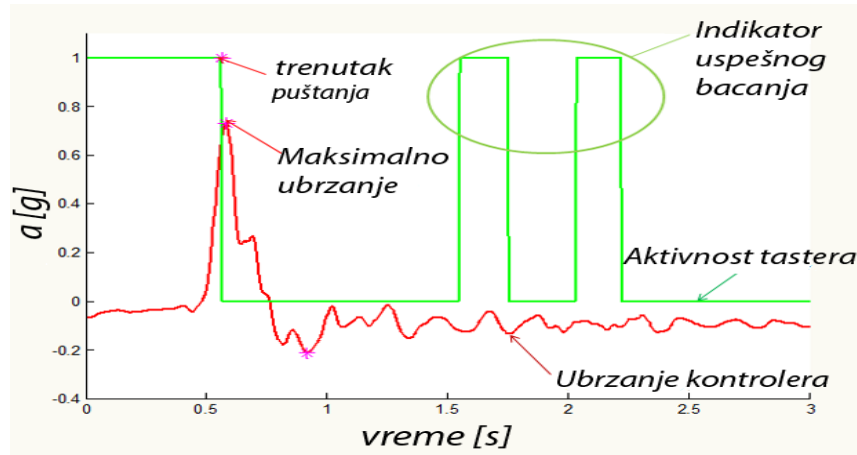


**Slika 5.2.** Pantograf korišćen u inicijalnoj fazi testiranja mogućnosti primene Wii igara u rehabilitaciji

Jedan od načina obučavanja robotskih sistema da izvede određeni pokret jeste imitacija pokreta eksperata. Budući da robotski sistemi nisu replike čoveka, nije moguće preslikati pokrete 1 na 1, već je potrebno definisati set parametara koje robot mora ispuniti tokom pokreta, kako bi se pokret smatrao ispravnim. Prema tome, ovo istraživanje imalo je za cilj definisanje ovakvog skupa parametara i njihovih vrednosti, odnosno kreiranje reprezentacije pokreta potrebnog za uspešno igranje WiiBowling igre.

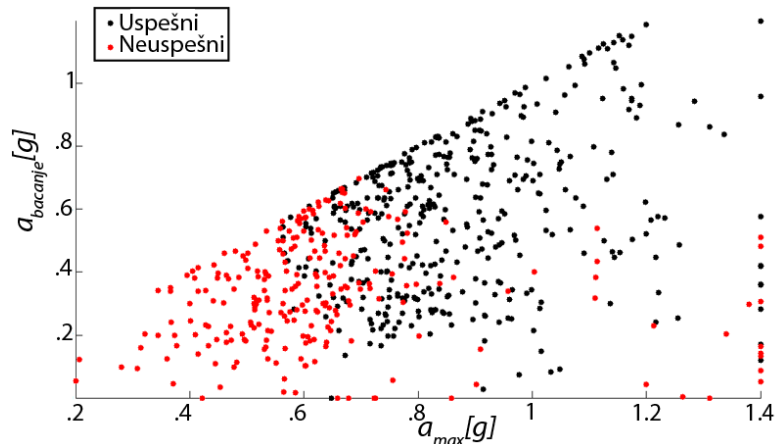
Eksperiment je bio koncipiran tako da ekspert (zdrav ispitanik, vešt u igranju video igre) igra video igru koristeći pantograf, pri čemu se uspešnim pokretom smatra pokret koji rezultuje obaranjem barem jedne kegle. Tokom izvođenja pokreta snimaju se signali koje emituje Wii kontroler (troosna ubrzanja i aktivnost tastera). Proces bacanja kugle ima tri koraka: priprema za bacanje, kada ispitanik pritiska taster B i privlači ručku ka sebi; zamah, kada ispitanik gura ručku prema napred i dalje držeći taster B; i ispuštanje kugle u toku zamaha koje se postiže puštanjem tastera. Svaki uspešan pokret ispitanik markira duplim pritiskom tastera B nakon obaranja kegle.

Na osnovu preliminarne analize 675 snimljenih pokreta zaključeno je da su za ishod pokreta najznačajniji podaci o tangencilanom ubrzanju kontrolera i aktivnost tastera B. Dalja analiza rađena je na ovim podacima, čiji je karakterističan primer prikazan na slici 5.3.



**Slika 5.3.** Karakterističan oblik signala tangencijalnog ubrzanja i aktivnosti tastera B pri uspešnom pokretu.

Primenom Pirsonove korelacije utvrđeno je da najveći uticaj na uspešnost imaju vrednost maksimalnog ubrzanja i vrednost ubrzanja u trenutku puštanja kugle, respektivno. Odnos uticaja ova dva parametra na uspešnost prikazan je na slici 5.4.



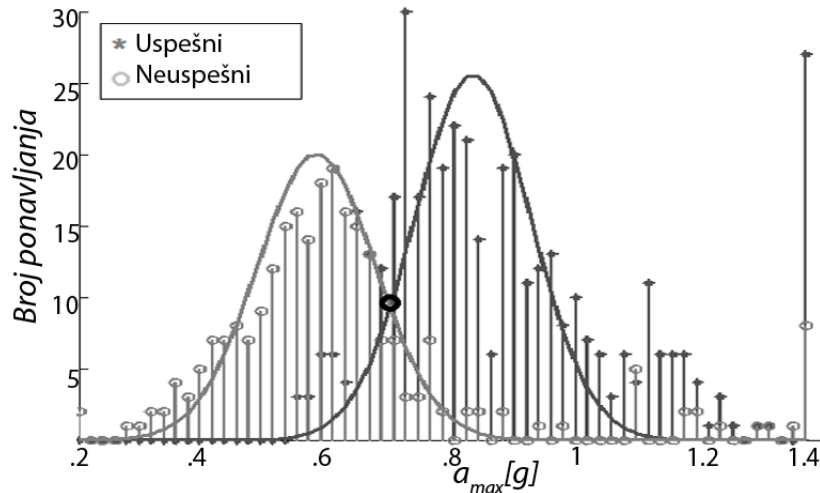
**Slika 5.4.** Uspešnost bacanja u funkciji od maksimalnog ubrzanja i ubrzanja u trenutku puštanja.

U okviru ovog istraživanja testirana su tri različita klasifikatora, na osnovu kojih bi bila izvršena reprezentacija pokreta.

Prvi klasifikator bio je zasnovan samo na jednom, dominantnom parametru. Posmatranjem histograma uspešnosti u funkciji od maksimalnog ubrzanja uočena je Gausova raspodela ove dve klase, kao što je prikazano na slici 5.5. Primenom jednostavnog Bajesovskog odlučivanja dobijen je klasifikator uspešnosti definisan formulom

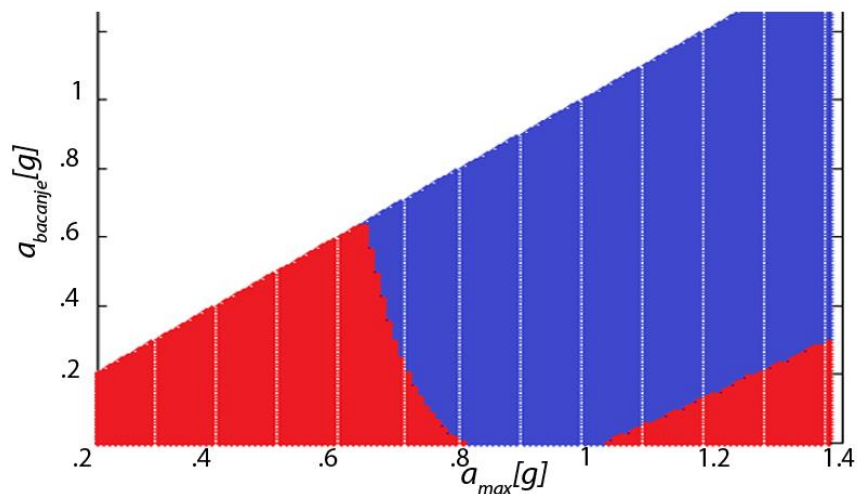
$$a_{\max} > 0.706 \frac{m}{s^2}, \quad (5.1)$$

gde je  $a_{max}$  maksimalno ubrzanje. Primena ovakvog klasifikatora po definiciji obezbeđuje maksimalnu verovatnoću uspešnosti. Međutim, usled uticaja drugih parametara, verovatnoća greške uz primenu ovog kriterijuma je 18%.



**Slika 5.5.** Kriterijumska funkcija dobijena primenom Bajesovskog odlučivanja

Kako bi se smanjila verovatnoća greške razvijen je klasifikator na osnovu oba dominantna parametra. Kao što je opisano u (Kostić i Popović, 2010) u ovom slučaju primena Bajesovskog odlučivanja nije pogodan metod, pošto u faznom prostoru maksimalnog i ubrzanja u trenutku puštanja tastera klasa pogrešnih pokreta nema funkciju gustine verovatnoće koja se može jednostavno odrediti. Iz tog razloga primenjena je *feed-forward* neuralna mreža strukture 2-2-1, pomoću koje je dobijena kriterijumska funkcija prikazana na slici 5.6. Primenom ove kriterijumske funkcije verovatnoća pogrešnog ishoda smanjena je na ispod 10%.



**Slika 5.6.** Kriterijumska funkcija dobijena primenom *feed-forward* neuralne mreže



U okviru aktivnosti projekta HUMOUR (2012) ovaj klasifikator testiran je robotskom sistemu Baccio di Ferro u Đenovi, u eksperimentima gde je robotski sistem koristeći mehanički pantograf igrao WiiBowlin igru sa uspešnošću od preko 75%. Na ovaj način pokazano je da je moguće kreirati reprezentaciju pokreta koja na osnovu demonstracije eksperta omogućava robotskom sistemu da ponovi akciju, a samim tim i asistira pacijentu da vežba istu akciju. Detalji ovog istraživanja opisani su u radu (Kostić i Popović, 2010) koji je dat u prilogu.

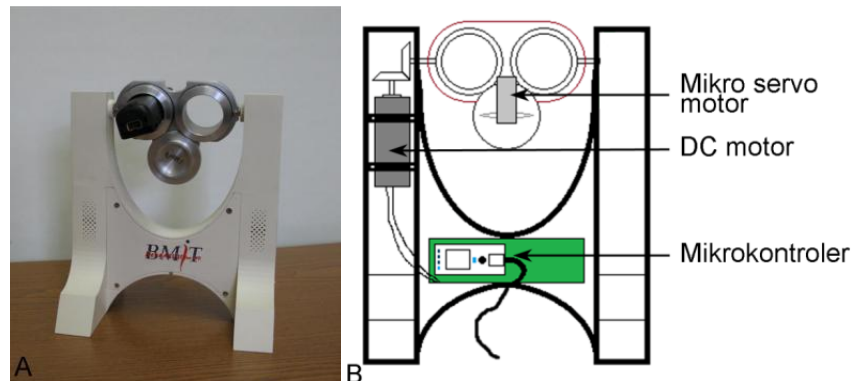
Prikazani koncept, iako pogodan za dokazivanje hipoteze, nema praktičnu primenu u rehabilitaciji. Iako je u mehaničkom pantografu moguće menjati pokrete koji se transformišu (promenu dužina segmenata, njihovog međusobnog položaja, itd.), broj ovih transformacija je konačan. Sa druge strane, broj varijacija pokreta potrebnih za vežbanje u rehabilitaciji je beskonačan. Pored toga što se potrebe razlikuju od pacijenta do pacijenta, u idealnom slučaju sistem bi trebao da omogući i progresivnu promenu pokreta koji pacijent vežba tokom procesa rehabilitacije (povećanje opsega kretanja, povećanje brzine, smanjenje dozvoljene varijabilnosti, povećanje glatkosti, itd.). Još jedan ograničavajući faktor je što reprezentacija pokreta u funkciji od zahteva video igre nije dovoljno opšte rešenje i ne može se primenjivati u svakodnevnoj kliničkoj praksi.

## **5.2 REHAASSIST FOR WII**

Iz razloga navedenih u prethodnom poglavlju, razvijeni mehanički pantograf nije bio dobro rešenje i napušten je već u fazi prototipa. Kao alternativu, razvili smo softverski upravljani elektromehanički uređaj koji može kontrolisati pokrete Wii kontrolera sa dva stepena slobode, u funkciji od *Probability Tube* reprezentacije pokreta. Ovaj uređaj u potpunosti je razvijen na Elektrotehničkom Fakultetu u okviru istraživanja predstavljenih u ovoj tezi.

Uređaj sadrži DC motor, kojim je kontrolisana rotacija glavne ose, X ose Wii kontrolera, i "mikro servo" motor za rotaciju oko sporedne ose, Y ose Wii kontrolera. Ova dva motora su preko odgovarajućih elektronskih komponenti (drajvera) kontrolisana mikro kontrolerom (mbed 1768, NXP Holandija) koji putem USB porta komunicira sa računarom. Uređaj sadrži dva ležišta za Wii kontrolere koja se paralelno kreću. Korišćenje dva kontrolera omogućava da se jedan koristi za upravljanje video igrom, dok se preko informacija sa drugog kontrolera može zatvoriti povratna sprega za upravljanje motorima uređaja. Uređaj je realizovan kao nezavisna *plug and*

play računarska periferija sa velikom fleksibilnošću, jer su dva kontrolisana stepena slobode Wii kontrolera dovoljna za najveći broj Wii igara (11/16 WiiResort igara), a putem odgovarajućih drajvera moguće je bilo koju senzorsku informaciju transformisati u pokrete Wii kontrolera. Drugim rečima, koristeći razvijenu hardversku platformu moguće je formirati neograničen broj transformacija pokreta ruke u dva stepena slobode pokreta Wii kontrolera, menjanjem režima softverskog upravljanja.



**Slika 5.7.** Elektromehanički programabilni transformator pokreta RehaAssistforWii. A) Slika uređaja sa Wii kontrolerom. B) Šematski prikaz uređaja

Svaka video igra zahteva određenu kombinaciju pokreta kontrolera. Kako bi se omogućilo igranje neke igre pomoću RehaAssistforWii potrebno je obezbediti kretanje kontrolera na način koji igra zahteva. Odnosno, potrebno je odrediti proceduru i parametre *open loop* kontrole aktuatora RehaAssistforWii uređaja koji će rezultovati određenom akcijom u video igri. Na primer, u igri kuglanje (WiiBowling) kretanje Wii kontrolera definiše vektor početne brzine i rotaciju kugle. Ovi parametri direktno su korelisani sa postignutim rezultatom, tj. brojem oborenih kegli. Definisanjem parametara *open loop* kontrole realizovana je procedura koja omogućava da se obori svih deset kegli, 5 kegli, ili ni jedna keglja, u zavisnosti od toga da li je pokret izveden dobro, srednje ili loše, prema unapred definisanoj klasifikaciji kinematičkih parametara. Razvijene procedure predstavljaju drajver za video igru koji omogućava preslikavanje pacijentovog učinka tokom vežbanja u rezultate video igre, pri čemu se učinak tokom vežbanja (kvalitet pokreta) nezavisno određuje pomoću PTS metode, opisane u poglavlju 3.4.

U okviru aktivnosti laboratorije BMIT nekoliko studenata je u sklopu svojih diplomskih ili master radova radilo na razvoju ovakvih procedura, tj. drajvera za druge Wii Resort video igre.

Osim drajvera za kuglanje koje je pogodno za vežbanja dohvatanja u sagitalnoj ravni, razvijeni su i drajveri za video igre bacanja frizbija (WiiFrisby) pogodnog za vežbanje transverzalnih pokreta u horizontalnoj ravni, vožnje po talasima (WiiWakeBoarding) pogodnog za vežbanje pronacije i supinacije, i stonog tenisa (WiiTableTennis) koji obuhvata veći broj pokreta. U prvoj video igri cilj je baciti frizbi tako da on padne u okvir mete, a drajveri omogućavaju izbor kruga u koji će frizbi da padne (od najšireg ka centralnom) u zavisnosti od kvaliteta izvedenog pokreta. Kod druge igre, brzina skretanja avatara (samim tim i skor) kontrolisani su kvalitetom pokreta. Stoni tenis je najkompleksnija igra jer sadrži veći broj pokreta i zahteva temporalnu sinhronizaciju pokreta, tako da nisu svi pacijenti u stanju da je koriste. Sa druge strane, ovo je jedina igra koja omogućava direktno nadmetanje između pacijenata, ili između pacijenta i terapeuta.

Drajveri *RehaAssistforWii* za različite video igre su projektovani tako da funkcionišu nezavisno od metode za procenu kvaliteta pokreta, kao i uređaja kojima se pokret meri. Na ovaj način postignuta je fleksibilnost i univerzalnost uređaja. Ova osobina uređaja predstavljena je na posebnoj sesiji o rehabilitacionoj robotici na konferenciji EMBS2012 (Kostić et al, 2012a), održane u San Dijegu, CA, SAD. Na demonstraciji su korišćeni različiti senzori i metode ocene pokreta. Korišćen je sensorizovani planarni manipulator, pri čemu se pokret ocenjivan na osnovu greške praćenja trajektorije. Na polovini prezentacije napravljena je promena režima rada. Kao senzorski ulaz korišćen je običan kompjuterski miš, a ocena pokreta radila se preko *Probability Tube Score*.

### **5.2.1 Potencijalna primena ovakvog sistema**

Primena ovakvog sistema u rehabilitaciji ima dva osnovna benefita. Prvi je pružanje stimulativnog i zabavnog okruženja za vežbanje koje utiče na povećanje motivacije pacijenata. Prikazani rezultati istraživanja ukazuju na to da video igre pozitivno utiču na motivaciju pacijenta, pogotovo u koliko postoji rezultat koji pacijenti mogu da prate, čime se podstiče takmičarski duh. Predstavljeni sistem realizovan je tako da ovu pojavu spreže sa kvalitetom izvođenja pokreta koji se vežba. Rezultat u igri dobija se na osnovu PT skora, koji oslikava trenutni učinak, a PT je prilagođen trenutnim mogućnostima i potrebama pacijenta, budući da je formiran na osnovu terapeutske demonstracije pokreta.

Drugi benefit ogleđa se u mogućnosti pacijenta da samostalno vežba, bez potrebe za nadzorom. Problem koji inače postoji kod samostalnog vežbanja je što pacijent nije svestan da li ispravno radi zadati pokret, pogotovo u slučaju kada se radi veliki broj ponavljanja. Međutim, vežbajući pomoću predstavljenog sistema, pacijent prati svoj učinak u vidu skora video igre, što rasterećuje terapeuta, a pacijentu omogućava duže vreme vežbanja.

Ovaj uređaj može da se koristi na dva načina: u kliničkom okruženju i kod kuće, putem telerehabilitacije. U prvom slučaju terapeut pacijentu demonstrira pokret, na osnovu koga se formira PT. Nakon toga pacijent vežba samostalno, konstantno imajući informaciju o kvalitetu svog pokreta. Na taj način terapeut je slobodan da se posveti drugim aspektima terapije, ili drugim pacijentima.

Ukoliko ne postoji mogućnost da pacijent svakodnevno provodi vreme na klinici, ovakav uređaj može se koristiti i u okviru telerehabilitacije. U tom slučaju, terapeut bi mogao da formira PT na uređaju u klinici, a zatim da ga putem interneta prenese na uređaj koji se nalazi kod pacijenta. Pristupanjem podacima o uspehu video igre, PT skoru i kinematici snimljenoj tokom vežbanja, terapeut bi mogao daljinski da prati napredak pacijenta.

### **5.3 ZAKLJUČAK**

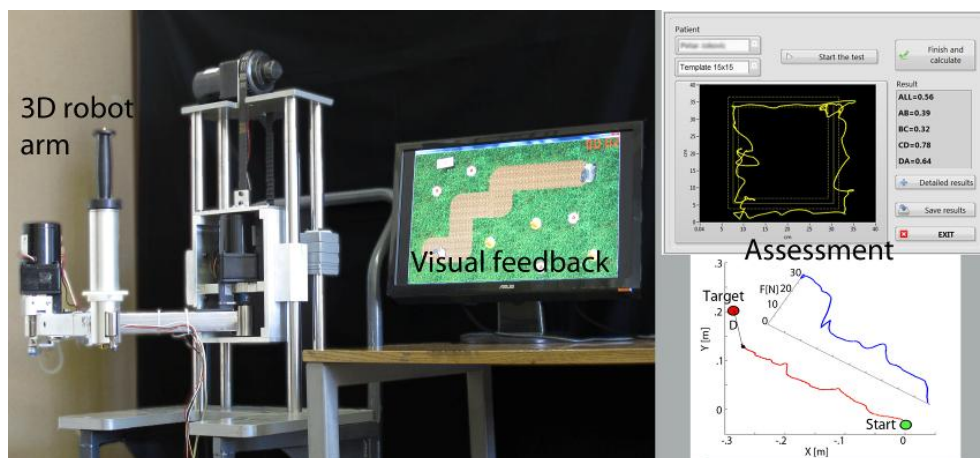
*U okviru ove glave prikazani su rezultati istraživanja koji daju odgovor na naučno pitanje: **Da li je moguće razviti sistem koji pruža povratnu informaciju o uspešnosti vežbanja i unapređuje motivaciju pacijenata korišćenjem komercijalnih video igara?***

Na osnovu rezultata eksperimenta sa mehaničkim pantografom i Nintendo WiiBowling igrom zaključeno je da je moguće kreirati reprezentaciju pokreta koja omogućava robotskom sistemu da igra video igru, na način sličan ekspertu.

Na osnovu ovog zaključka kreiran je sistem za transfirmaciju pokreta pacijenta u pokrete Wii kontrolera. Primenom reprezentacije pokreta opisane u drugoj glavi ovaj sistem omogućava da se sličnost izvedenog pokreta sa pokretom koji je demonstrirao terapeut (ekspert) preslikava u rezultat video igre. Na osnovu ovoga može se zaključiti da je moguće implementirati komercijalne video igre u proces vežbanja pokreta i to tako da motiviše pacijente da pokrete izvršavaju na ispravan način.

# 6 RAZVOJ ROBOTSKOG SISTEMA KOJI UČI OD TERAPEUTA KAKO DA ASISTIRA PACIJENTIMA<sup>9</sup>

U okviru ovog istraživanja, razvijen je robotski sistem R3-BEG koji omogućava vežbanje pokreta uz asistenciju, prikazan na slici 6.1. Hardverska platforma ovog sistema predstavlja manipulandum sa tri aktivna stepena slobode i razvijena je u saradnji sa grupom profesore Aleksandra Vega sa Mašinskog fakulteta u Beogradu. Upravljanje ovim sistemom u potpunosti je razvijeno u okviru ovog istraživanja i zasniva se na PT reprezentaciji pokreta. Ovo robotu omogućava da način asistencije izvođenja pokreta uči od terapeuta. Pored asistencije pri vežbanju, ovaj robotski sistem omogućava i procenu mogućnosti izvođenja pokreta, opisanu u 3.5, kao i implementaciju video igara u proces vežbanja, kao što je opisano u glavi 5. Pre projektovanja robotske platforme i strategije upravljanja, detaljno su razmotreni klinički aspekti korišćenja ovakvih robota.



**Slika 6.1.** Robotski sistem koji omogućava asistenciju pri vežbanju u stimulišućem okruženju (A) i neke od metoda procene moguće korišćenjem sistema (B).

<sup>9</sup> Bazirano na: **Kostić, M. D.**, Mataušek, M. R., and Popović, D. B. (2013) "Modified Internal Model Control for the Robot Assistant: Therapeutic System for Upper Extremities" IEEE Trans Neur Syst and Reahb Eng, (Under review) **Kostić, M. D.**, Popović, M. D. and Popović D. B. "The Robot that Learns from the Therapist how to Assist Stroke Patients", Medical and Service Robotics 2013, Springer, (Accepted)

## **6.1 PRILAGODAVANJE DIZAJNA ROBOTSKIH SISTEMA KLINIČKIM USLOVIMA**

Budući da su rehabilitacioni robotski uređaji namenjeni kliničkoj praksi, neophodno je da imaju specifičnu konstrukciju, funkcionalnost i izgled. Da bi uređaj bio prihvatljiv, moraju biti zadovoljeni psihološki aspekt, aspekt bezbednosti i pouzdanosti, kao i aspekt rehabilitacione opravdanosti (Riener et al, 2005).

### *6.1.1.1 Psihološki aspekt*

Zadovoljavanje psihološkog aspekta je prvi korak u uvođenju robota u rehabilitaciju. Ovo podrazumeva volju i motivisanost kako pacijenta, tako i terapeuta da rade sa takvim uređajem. Drugim rečima, konstrukcija i dizajn uređaja moraju biti takvi da ulivaju poverenje i pacijentu i terapeutu.

Na osnovu dosadašnjih iskustava pokazalo se da pacijenti mnogo bolje prihvataju uređaje koji su mali, neprimetni i elegantnog izgleda, dok su za terapeute najvažnije karakteristike jednostavnost i pouzdanost robotskog sistema (Zinn et al, 2004).

Osnovna načela kojih se treba pridržavati prilikom projektovanja ovakvih sistema jesu da je terapeut ključ uspešnog rehabilitacionog procesa, i da odnos terapeut-pacijent ne sme biti narušen. Robot treba da bude alat koji pospešuje realizaciju terapije zadatu od strane terapeuta, te se preporučuje da ostane u drugom planu i ne remeti interakciju između terapeuta i pacijenta (Riener et al, 2005). Dalje, robotski sistem treba da bude jednostavan za primenu jer su tehničko znanje i vreme terapeuta najčešće ograničeni. Dobro projektovan sistem se uklapa u standardnu terapijsku proceduru tako da doprinosi njenom kvalitetu, bez nameganja dodatnog opterećenja. U suprotnom, korišćenje ovakvog uređaja izaziva otpor kod terapeuta koji se reflektuje na pacijenta, što podriiva rehabilitacioni proces. Ovakav nesklad smanjuje motivaciju pacijenta, kao i napor koji on ulaže u vežbanje pomoću robota, čime se narušava efikasnost terapije.

### *6.1.1.2 Aspekt bezbednosti i pouzdanosti*

S obzirom na to da su rehabilitacioni robotski sistemi namenjeni interakciji sa ljudima, bezbednost i pouzdanost moraju biti apsolutni prioritet. Aktuatori uređaja poseduju određenu snagu kako bi pomagali/ometali pokrete pacijenta, što može da predstavlja opasnost kako za pacijenta, tako i za terapeuta koji rukuje robotom (Zinn et al, 2004). Iz ovog razloga, važno je

ograničiti radni prostor uređaja i sile koje robot može da proizvede. Takođe, potrebno je ugraditi blokade i zaštite koji sprečavaju nekontrolisano kretanje uređaja.

### *6.1.1.3 Aspekt rehabilitacione opravdanosti*

U idealnom slučaju, uloga rehabilitacionog robotskog sistema je da podržava terapiju na način koji maksimizuje efikasnost rehabilitacije. Za ishod terapije značajni su način na koji roboti deluju tokom izvršenja pokreta (pomoć, smetnja, adaptivna pomoć, itd.), doza robotske terapije, korišćenje odgovarajućih mera za procenu stanja i napretka, itd. Pitanje optimalnog korišćenja robota u ovom smislu je i dalje potpuno otvoreno (Marchal-Crespo i Reinkensmeyer, 2009).

Pored toga, značajne su i fleksibilnost i adaptibilnost robotskih sistema. Važno je da robotski sistem može da obezbedi kvalitetnu terapiju pacijentima u različitim fazama oporavka. Kako bi mogao da se prilagodi trenutnim potrebama pacijenta, potrebno je da robot ima adaptibilni radni prostor, brzine pokreta, nivo asistencije ili smetnje, itd.

Ovaj aspekt detaljnije je razmotren u poglavlju 1.3.

## **6.2 DIZAJN ROBOTSKOG SISTEMA**

Istraživanje obuhvaćeno ovom tezom započeto je u okviru evropskog FP7 projekta HUMOUR (2010- 2012). S obzirom na ograničeno vreme trajanja ovog projekta, razvijene metode testirane su u okviru simulacije, što je opisano u poglavlju 2.4, i delimično na platformi Braccio di Ferro, što je opisano u poglavlju 5.1. Kako bi se omogućila dalja testiranja razvijenih metoda upravljanja, u okviru projekta bilateralne saradnje sa Švajcarskom, InRES (2011-2012), razvijen je funkcionalni prototip rehabilitacionog robota za asistenciju pokreta u trodimenzijalnom prostoru (3D).

Razvoj ove platforme bio je uokviren sa tri osnovna zahteva: minimalna kompleksnost; robusnost; i niska cena.

Minimalna kompleksnost robotskog sistema podrazumeva dizajn u kome je robotski sistem sveden na definisani broj stepeni slobode sa minimalnim brojem pokretnih elemenata i minimalnim brojem elemenata za podešavanje. Iako zahtevan u fazi razvoja, ovakav pristup obezbeđuje jednostavnost korišćenja, i smanjuje verovatnoću otkaza.

Robusnost robotskog sistema podrazumeva dizajn otporan na otkaze. Pored pristupa minimalne kompleksnosti, koji inherentno povećava robusnost, posvećena je pažnja dizajnu i izradi svih komponenti, tako da uređaj može interagovati sa pacijentima bez opasnosti da će biti oštećen. Pored režima rada za koji je namenjen, predviđeno je da uređaj može podneti punu težinu pacijenta punom težinom u slučaju da pacijent izgubi ravnotežu i osloni se na ruku manipulanduma u opruženom položaju. Uređaj je izveden na način koji potencira i vizuelni aspekt robusnosti, tako da uliva poverenje terapeutima i pacijentima, odnosno eliminiše strah da će tokom korišćenja doći do oštećenja aparature.

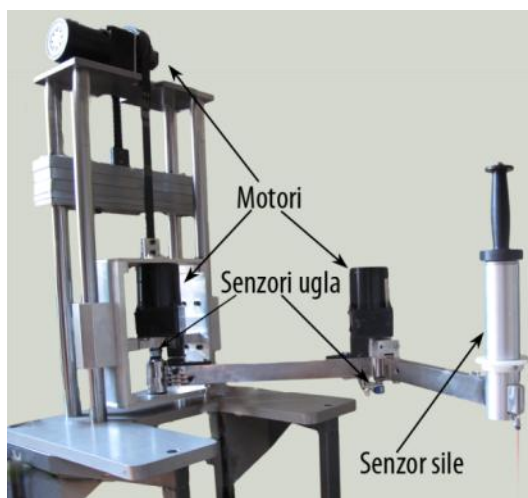
Niska cena razvijenog robotskog sistema je ključni aspekt ovog razvoja, s obzirom na to da su kompleksnost korišćenja i cena identifikovani kao najverovatniji uzroci usporenog prodora rehabilitacione robotike u standardnu kliničku praksu (Marchal-Crespo i Reinkensmeyer, 2009). Predstavljeno rešenje zasniva se na korišćenju standardnih, komercijalno dostupnih komponenti, čime se značajno smanjuje cena proizvoda. Takođe korišćenjem gotovih komponenti povećavaju se robusnost i bezbednost uređaja, budući da su ove karakteristike inherentne komercijalno dostupnim proizvodima koji se proizvode u velikim serijama.

U skladu sa ovim razmatranjima i razmatranjima iz prethodnog poglavlja, u saradnji sa grupom profesora Aleksandra Vega sa Mašinskog Fakulteta u Beogradu, razvijea je robotska platforma R3-BEG, prikazana na slici 6.2. Ova platforma se sastoji od dvosegmentnog planarnog manipulanduma sa distribuiranim pogonima, koji je postavljen na vertikalni klizač čime je obezbeđeno kretanje ručke manipulanduma u 3D prostoru. Sva tri stepena slobode su aktuirana asinhriurno motorima sa reduktorima visokog stepena prenosa (1:120). Akruatori se u pasivnom režimu mogu dekuplovati od manipulanduma, čime se omogućava kretanje bez trenja sa malom inercijom, te uređaj postaje transparentan. Uređaj poseduje senzore ugla kojima se meri položaj svakog segmenta.

Kao što je već napomenuto u okviru ove teze obuhvaćena je samo primena robotskog sistema u horizontalnoj ravni. Iz tog razloga u okviru ovog istraživanja samostalno smo razvili i omnidirekcionni planarni senzor sile koji je smešten u ručku robotskog manipulanduma. Ovaj senzorski sistem, omogućava merenje vektora sile interakcije pacijenta i robota tokom komanipulacije, u opsegu od 5 do 45N.



Tehničke karakteristike robotske platforme, kao i senzora sile, opisane su u prilogu H.



**Slika 6.2.** Robotska platforma R3-BEG koji omogućava vežbanje pokreta ruke uz asistenciju.

### **6.3 RAZVOJ NOVE STRATEGIJE UPRAVLJANJA ROBOTSKIM SISTEMOM<sup>10</sup>**

Jedan od ciljeva ovog istraživanja je i razvoj metode upravljanja koja zadovoljava identifikovane terapijske kriterijume, a da se može sprovesti na sistemu sa realnim ograničenjima. U poglavljima 1.3 i 6.1 analizirani su kriterijumi koje strategija upravljanja mora da ispunjava, a uređaj na kome je primenjeno je opisan u poglavlju 6.2.

Kako bi se ispunila ova dva oprečna uslova, razvijena je metoda upravljanja na dva nivoa apstrakcije, aktuatorskom i korisničkom. Svaki nivo projektovan je tako da ispunjava jedan od uslova i da bude kompatibilan sa drugim nivoom. Sinergijom ova dva nivoa postiže se bolji efekat upravljanja nego što bi bilo moguće korišćenjem samo jednog nivoa apstrakcije.

#### **6.3.1 Upravljanje na prvom, aktuatorskom, nivou apstrakcije**

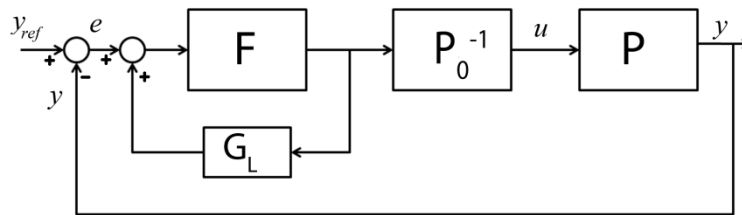
Prvi nivo apstrakcije je upravljanje na nivou aktuatora. Na osnovu iskustava iz HUMOUR projekta, pokazuje se da praćenje željene trajektorije u prostoru pozicije nije optimalno sa aspekta motornog učenja (Kostić et al, 2011a). Takođe, pokazano je da, tokom vežbanja pokreta sa robotskim sistemima, temporalne karakteristike pokreta imaju značajniji efekat na motorno učenje nego prostorne karakteristike (Luttgen i Heuer, 2012b). Iz ovih razloga odlučeno je da

---

<sup>10</sup> Bazirano na: **Kostić, M. D.**, Mataušek, M. R., and Popović, D. B. (2013) "Modified Internal Model Control for the Robot Assistant: Therapeutic System for Upper Extremities" IEEE Trans Neur Syst and Reahb Eng, (Under review)

predložena metoda upravljanja robotskim sistemom bude u prostoru brzina. U okviru ove teze prikazano je upravljanje planarnim delom R3-BEG manipulanduma, koji sadrži dva motorizovana zgloba, a za upravljanje aktuatorima primenjivan je MIMC (Modified Internal Model Control) pristup upravljanja.

MIMC je pristup upravljanju razvijen pre dve decenije na Elektrotehničkom fakultetu u Beogradu (Mataušek et al, 1998a,b). U osnovi, ovaj regulator može da se prikaže šemom, prikazanom na slici 6.3, gde je  $F$  digitalni filter,  $P_0^{-1}$  modelovana inverzna dinamika sistema  $P$  bez kašnjenja,  $G_L$  blok koji sadržiprocenjeno kašnjenje. Signal  $y_{ref}$  predstavlja referentnu veličinu,  $y$  predstavlja merenu veličinu,  $e$  je signal greške, dok je  $u$  upravljački signal. Ovaj pristup pogodan je jer omogućava projektovanje i podešavanje nelinearnih digitalnih regulatora, garantujući kontrolu bez ofseta i visoku robusnost. Korišćenjem MIMC regulatora izbegavaju se problemi analitičkog modelovanja nelinearnog sistema i eksperimentalnog utvrđivanja parametara tih modela, koje je teško proceniti u kompleksnim sistemima, kao što je robot u interakciji sa rukom.



**Slika 6.3.** Blok dijagram MIMC regulatora primenjenog u prvoj fazi istraživanja.

Kasnije u (Mataušek et al, 2002) ovaj koncept proširen je na projektovanje i podešavanje linearnih digitalnih regulatora. U tom slučaju proces je definisan sa nekom funkcijom prenosa  $P=G(s)$ , a njegova inverzna funkcija sa  $P_0^{-1}=G_0^{-1}(s)$ . Detalji koji nisu od interesa za ovo istraživanje opisani su u radu (Mataušek et al, 2002).

U slučaju linearnog procesa, funkcija prenosa ovako realizovanog regulatora,  $C(s)$ , je

$$C(s) = \frac{G_0^{-1}(s)F(s)}{1 - F(s)e^{-Ls}}, \quad (6.1)$$

gde je  $P_0^{-1}(s)$  inverzna funkcija linearnog modela procesa bez kašnjenja,  $L$  je kašnjenje, a  $F(s)$  filter.

Osnovne karakteristike MIMC projektovanja i podešavanja korišćene u ovom istraživanju su: mogućnost korišćenja modela dobijenih na osnovu testova izvedenih u otvorenoj povratnoj sprezi; struktura regulatora se direktno dobija korišćenjem procenjene dinamike procesa i koristi se mali broj parametara jasnog značenja koji se jednostavno podešavaju (Mataušek et al, 2002). Još jedna prednost ove metode je mogućnost korišćenja neuralne mreže za modeliranje inverzne dinamike sistema. Kao što je prikazano u (Mataušek et al, 1998a,b), uspešno formiranje neuralne mreže (NN) zahteva obučavajući skup podataka dobijen na osnovu eksperimenata u zatvorenoj povratnoj sprezi. Iz tog razloga, razvoj ovakvog regulatora zahteva dve faze rada.

U prvoj fazi razvoja primenjena su dva *single-input single-output* MIMC linearna digitalna regulatora kojima su kontrolisani motori u proksimalnom i distalnom zglobu. Za modelovanje inverzne dinamike korišćeni su jednostavni modeli pozicije proksimalnog i distalnog zgloba, dobijeni na osnovu odskočnog odziva sistema. Model pozicije proksimalnog zgloba  $G_{mpP}(s)$  definisan je sledećom funkcijom prenosa

$$G_{mpP}(s) = \frac{K_P e^{-L_P s}}{s(T_P^2 s^2 + 2\zeta_P T_P s + 1)}, \quad (6.2)$$

$$K_P = 0.00023, L_P = 0.1, T_P = 0.08, \zeta_P = 0.7. \quad (6.3)$$

Model pozicije distalnog zgloba  $G_{mpD}(s)$  definisan je funkcijom

$$G_{mpD}(s) = \frac{K_D e^{-L_D s}}{s(T_D^2 s^2 + 2\zeta_D T_D s + 1)}, \quad (6.4)$$

$$K_D = 0.00024, L_D = 0.07, T_D = 0.04, \zeta_D = 0.7. \quad (6.5)$$

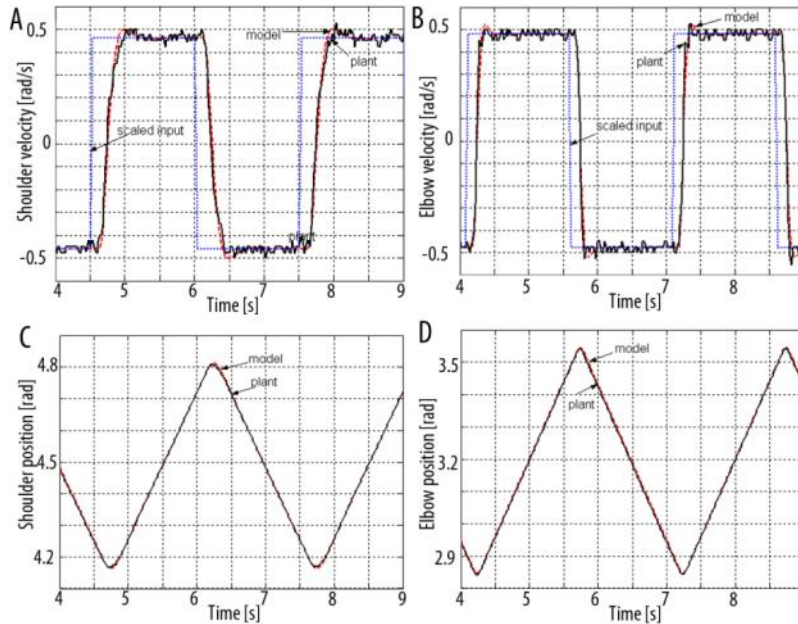
U ovoj fazi modelovana je pozicija pošto je ona direktno merena veličina. Međutim, uzevši u obzir raniju analizu i zaključak da upravljanje regulatorima treba da bude u prostoru brzina, modeli ugaonih brzina proksimalnog  $G_{mvP}(s)$  i distalnog  $G_{mvD}(s)$  zgloba dobijeni su kao prvi izvodi (6.2) i (6.4), i mogu se predstaviti funkcijama prenosa

$$G_{mvP}(s) = \frac{K_P e^{-L_P s}}{T_P^2 s^2 + 2\zeta_P T_P s + 1}, \quad (6.6)$$

$$G_{mvD}(s) = \frac{K_D e^{-L_D s}}{T_D^2 s^2 + 2\zeta_D T_D s + 1}, \quad (6.7)$$

pri čemu važe relacije (6.3) i (6.5).

Na slici 6.4 prikazani su snimljeni podaci pozicije i ugaone brzine pri odskočnom odzivu proksimalnog i distalnog zgloba, kao i modeli tih veličina dobijenih na osnovu (6.2-6.7). Prilikom simulacije na modelovane signale dodat je signal belog šuma, kako bi se postigla realnija predstava. Poređenjem snimljenih podataka i simuliranih rezultata može se zaključiti da predloženi modeli odgovaraju realnoj dinamici proksimalnog i distalnog zgloba.



**Slika 6.4.** Poređenje odskočnog odziva sistema (crna puna linija) i modela (crvena isprekidana linija) u otvorenoj sprezi: odziv brzine proksimalnog A) i distalnog B) zgloba; i odziv pozicije proksimalnog C) i distalnog D) zgloba. Preuzeto iz (Kostić et al, 2013b).

Modeli ugaone brzine proksimalnog  $G_{mvP}(s)$  i distalnog  $G_{mvD}(s)$  zgloba korišćeni su za projektovanje i podešavanje MIMC regulatora brzine definisanog strukturom predstavljenom na slici 6.3. Kako je kontrola realizovana na računaru, bilo je potrebno preći iz kontinualnog u diskretni vremenski domen. Odabiranje signala, ako i upravljanje isvedeni su sa učestanošću od 50 Hz. Ova učestanost je dovoljno visoka da može ipratiti dinamiku pokreta ruke, a sa druge

strane dovoljno niska da se upravljanje aktuatorima može realizovati pod Windows operativnom sistemu u LabView programskom okruženju. Pošto se u najvećem broju komercijalno dostupnih analogno digitalnih konvertora koriste kola zadržke nultog reda, funkcija prenosa diskretizovana je formulom za *zero order hold* diskretizaciju sa vremenom odabiranja  $T_s=0.02$  s, uz aproksimaciju jediničnog kašnjenja  $z^{-1}=e^{-sT_s}$ . Kao što je pokazano u radu (Mataušek et al, 2002), ovako dobijeni diskretni MIMC regulator proksimalnog zgloba definisan je jednačinama

$$G_{m0P}^{-1}(z) = \frac{1}{0.00023} \frac{z^2 - 1.6522z + 0.7047}{0.0525z^2}, \quad (6.8)$$

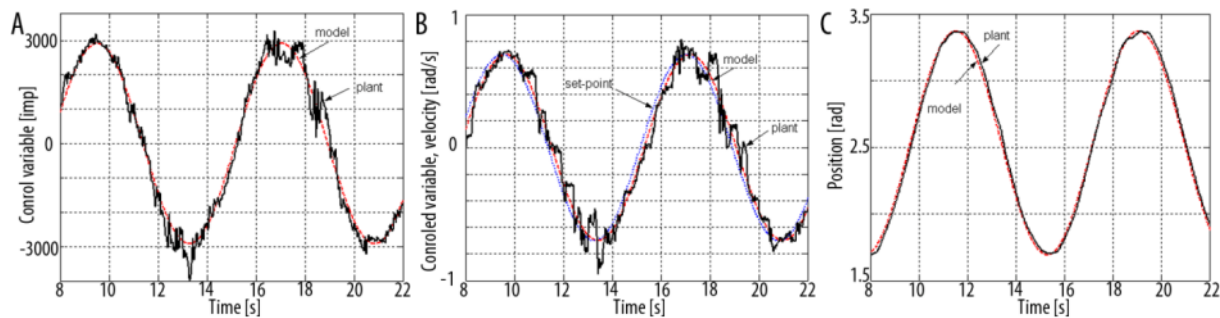
$$F_P(z) = \left( \frac{0.2z}{z-0.8} \right)^2, \quad G_{LP}(z) = z^{-5}. \quad (6.9)$$

Analogno, diskretni MIMC regulator distalnog zgloba definisan je jednačinama

$$G_{m0D}^{-1}(z) = \frac{1}{0.00024} \frac{z^2 - 1.3205z + 0.4966}{0.1761z^2}, \quad (6.10)$$

$$F_D(z) = \left( \frac{0.4z}{z-0.6} \right)^2, \quad G_{LD}(z) = z^{-4}. \quad (6.11)$$

Upravljanje ovako definisanim regulatorima testirano je na primeru istovremenog praćenja sinusoidnih signala različitih perioda, dovedenih kao referentne brzine za proksimalni i distalni zglob. Na slici 6.5 prikazana je simulacija i realno praćenje referentnih signala u distalnom zglobu.



**Slika 6.5.** Poređenje praćenja sinusoidalne reference (plava linija) sistema (crna puna linija) i modela sistema (crvena isprekidana linija) u zatvorenoj povratnoj sprezi: A) signal upravljanja; B) kontrolisana promenljiva, brzina; C) pozicija

Na ovoj slici se vidi razlika između referentnog signala, simuliranog signala i signala snimljenog sa R3-BEG uređaja. Pored uticaja šuma koji je u zatvorenoj sprezi više izražen, postoje primetna odstupanja i u trenucima maksimalne i minimalne brzine, kao i između 18. i 19. sekunde.

Ove pojave su posledica kompozicije kretanja proksimalnog i distalnog segmenta. S obzirom da ova dva segmenta prate sinusoide različitih učestalosti, kretanje jednog segmenta utiče na kretanje drugog. Regulatori koji su ovde primenjeni projektovani su za nezavisno modelovane zglobove i međusobni uticaj nije predviđen u procesu projektovanja, te su ovakvi rezultati očekivani.

Poremećaji u trenucima minimalne i maksimalne brzine uzrokovani su postojanjem ubrzanja koje je posledica kretanja proksimalnog segmenta, i nije očekivano od strane regulatora, dok je poremećaj između 18. i 19. sekunde uzrokovan promenom u smeru kretanja proksimalnog segmenta.

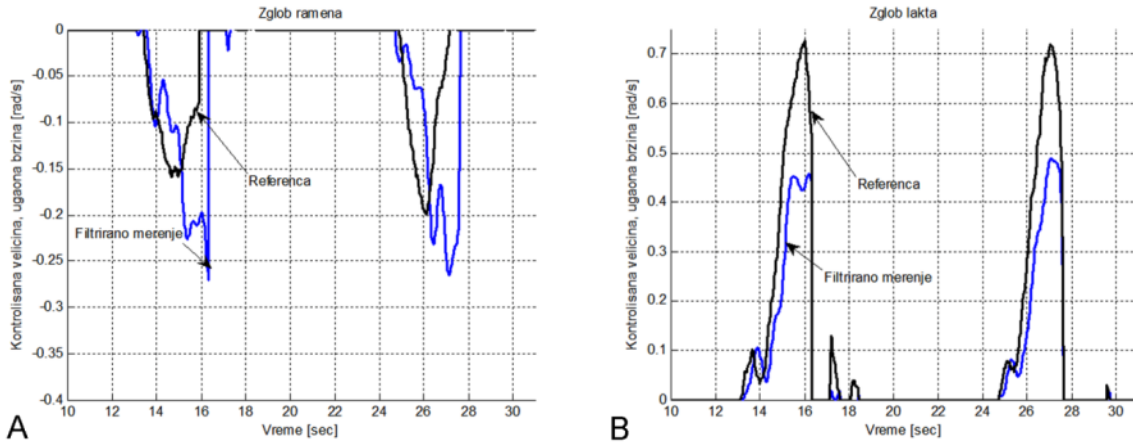
Kako bi se izbegli ovi efekti potrebno je projektovati regulator koji istovremeno upravlja sa oba aktuatora, odnosno uzima u obzir spregnutost sistema.

#### *6.3.1.1 Vežbanje pacijenata sa sistemom upravljanim regulatorima zasnovanim na MIMC*

Dva pacijenta su vežbala sa planarnim robotskim sistemom upravljanim MIMC regulatorom opisanim jednačinama (6.8)-(6.11), kako bi se ispitao uticaj dodatne dinamike na rad regulatora. Tokom vežbanja izvođeni su radijalni pokreti koje je zadavao terapeut. Željena trajektorija je zadavana u prostoru ugaone brzine zglobova i faze pokreta, na način kao što je opisano u poglavlju 2.1. U ovoj etapi razvoja referentna brzina  $v_r$ , u fazi pokreta  $i$ , određivana je kao najverovatnija brzina pokreta koji je demonstrirao terapeut, odnosno

$$v_r(i) = PT^{-1}(1, i) . \quad (6.12)$$

Rezultati praćenja referentne brzine tokom interakcije sa pacijentom prikazani su na slici 6.5. Radi poređenje na istoj slici prikazani su i rezultati simulacije praćenja iste reference, kada pacijent nije prisutan. S obzirom na odlično slaganje simuliranih i realnih podataka, prikazano na slici 6.5, i velika odstupanja prisutna na slici 6.6, može se zaključiti da je nemodelovani uticaj pacijenta značajan i ne može se zanemariti.



**Slika 6.6.** Praćenje referentnog signala brzine u zatvorenoj povratnoj sprezi, u prisustvu nemodelovane dinamike koju unosi interakcija sa pacijentom: A) Signali snimljeni na proksimalnom zglobu (ramenu); B) Signali snimljeni na distalnom zglobu (laktu). Prikazani su signali pokreta u kojima se ruka opružuje, pošto je u njima veći uticaj dinamike pacijenta. Prikazani signal je tokom analize (*offline*) filtriran niskopropusnim *Butterworth* filtrom četvrtog reda, sa periodom odsecanja na 25Hz, kako bi se odstranio značajan uticaj šuma.

Na osnovu rezultata eksperimenata prikazanih na slici 6.5 i 6.6 može se zaključiti da ovako projektovan regulator nije u stanju da se izbori sa efektima uzajamnog dejstava kretanja segmenata, kao ni sa perturbacijama koje unosi ruka pacijenta tokom manipulacije. Na slici 6.6 može da se primeti da u oba signala postoji kašnjenje, koje je veće nego u slučaju kada uređaj radi bez pacijenta. Pored toga u proksimalnom zglobu postoji značajan prebačaj, dok u distalnom zglobu postoji podbačaj. Oba efekta su u skladu sa postojanjem nemodelovane dinamike. Sa druge strane rezultati prikazani na slici 6.6 potvrđuju da robot nije previše krut, odnosno da omogućava pacijentu da unese varijaciju u pokret. Kako bi se omogućilo ispravno praćenje reference tokom kretanja oba segmenta, tokom interakcije sa pacijentom, potrebno je u primenjen MIMC regulatore implementirati tačnu inverznu dinamiku takvog sistema.

Analitičko projektovanje ovakvog regulatora je komplikovan proces, pogotovo ako se uzme u obzir da je dinamika koju u sistem unosi interakcija sa pacijentom promenljiva od sesije do sesije, odnosno od pacijenta do pacijenta. Analitički pristup bi zahtevao da se u svakom terapijskom tretmanu, pri svakom novom pokretu koji terapeut demonstrira pacijentu, proceni dinamika pacijenta, napravi model te dinamike, testira se i tek onda može početi vežbanje pacijenta. Iako ovakav pristup veoma liči na danas prisutna rešenja za robotsku rehabilitaciju (Hogan et al, 1992; Nef i Riener, 2005; Cassadio et al, 2006), on nije primenljiv u kliničkom okruženju, niti se može smatrati održivim rešenjem.

Iz ovog razloga primenjeno je alternativno rešenje za procenu inverzne dinamike sistema. Inverzna dinamika sistema se može predstaviti višedimenzionom funkcijom, koja je u našem slučaju nelinearna. S druge strane veštačke neuralne mreže predstavljaju alat čija osnovna namena je identifikacija parametara kompleksnih nelinearnih funkcija, kada postoje ulazni i izlazni podaci, a analitički pristup nije moguć. Budući da MIMC pristup upravljanju omogućava direktnu primenu neuralne mreže za određivanje inverzne dinamike sistema (Mataušek et al, 1998a,b), formiranje MIMC regulatora sa dva ulaza i dva izlaza izvedeno je korišćenjem ovog alata.

### 6.3.1.2 Formiranje neuralnog MIMC regulatora

Primena neuralnih mreža za određivanje inverzne dinamike sistema pri kontroli ljudskih pokreta nije nov koncept. Krajem osamdesetih i početkom devedesetih godina prošlog veka grupa profesora Mitsuo Kawato je objavila seriju radova iz motorne kontrole, u kojima koriste neuralne mreže za kreiranje internog neuralnog modela motornog sistema, ali i za modelovanje inverzne dinamike sistema (Miyamoto et al, 1988; Kawato, 1990; Kawato i Gomi, 1992). Iako je fokus ovih istraživanja bio na identifikaciji principa motorne kontrole, matematički je dokazano da je *feedback-error-learning* konvergentna metoda učenja, koja obezbeđuje stabilnost, čime je ostvaren značajan doprinos u primeni ovog principa za kontrolu uređaja koji pružaju asistenciju ljudskim pokretima.

Ovaj princip kontrole primenjen je i u sistemu za upravljanje trans-femoralnom protezom razvijanom u okviru aktivnosti Beogradske grupe (Kalanović et al, 2000). U ovom radu opisan je hibridni regulator, kod koga je realizovano *rule-based* upravljanje, dok je inverzna dinamika sistema određivana pomoću *feedback-error-learning* neuralne mreže.

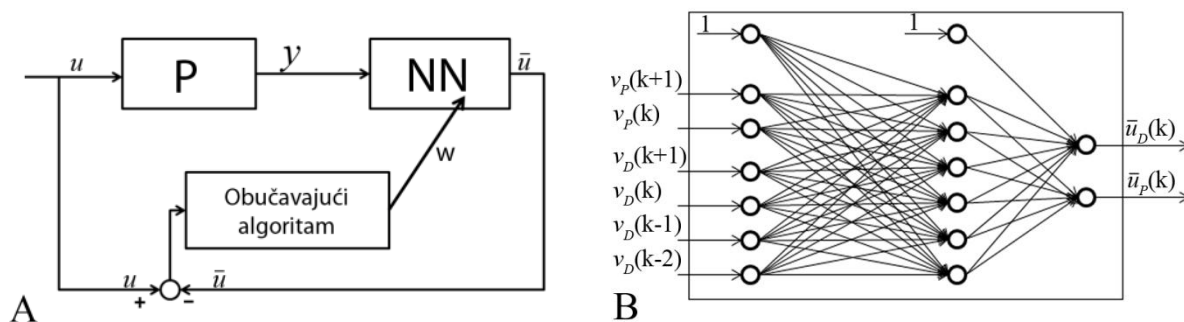
Slično, u okviru ovog istraživanja formiran je hibridni, neuralni MIMC, regulator. Upravljanje je realizovano na isti način kao u ranije opisanom MIMC regulatoru, s tim što je inverzna dinamika modelovana *feed-forward* neuralnom mrežom sa jednim skrivenim slojem, i *feedback-error-learning* principom obučavanja.

Pri obučavanju ove neuralne mreže bilo je apriorno poznato da ulazi treba da budu merenja upravljane veličine ( $v_P(k+1)$ ,  $v_P(k)$ ...  $v_P(k-n)$  i  $v_D(k+1)$ ,  $v_D(k)$ ...  $v_D(k-m)$ ), dok izlazi treba da budu signali upravljanja  $u_P(k)$  i  $u_D(k)$ , gde je  $k$  trenutni odbirak, a  $m$  i  $n$  su broj zakašnjenih



merjenja ugaone brzine distalnog i proksimalnog zgloba, respektivno. Broj zakašnjenih merenja, kao i broj neurona u skrivenom sloju određen je eksperimentalno, pri čemu je kriterijumska funkcija bila minimizacija kompleksnosti arhitekture i greške estimacije.

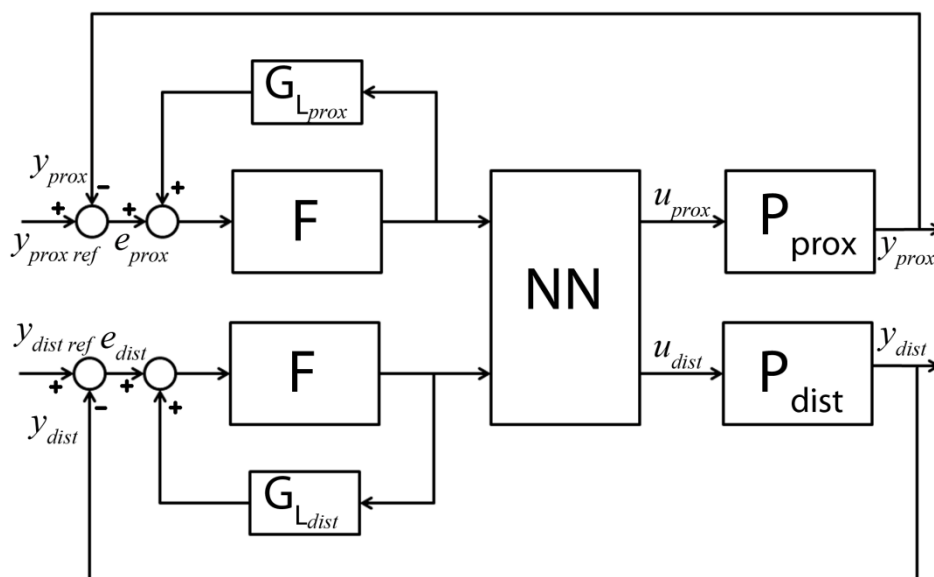
Eksperimenti za određivanje arhitekture neuralne mreže izvođeni su na podacima snimljenim tokom upravljanja u zatvorenoj sprezi, pri čemu je na oba aktuatora slata pobuda sinusnog oblika, iste amplitude, ali različite učestanosti. Blok dijagram obučavajućeg algoritma, korišćenog u (Mataušek et al, 1998a,b), dat je na slici 6.7A, dok je arhitektura dobijene neuralne mreže prikazana na slici 6.7B.



**Slika 6.7.** A) Blok dijagram algoritma za obučavanje neuralne mreže i B) dobijena neuralna mreža.

Korišćenjem MIMC regulatora, opisanog u prethodnoj glavi, u zatvorenoj povratnoj sprezi, dobijeni su podaci korišćeni kao obučavajući skup za neuralnu mrežu sa slike 6.7B.

Blok dijagram neuralnog MIMC regulatora korišćenog u ovom istraživanju prikazan je na slici 6.8.



**Slika 6.8.** Blok dijagram neuralnog MIMC regulatora kojim se istovremeno upravlja sa oba aktuatora.

Osim omogućavanja boljeg dekuplovanja sistema, primena neuralne mreže za modelovanje inverzne dinamike sistema ima još jednu, značajniju prednost. Tokom interakcije ruke pacijenta sa robotom u sistem se unosi dodatna dinamika koja inicijalno nije modelovana. Polazeći od pretpostavke da pri izvođenju pokreta postoji određena pravilnost, s obzirom na repetitivnu prirodu vežbanja, neuralna mreža omogućava adaptaciju sistema trenutnim sposobnostima pacijenta.

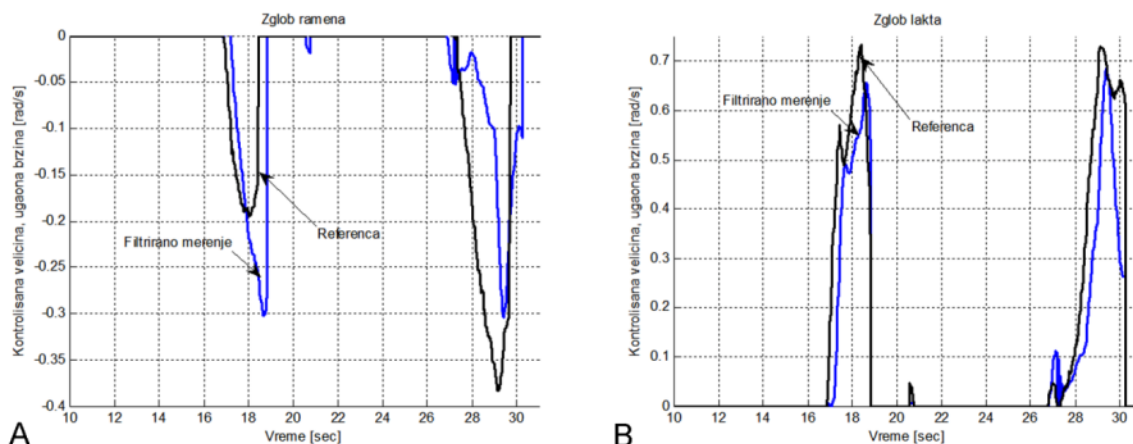
### 6.3.1.3 Adaptacija upravljanja od pokreta do pokreta

Kao što je napomenuto, neuralna mreža primenjena u MIMC regulatoru obučava se na osnovu podataka snimljenih u zatvorenoj povratnoj sprezi. Iako je obučavanje *feed forward* neuralne mreže dugotrajan proces, koji zahteva relativno veliki obučavajući skup, njena prednost je što se jednom obučena neuralna mreža može adaptirati dodatnim obučavanjem na malom skupu podataka (Hunt et al, 1992). Ova činjenica iskorišćena je u dizajnu predložene strategije upravljanja.

Adaptibilna strategija upravljanja projektovana je na sledeći način: na osnovu signala snimljenih tokom kontrole robotskog sistema u zatvorenoj povratnoj sprezi, bez prisustva pacijenta, formira se primarna neuralna mreža. Kada pacijent vežba prvi put, u regulatoru robota koristi se primarna

neuralna mreža. Nakon svakog pokreta koji pacijent izvede, neuralna mreža se dodatno obučiti podacima snimljenim tokom interakcije. Na ovaj način neuralna mreža se personalizuje za datog pacijenta. Korišćenje personalizovane neuralne mreže omogućava da se nakon nekoliko ponavljanja formira model inverzne dinamike koju unosi pacijent, pod pretpostavkom da se ona ne menja u toku sesije. Kontinualni proces adaptacije regulatora robota omogućava podjednak kvalitet vežbanja u svim fazama oporavka pacijenta, kao i u slučaju da se mogućnosti pacijenta neočekivano promene u kratkom periodu, usled pojave bola ili drugih tegoba.

Na slici 6.9 prikazani su rezultati praćenja reference tokom vežbanja pacijenta sa robotom uz primenu ovakvog regulatora. Poređenjem signala na slici 6.6 i 6.9 može se primetiti da ovakav regulator obezbeđuje značajno bolje praćenje reference distalnog zgloba. Iako kašnjenje i dalje postoji, podbačaj je drastično smanjen. Poboľšanje se može primetiti i u praćenju proksimalnog zgloba, ali je ono manje značajno. Moguće objašnjenje može biti što je, usled većeg kraka sile, uticaj pacijenta na proksimalni zglob višestruko veći.



**Slika 6.9.** Praćenje referentnog signala brzine u zatvorenoj povratnoj sprezi, sa regulatorom koji je u stanju da modeluje i dinamiku koju unosi interakcija sa pacijentom: A) Signali snimljeni na proksimalnog zglobu (ramenu); B) Signali snimljeni na distalnog zglobu (laktu). Prikazani su signali pokreta u kojima se ruka opruža, pošto je u njima veći uticaj dinamike pacijenta. Prikazani signal je tokom analize (*offline*) filtriran niskopropusnim *Butterworth* filtrom četvrtog reda, sa periodom odsecanja na 25Hz, kako bi se odstranio značajan uticaj šuma.

Iako je korišćenjem neuralne mreže za identifikaciju inverzne dinamike kontrola značajno unapređenja ona i dalje nije savršena. Ovo se može objasniti činjenicom da dinamika koju pacijent unosi ipak nije vremenski nepromenljiva, već postoje varijacije u otporu koji pacijent pruža nametnutom pokretu robota. Kako bi se obezbedilo praćenje reference bez odstupanja

potrebno je uzimati u obzir i merenu silu interakcije. Jedna metoda za integraciju merene sile u upravljanje predložena je u narednom poglavlju.

### 6.3.2 Upravljanje na drugom, korisničkom, nivou apstrakcije

Korisnički nivo apstrakcije upravljanja podrazumeva određivanje referentne brzine koju će pratiti regulator definisan na prvom nivou apstrakcije. U okviru predloženog pristupa upravljanja referentna brzina definiše se na osnovu reprezentacije pokreta koju je zadao terapeut, čime je omogućeno "programiranje" robota putem demonstracije.

Jedno od otvorenih pitanja strategije upravljanja rehabilitacionim robotima jeste pitanje formiranja željene trajektorije. U okviru ovog istraživanja razvijena je PT metoda reprezentacija pokreta ruke, detaljno opisana u glavi 2. U ovoj metodi se model dinamike pokreta pravi na osnovu izvedenih pokreta eksperta (terapeuta), na način koji varijabilnost snimljenih pokreta ugrađuje u model. PT reprezentacija pokreta iskorišćena je za definisanje željene trajektorije u faznom prostoru brzina.

Kao što je navedeno u poglavlju 2.1, PT reprezentuje pokret u faznoj ravni pomoću primitiva pokreta u domenu verovatnoće. Ovi primitivi pokreta predstavljaju procenjene funkcije gustine verovatnoće brzine kretanja ruke u jednoj fazi pokreta. Prema tome, u svakoj fazi pokreta za trenutnu merenu vrednost brzine može se odrediti PT vrednost, koja odgovara njenoj "verovatnoći" prema funkciji gustine verovatnoće predstavljene primitivom. Takođe se može odrediti i željena "verovatnoća", odnosno korišćenjem inverzne PT funkcije, može se odrediti željena (referentna) brzina. Referentne brzine određuje se na osnovu ciljanje PT vrednosti, koja se dobija prema formuli

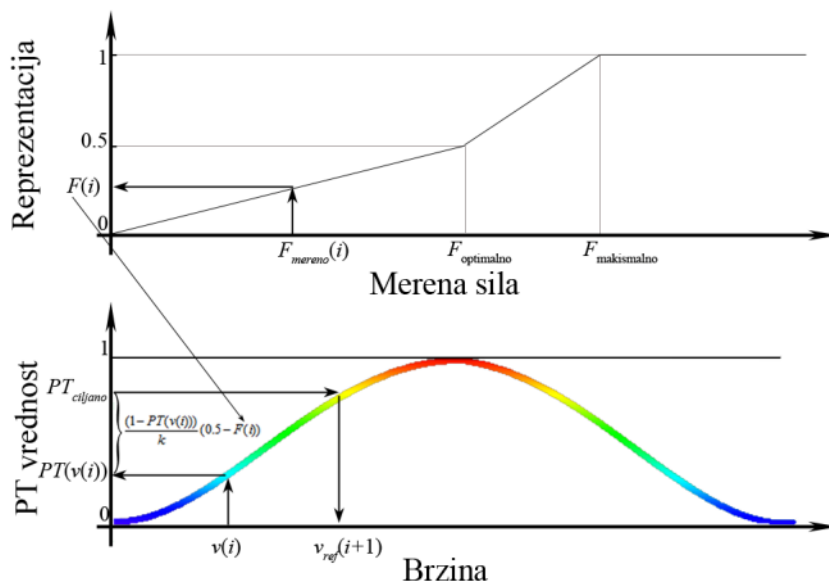
$$PT_{ciljano} = \begin{cases} PT(v(i)) + \frac{(1 - PT(v(i)))}{k} (0.5 - F(i)), & v(i) < PT^{-1}(1, i) \\ PT(v(i)) - \frac{(1 - PT(v(i)))}{k} (0.5 - F(i)), & v(i) \geq PT^{-1}(1, i) \end{cases}, \quad (6.13)$$

gde je  $i$  trenutni odbirak,  $F(i)$  reprezentacija merene sile interakcije,  $k$  je faktor koji određuje dopuštenu varijabilnost, a  $v(i)$  trenutna brzina.  $PT^{-1}(1, i)$  je optimalna vrednost brzine u  $i$ -toj fazi pokreta, odnosno brzina u kojoj je PT vrednost maksimalna. Postoji jasna veza između ovog pristupa i istraživanja prikazanog u (Kostić et al. 2012), koja se ogleda u sličnosti (6.13) sa (2.3). Međutim, u ovom pristupu se u obzir uzima i sila interakcije  $F(i)$ . U ovakvom upravljanju teži se

ka tome da sila interakcija bude slična terapijskoj, odnosno 0.5, kako je definisano reprezentacijom sile interakcije. Na osnovu ovako definisane ciljane vrednosti PT referentna brzina određuje se po formuli

$$v_{ref}(i+1) = \begin{cases} PT^{-1}(PT_{ciljano}, i), & v(i) \in D(PT), i < 95; \\ PT^{-1}(1, i), & v(i) \notin D(PT), i < 95; \\ f(v(95)), & i \geq 95 \end{cases} \quad (6.14)$$

Grafički prikaz određivanja referentne brzine formulama (6.13) i (6.14) dat je na slici 6.9.



**Slika 6.9.** Na osnovu reprezentacije  $F(i)$  merene sile  $F_{mereno}(i)$  (gornji panel) i merenja trenutne brzine  $v(i)$  (donji panel) određuje se ciljana vrednost PT, odnosno referentna brzina u sledećoj iteraciji.

Merenje sile interakcije omogućava da se u svakom trenutku meri zalaganje pacijenta. Iz formula (6.13) i (6.14) vidi se da je referentna brzina funkcija sile, pri čemu se u slučaju velike sile otpora, odnosno nemogućnosti pacijenta da izvede pokret, referentna brzina smanjuje, a u slučaju male sile otpora, ili prisustva pozitivne sile, brzina se povećava prilagođavajući težinu zadatka motornim mogućnostima pacijenta. Na ovaj način ispunjen je zahtev da vežbanje stalno predstavlja izazov za pacijenta. Reprezentacija sile, definisana je preslikavanjem koje maksimalnu vrednost sile merene tokom interakcije terapeuta sa pacijentom preslikava u 1, vrednost sile sa najvećom učestanošću ponavljanja u 0.5, a ostatak je definisan sa dve linearne funkcije između 0 i 0.5, i 0.5 i 1. Analizom algoritma definisanog jednačinama (6.13) i (6.14)

može se zaključiti da se manipulacijom referentne brzine teži ka sili 0.5, odnosno nivou asistencije najviše primenjivanom od strane terapeuta.

S obzirom na Gausovski oblik PT funkcije, priraštaj brzine u opsegu brzina sa viskom vrednošću PT je višestruko manji od priraštaja brzina u opsegu brzina sa niskom vrednošću PT. Drugim rečima, uticaj robotskog sistema na pokret raste ukoliko se sličnost izvedenog pokreta, sa pokretom koji je pokazao pacijent smanjuje. Uvođenjem rezolucije PT vrednosti na 0.01, ostvaruje se i opseg u okviru kog je dopuštena varijabilnost. Ovako postignuta asistencija po potrebi slična je strategiji asistencije sa *deadband* ili *force-trigger* pristupom, predloženim u (Krebs et al, 2003; Khan et al, 2006; Nef et al, 2007; Montagner et al, 2007; Guidali et al, 2011), sa tim što je postignuta na prirodan način, bez veštačkog uvođenja parametara.

## **6.4 ZAKLJUČAK**

U okviru ove glave prikazani su rezultati istraživanja koji daju odgovor na naučno pitanje: *Da li je moguće razviti strategiju upravljanja robotskim sistemom koja ispunjava terapeutske zahteve, a tehnički je dovoljno jednostavna da se može implementirati u kliničkom okruženju?*

Prikazana je unapređena verzija upravljanja robotskim sistemom, zasnovana na upravljanu prikazanom u poglavlju 2.4. Ova metoda je implementirana na realnom robotskom sistemu razvijenom u okviru ovog istraživanja i testirana u laboratorijskim uslovima, a potom i u kliničkim uslovima sa pacijentima. Na osnovu prikazanih rezultata može se zaključiti da je ovakvu metodu upravljanja moguće realizovati i na jednostavnom robotskom sistemu, a da su pri tome ispunjeni svi rehabilitacioni zahtevi navedeni u poglavlju 6.1.1.3 i poglavlju 1.3.

# 7 ZAKLJUČAK I BUDUĆI RAD

U okviru ove teze opisano je istraživanje i razvoj nove metodologije za primenu robotskih sistema u rehabilitaciji osoba koje su preživele moždani udar. U uvodnim razmatranjima predstavljen je razvoj rehabilitacione robotike, kao i najčešće primenjivane strategije upravljanja ovim robotima. Analizirani su rezultati i zaključci sprovedenih kliničkih studija u kojima su u rehabilitaciji korišćeni robotski sistemi. Ovi rezultati pokazali su da postoje indikacije da ovakvi sistemi mogu doprineti poboljšanju terapije, ali zbog svoje nepraktičnosti i dalje nemaju značaj doprinos oblasti.

Ovime su identifikovana otvorena pitanja u oblasti, čime je definisan pravac ovog istraživanja, u obliku sledećih hipoteza:

*Robotski sistem koji je prilagođen potrebama pacijenta, a kod koga su trajektorije koje se vežbaju slične trajektorijama koje se vežbaju sa terapeutom doprinosi restoraciji pokreta ruke i funkcionalnom oporavku pacijenata posle moždanog udara.*

*Ingetracija motivišuće povratne sprege u proces vežbanja doprinosi oporavku i ubrzava proces restoracije pokreta osoba posle moždanog udara.*

Kako bi se potvrdile polazne hipoteze, postavljena su sledeća naučna pitanja:

- 1. Da li je moguće razviti metodu za transfer znanja sa terapeuta na robota za asistenciju pokreta, odnosno definisanje željene trajektorije putem demonstracije?*
- 2. Da li je korišćenjem robotskih sistema i razvijenih metoda reprezentacije pokreta moguće unaprediti objektivno merenje kvaliteta izvođenja pokreta, odnosno kvantifikaciju trenutnog stanja i oporavka pacijenta?*
- 3. Da li vežbanje pokreta u okviru stimulativne video igre doprinosi unapređenju motivacije za vežbanjem?*
- 4. Da li je moguće razviti sistem koji pruža povratnu informaciju o uspešnosti vežbanja i unapređuje motivaciju pacijenata korišćenjem komercijalnih video igara?*

5. *Da li je moguće razviti strategiju upravljanja robotskim sistemom koja ispunjava terapeutske zahteve, a tehnički je dovoljno jednostavna da se može implementirati u kliničkom okruženju?*
6. *Da li je moguće realizovati sistem koji integriše vežbanje uz robotsku asistenciju sa stimulišućim video igrama i drugim tehnologijama koje se primenjuju u rehabilitaciji, a obezbeđuju vežbanje funkcionalnih pokreta?*

U okviru druge glave prikazani su rezultati istraživanja koji daju odgovor na prvo naučno pitanje. Originalno razvijena *Probability Tube* metoda omogućava reprezentaciju pokreta na osnovu demonstracije. Primenljivost ove metode u rehabilitaciji potvrđena je u kliničkom okruženju, validacijom u merenjima sa pacijentima. Terapeutu je omogućeno da jednostavno i brzo „prenese znanje“ robotu, koji nakon toga može asistirati izvođenju pokreta, na način koji omogućava fleksibilnost asistencije (zbog stohastičke reprezentacije pokreta), adaptibilnost različitim potrebama pacijenata (zbog jednostavne procedure uvođenja novih željenih trajektorija) i vežbanje temporalnih karakteristika pokreta (jer je reprezentovana kinematika pokreta), iz čega se može zaključiti da metoda obezbeđuje visok terapijski potencijal.

U okviru treće glave prikazani su rezultati istraživanja koji daju odgovor na drugo naučno pitanje. Prikazane su tri metode pomoću kojih se postiže: objektivno merenje mogućnosti pacijenta da kontroliše manipulaciju ruke u okviru trenutnog radnog prostora; trenutna kvantifikacija sposobnosti pacijenta da izvede zadati pokret u prisutvu transparentnog robotskog sistema za merenje i/ili asistenciju pokreta; i procena sposobnosti pacijenta u prisustvu krutog robotskog sistema za asistenciju pokreta. Na osnovu rezultata testiranja ove tri metode u kliničkom okruženju može se zaključiti da su predstavljene metode međusobno kompatibilne i sačinjavaju celovit skup za procenu trenutnih sposobnosti motorne kontrole pacijenta.

Na treće naučno pitanje odgovoreno je na osnovu rezultata prikazanih u četvrtoj glavi. Dobijeni rezultati analize motivacije pacijenata ukazuju na povoljan efekat uvođenja video igara u rehabilitacioni proces. Poređenjem ovih rezultata sa rezultatima testova kvaliteta pokreta ustanovljena visoka korelacija motivacije sa napretkom koji su ispitanici postigli tokom programa. Na osnovu ovih podataka može se zaključiti da je uticaj video igara najveći ukoliko napredak u video igri direktno oslikava terapijski napredak. Takođe, uvođenje video igara



doprinosi motivaciji pacijenta, ali samo ukoliko su one prilagođene specifičnim potrebama i terapijskim ciljevima svakog pacijenta.

Ovi zaključci ukazali su na potrebu za razvojem sistema koji bi omogućio direktnu vezu između pokreta zadatih od strane terapeuta i aktivnosti u video igri. U glavi pet prikazan je razvoj metode za reprezentaciju pokreta koja omogućava robotskom sistemu da igra video igru, na način sličan ekspertu, na osnovu čega je napravljen sistem i metoda za transformaciju pokreta pacijenta u pokrete Wii regulatora. Primenom reprezentacije pokreta opisane u drugoj glavi ovaj sistem omogućava da se sličnost izvedenog pokreta sa pokretom koji je demonstrirao terapeut preslikava u rezultat video igre. Na osnovu rezultata prikazanih u ovoj glavi može se zaključiti da je moguće implementirati komercijalne video igre u proces vežbanja pokreta i to tako da motiviše pacijente da pokrete izvršavaju na ispravan način, čime je odgovoreno na četvrto naučno pitanje.

Na peto naučno pitanje odgovoreno je rezultatima prikazanim u šestoj glavi. Razvijena je metoda zasnovana na PT reprezentaciji pokreta, koja je pogodna za implementaciju i na jednostavnim robotskim platformama. Ova metoda implementirana je na realnom robotskom sistemu razvijenom u okviru ovog istraživanja i testirana u laboratorijskim uslovima, a potom i u kliničkim uslovima sa pacijentima.

Na osnovu prethodnih zaključaka može se primetiti da su metoda upravljanja, metoda za procenu stanja pacijenta, kao i metoda za implementaciju komercijalnih video igara u proces vežbanja, zasnovane na istoj platformi, tj. na PT reprezentaciji pokreta. Stoga, može se zaključiti da su ove metode kompatibilne, te da je moguće napraviti jedinstven rehabilitacioni sistem koji je prilagođen potrebama pacijenta, kod koga su trajektorije koje se vežbaju slične trajektorijama koje se vežbaju sa terapeutom, i kod koga je integrisana motivišuća povratna sprega u vidu komercijalno dostupne video igre. Ovime je delimično odgovoreno na šesto naučno pitanje, ali ono otvara prostor za dalji naučni rad.

Na temelju ovog istraživanja, moguća su dalja ispitivanja sa ciljem unapređenja procesa rehabilitacije u više različitih pravaca.

Prvi korak koji bi trebao da predstavlja osnov budućeg rada jeste usavršavanje robotske platforme i njena implementacija u kliničko okruženje. Ovakav korak bi omogućio detaljnije

ispitivanje i unapređenje strategije upravljanja, što bi, imajući u vidu *low-cost* koncept platforme, moglo da ima značajan doprinos rehabilitaciji.

Primenom robotskih sistema ne može se na jednostavan način omogućiti asistencija funkcionalnog hvata na način koji je moguće realizovati u svakodnevnoj kliničkoj praksi. Sa druge strane, funkcionalna električna stimulacija je metoda koja se već primenjuje u rehabilitaciji funkcionalnog hvata, ali ne može da se primeni u kontroli manipulacije. U okviru istraživanja u kome je učestvovala grupa iz Laboratorije za biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije, sa Elektrotehničkog fakulteta iz Beograda, razvijeno je rešenje koje primenom matrične elektrode može da omogući generisanje funkcionalnog hvata, bez obzira na kretanje ruke (Popović-Maneski et al, 2013b). U istraživanjima u kojima je indikacije da se ovakvom primenom matrične elektrode uz korišćenje PT reprezentacije pokreta može efikasno realizovati augmentacija funkcionalnih pokreta dohvatanja, kao što je prikazano u radu (Popović-Maneski et al, 2013a).

Korišćenje PT pruža kompatibilnost, i omogućava integraciju razvijenog robotskog sistema sa sistemom za FES. Ovakav hibridni sistem omogućio bi vežbanje potpuno funkcionalnih pokreta ruke koji podrazumevaju manipulaciju i funkcionalni hvat u najranijim fazama procesa rehabilitacije, što postojeća tehnologija ne omogućava. Istraživanja u ovom pravcu mogu imati višestruko pozitivan uticaj na razvoj robotske rehabilitacije, uzimajući u obzir visok terapijski potencijal i mogućnost transfera tehnologije iz starijih, bolje utemeljenih oblasti.

# 8 LITERATURA

1. Aisen, M. L., Krebs, H. I., Hogan, N., McDowell, F., and Volpe, B. T. (1997) "The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke" *Archives of Neurology*, vol. 54, no. 4, pp. 443.
2. Amirabdollahian, F., Loureiro, R., Gradwell, E., Collin, C., Harwin, W., and Johnson, G. (2007) "Multivariate analysis of the Fugl-Meyer outcome measures assessing the effectiveness of GENTLE/S robot-mediated stroke therapy" *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4, no. 1, pp. 4.
3. Bardorfer, A., Munih, M., Zupan, A., and Primožic, A. (2001) "Upper limb motion analysis using haptic interface" *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 6, no. 3, pp. 253-260.
4. Bayona, N. A., Bitensky, J., Salter, K., and Teasell, R. (2005) "The role of task-specific training in rehabilitation therapies" *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 12, no. 3, pp. 58-65.
5. Blackburn, M., van Vliet, P., and Mockett, S. P. (2002) "Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke" *Physical therapy*, vol. 82, no. 1, pp. 25-34.
6. Brokaw, E. B., Murray, T., Nef, T., and Lum, P. S. (2011) "Retraining of interjoint arm coordination after stroke using robot-assisted time-independent functional training" *J Rehabil Res Dev*, vol. 48, no. 4, pp. 299-316.
7. Burdea, G. C. (2003) "Virtual rehabilitation-benefits and challenges" *Methods of information in medicine*, vol. 42, no. 5, pp. 519-523.
8. Burdet, E., Osu, R., Franklin, D. W., Milner, T. E., and Kawato, M. (2001) "The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance" *Nature*, vol. 414, no. 6862, pp. 446-449.
9. Burgar, C. G., Lum, P. S., Shor, P. C., and Van der Loos, H. F. M. (2000) "Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo Alto VA/Stanford experience" *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 37, no. 6, pp. 663-674.
10. Burgar, C. G., Lum, P. S., Scremin, A. M., Garber, S. L., Van der Loos, H. F., Kenney, D., and Shor, P. (2011) "Robot-assisted upper-limb therapy in acute rehabilitation setting following stroke: Department of Veterans Affairs multisite clinical trial" *J Rehabil Res Dev*, vol. 48, no. 4, pp. 445-458.
11. Burke, J. W., McNeill, M. D. J., Charles, D. K., Morrow, P. J., Crosbie, J. H., and McDonough, S. M. (2009) "Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games" *Visual Comput*, vol. 25, no. 12, pp. 1085-1099.
12. Burstin, A. and Brown, R. (2009) "Use of a Novel Virtual Reality System to Assess and Treat Stroke Patients with Neglect - Feasibility Study" *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 32, pp. S77-S78.
13. Brunnstrom, S. (1970) "Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach" Facts and Comparisons. New York, New York: Harper & Row
14. Campbell, R., Evans, M., Tucker, M., Quilty, B., Dieppe, P., and Donovan, J. L. (2001) "Why don't patients do their exercises? Understanding non-compliance with physiotherapy in patients with osteoarthritis of the knee" *Journal of Epidemiology and Community Health*, vol. 55, no. 2, pp. 132-138.
15. Casadio, M., Sanguineti, V., Morasso, P. G., and Arrichiello, V. (2006) "Braccio di Ferro: a new haptic workstation for neuromotor rehabilitation" *Technology and Health Care*, vol. 14, no. 3, pp. 123-142.
16. Casadio, M., Pressman, A., Fishbach, A., Danziger, Z., Acosta, S., Chen, D., Tseng, H. Y., and Mussa-Ivaldi, F. A. (2010) "Functional reorganization of upper-body movement after spinal cord injury" *Experimental brain research*, vol. 207, no. 3-4, pp. 233-247.
17. Colombo, R., Pisano, F., Delconte, C., Micera, Carrozza, C. M., Dario, P., and Minuco, G. (2007) "Design strategies to improve patient motivation during robot-aided rehabilitation" *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4.
18. COST (2013) "COST Action TD1006" <http://www.rehabilitationrobotics.eu/>.

19. Daly, J. J., Hogan, N., Perepezko, E. M., Krebs, H. I., Rogers, J. M., Goyal, K. S., Dohring, M. E., Fredrickson, E., Nethery, J., and Ruff, R. L. (2005) "Response to upper-limb robotics and functional neuromuscular stimulation following stroke" *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 42, no. 6, pp. 723.
20. Dean, C. M. and Shepherd, R. B. (1997) "Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke: a randomized controlled trial" *Stroke*, vol. 28, no. 4, pp. 722-728.
21. Duncan, P. W., Propst, M., and Nelson, S. G. (1983) "Reliability of the Fugl-Meyer assessment of sensorimotor recovery following cerebrovascular accident" *Physical therapy*, vol. 63, no. 10, pp. 1606-1610.
22. Eder, C. F., Popovc, M. B., Popović, D. B., Stefanovic, A., Schwirtlich, L., and Jovic, S. (2005) "The drawing test: assessment of coordination abilities and correlation with clinical measurement of spasticity" *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 86, no. 2, pp. 289-295.
23. Ellis, M. D., Kottink, A. I. R., Prange, G. B., Rietman, J. S., Buurke, J. H., and Dewald, J. P. A. (2011) "Quantifying loss of independent joint control in acute stroke with a robotic evaluation of reaching workspace" pp. 8231-8234, IEEE 33rd Annual International Conference of the EMBS.
24. Emken, J. L., Bobrow, J. E., and Reinkensmeyer, D. J. (2001) "Robotic movement training as an optimization problem: designing a controller that assists only as needed" pp. 307-312, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.
25. Emken, J. L., Benitez, R., and Reinkensmeyer, D. J. (2007) "Human-robot cooperative movement training: Learning a novel sensorimotor transformation during walking with robotic assistance-as-needed" *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4, pp. 8.
26. Emken, J. L. and Reinkensmeyer, D. J. (2005) "Robot-enhanced motor learning: accelerating internal model formation during locomotion by transient dynamic amplification" *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 13, no. 1, pp. 33-39.
27. Erez, M. and Zidon, I. (1984) "Effect of goal acceptance on the relationship of goal difficulty to performance" *Journal of applied psychology*, vol. 69, no. 1, pp. 69-78.
28. Fasola, J. and Matarić, M. (2013) "A Socially Assistive Robot Exercise Coach for the Elderly" *Journal of Human-Robot Interaction*, vol. 2, no. 2, pp. 3-32.
29. Fasoli, S. E., Krebs, H. I., Stein, J., Frontera, W. R., and Hogan, N. (2003) "Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke" *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 84, no. 4, pp. 477-482.
30. Flash, T. and Hogan, N. (1985) "The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model" *The journal of Neuroscience*, vol. 5, no. 7, pp. 1688-1703.
31. French, B., Thomas, L. H., Leathley, M. J., Sutton, C. J., McAdam, J., Forster, A., Langhorne, P., Price, C. I., Walker, A., and Watkins, C. L. (2009) "Repetitive task training for improving functional ability after stroke" *Stroke*, vol. 40, no. 4, pp. e98-e99.
32. Fugl-Meyer, A. R., Jaasko, L., Leyman, I., Olsson, S., and Steglind, S. (1974) "The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance" *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, vol. 7, no. 1, pp. 13-31.
33. Gladstone, D. J., Danells, C. J., and Black, S. E. (2002) "The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties" *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 16, no. 3, pp. 232-240.
34. Gottlieb, G. L., Song, Q., Hong, D. A., Almeida, G. L., and Corcos, D. (1996) "Coordinating movement at two joints: a principle of linear covariance" *Journal of neurophysiology*, vol. 75, no. 4, pp. 1760-1764.
35. Guidali, M., Duschau-Wicke, A., Broggi, S., Klamroth-Marganska, V., Nef, T., and Riener, R. (2011) "A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment" *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 49, no. 10, pp. 1213-1223.
36. Hesse, S., Werner, C., Pohl, M., Rueckriem, S., Mehrholz, J., and Lingnau, M. L. (2005) "Computerized Arm Training Improves the Motor Control of the Severely Affected Arm After Stroke A Single-Blinded Randomized Trial in Two Centers" *Stroke*, vol. 36, no. 9, pp. 1960-1966.

37. Hesse, S., Schulte-Tigges, G., Konrad, M., Bardeleben, A., and Werner, C. (2003) "Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects" *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 84, no. 6, pp. 915-920.
38. Hesse, S. and Uhlenbrock, D. (2000) "A mechanized gait trainer for restoration of gait" *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 37, no. 6, pp. 701-708.
39. Hidler, J., Nichols, D., Pelliccio, M., Brady, K., Campbell, D. D., Kahn, J. H., and Hornby, T. G. (2009) "Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke" *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 23, no. 1, pp. 5-13.
40. Hogan, N., Krebs, H. I., Charnnarong, J., Srikrishna, P., and Sharon, A. (1992) "MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I" pp. 161-165, IEEE.
41. Hogan, N. (1984) "An organizing principle for a class of voluntary movements" *The journal of Neuroscience*, vol. 4, no. 11, pp. 2745-2754.
42. Housman, S. J., Scott, K. M., and Reinkensmeyer, D. J. (2009) "A randomized controlled trial of gravity-supported, computer-enhanced arm exercise for individuals with severe hemiparesis" *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 23, no. 5, pp. 505-514.
43. HUMOUR project (2012) "HUMAN behavioral Modeling for enhancing learning by Optimizing hUman-Robot interaction" <http://www.humourproject.eu/>.
44. Hunt, K. J., Sbarbaro, D., Zbikowski, R., and Gawthrop, P. J. (1992) "Neural networks for control systems - a survey" *Automatica*, vol. 28, no. 6, pp. 1083-1112.
45. InRES (2013) Projekat Švajcarske nacionalne fondacije "Integrating Robots and Electrical Stimulation for Neurorehabilitation (InRES) IZ73Z0\_128134" <http://p3.snf.ch/Project-128134>.
46. Institut za javno zdravlje "Dr Milan Jovanović Batut" (2011) "Zdravstveno-statistički godišnjak Republike Srbije" *Statistički godišnjak*.
47. Israel, J. F., Campbell, D. D., Kahn, J. H., and Hornby, T. G. (2006) "Metabolic costs and muscle activity patterns during robotic-and therapist-assisted treadmill walking in individuals with incomplete spinal cord injury" *Physical therapy*, vol. 86, no. 11, pp. 1466-1478.
48. Kahn, L. E., Lum, P. S., Rymer, W. Z., and Reinkensmeyer, D. J. (2006) "Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does?" *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 43, no. 5, pp. 619.
49. Kawato, M. (1990) "Feedback-error-learning neural network for supervised motor learning" *Advanced neural computers*, vol. 6, no. 3, pp. 365-372.
50. Kawato, M. and Gomi, H. (1992) "A computational model of four regions of the cerebellum based on feedback-error learning" *Biological cybernetics*, vol. 68, no. 2, pp. 95-103.
51. Kalanović, V. D., Popović, D., and Skaug, N. T. (2000) "Feedback Error Learning Neural Network for Trans-Femoral Prosthesis" *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 1, pp. 71.
52. **Kostić, M. D.** and Popović, D. B. (2010) "Action Representation for Wii Bowling: Classification" in Proc. 10th Symposium on Neural Network Applications in Electric Engineering, NEUREL , pp. 23-26, Belgrade, Serbia, ISBN 3-900928-09-5.
53. **Kostić, M. D.**, Kovačević, P. S., and Popović, D. B. (2011a) "Is the Haptic Tunnel Effective Tool for Motor Learning?" in Proc. 5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, (ed. Jobbagy, Akos), vol. 37, pp. 761-765, Springer, Budapest, Hungary, ISSN 1680-0737.
54. **Kostić, M. D.**, Popović, M. B., and Popović, D. B. (2011b) "Influence of Planar Manipulandum to the Hand Trajectory During Point to Point Movement" in Proc. 12th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 468-471, IEEE, Zurich, Switzerland, ISBN: 978-1-4244-9861-1 .
55. **Kostić, M. D.** and Popović, D. B. (2011) "Action representation of point to point movements: Classification with probability tube" in Proc. 19th Telecommunications Forum TELFOR, pp. 43-46, IEEE, Belgrade, Serbia, ISBN: 9781457714986, DOI: 10.1109/TELFOR.2011.6143888.
56. **Kostić, M. D.**, Popović, M. B., and Popović, D. B. (2012a) "Control of robot assistant for rehabilitation of upper extremities" in Proc. 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3918-3921, IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA, ISBN: 978-1-4244-4120-4.

57. **Kostić, M. D.**, Kovačević, P. S., and Popović, M. D. (2012b) "Playing games in Virtual Reality: Motivation of patients during neurorehabilitation" in *XI International Scientific – Professional Symposium INFOTEH*, vol. Vol: 11, pp. 692-696, Jahorina, Bosnia & Herzegovina.
58. **Kostić, M. D.**, Popović, M. B., and Popović, D. B. (2013) "A Method for Assessing the Arm Movement Performance: Probability Tube" *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 51, no. 12, pp. 1315-1323, DOI: 10.1007/s11517-013-1104-z .
59. **Kostić, M. D.**, Mataušek, M. R., and Popović, D. B. (2013b) "Modified Internal Model Control for the Robot Assistant: Therapeutic System for Upper Extremities" *IEEE Trans Neur Syst and Reahb Eng*, (Under review)
60. **Kostić, M. D.** and Popović, M. D. (2013) "The Modified Drawing Test for Assessment of Arm QualityMovement" *Journal of Automatic Control*, vol. 21, no. 1, pp. 49-53.
61. Krabben, T., Molier, B., Houwink, A., Rietman, J., Buurke, J., and Prange, G. (2011) "Circle drawing as evaluative movement task in stroke rehabilitation: an explorative study" *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 8, no. 1, pp. 15.
62. Krebs, H. I., Hogan, N., Volpe, B. T., Aisen, M. L., Edelstein, L., and Diels, C. (1999) "Overview of clinical trials with MIT-MANUS: a robot-aided neuro-rehabilitation facility" *Technology and Health Care*, vol. 7, no. 6, pp. 419-423.
63. Krebs, H. I., Palazzolo, J. J., Dipietro, L., Ferraro, M., Krol, J., Rannekleiv, K., Volpe, B. T., and Hogan, N. (2003) "Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy" *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, pp. 7-20.
64. Kwakkel, G. (2009) "Intensity of practice after stroke: More is better" *Schweizer Archiv für Neurologie und Psychiatrie*, vol. 160(7), pp. 295-298.
65. Kwakkel, G., Kollen, B. J., and Krebs, H. I. (2008) "Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review" *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 22, no. 2, pp. 111-121.
66. Lamberto Piron, M. D., Andrea Turolla, P. T., Michela Agostini, P. T., Carla Zucconi, P. T., Feliciana Cortese, M. D., Mauro Zampolini, M. D., Mara Zannini, P. T., and Mauro Dam, M. D. (2009) "Exercises for paretic upper limb after stroke: a combined virtual-reality and telemedicine approach" *Rehabilitation medicine*, vol. 41, pp. 1016-1020.
67. Laver, K. E., George, S., Thomas, S., Deutsch, J. E., and Crotty, M. (2011) "Virtual reality for stroke rehabilitation" *Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 9.
68. Lennon, S. (1996) "The Bobath concept: a critical review of the theoretical assumptions that guide physiotherapy practice in stroke rehabilitation" *Physical therapy reviews*, vol. 1, no. 1, pp. 35-45.
69. Lin, J. H., Hsueh, I. P., Sheu, C. F., and Hsieh, C. L. (2004) "Psychometric properties of the sensory scale of the Fugl-Meyer Assessment in stroke patients" *Clinical rehabilitation*, vol. 18, no. 4, pp. 391-397.
70. Lo, A. C., Guarino, P. D., Richards, L. G., Haselkorn, J. K., Wittenberg, G. F., Federman, D. G., Ringer, R. J., Wagner, T. H., Krebs, H. I., and Volpe, B. T. (2010) "Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke" *New England Journal of Medicine*, vol. 362, no. 19, pp. 1772-1783.
71. Lotze, M., Braun, C., Birbaumer, N., Anders, S., and Cohen, L. G. (2003) "Motor learning elicited by voluntary drive" *Brain*, vol. 126, no. 4, pp. 866-872.
72. Loureiro, R. C. and Harwin, W. S. (2007) "Reach & grasp therapy: design and control of a 9-DOF robotic neuro-rehabilitation system" pp. 757-763, IEEE.
73. Lum, P. S., Burgar, C. G., Shor, P. C., Majmundar, M., and Van der Loos, M. (2002) "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke" *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 83, no. 7, pp. 952-959.
74. Lum, P. S., Burgar, C. G., Van der Loos, M., Shor, P. C., Majmundar, M., and Yap, R. (2006) "MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study" *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 43, no. 5, pp. 631.
75. Lum, P. S., Reinkensmeyer, D. J., and Lehman, S. L. (1993) "Robotic assist devices for bimanual physical therapy: preliminary experiments" *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 1, no. 3, pp. 185-191.

76. Lum, S. P., Lehman, S. L., and Reinkensmeyer, D. J. (1995) "The bimanual lifting rehabilitator: an adaptive machine for therapy of stroke patients" *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 3, no. 2, pp. 166-174.
77. Luttgen, J. and Heuer, H. (2012a) "Robotic guidance benefits the learning of dynamic, but not of spatial movement characteristics" *Experimental brain research*, vol. 222, no. 1-2, pp. 1-9.
78. Luttgen, J. and Heuer, H. (2012b) "The influence of haptic guidance on the production of spatio-temporal patterns" *Human movement science*, vol. 31, no. 3, pp. 519-528.
79. Luttgen, J. and Heuer, H. (2013) "The Influence of Robotic Guidance on Different Types of Motor Timing" *Journal of motor behavior*, vol. 45, no. 3, pp. 249-258.
80. Maclean, N. and Pound, P. (2000) "A critical review of the concept of patient motivation in the literature on physical rehabilitation" *Social Science and Medicine*, vol. 50, pp. 495-506.
81. Marchal-Crespo, L. and Reinkensmeyer, D. J. (2009) "Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury" *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, no. 1, pp. 20.
82. Masiero, S., Armani, M., and Rosati, G. (2011) "Upper-limb robot-assisted therapy in rehabilitation of acute stroke patients: focused review and results of new randomized controlled trial" *J Rehabil Res Dev*, vol. 48, no. 4, pp. 355-366.
83. Matarić, M. J., Eriksson, J., Feil-Seifer, D. J., and Winstein, C. J. (2007) "Socially assistive robotics for post-stroke rehabilitation" *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4, pp. 5-13.
84. Mataušek, M. R. and Stipanović, D. M. (1998a) "Modified nonlinear internal model control" *Control and intelligent systems*, vol. 26, no. 2, pp. 57-63.
85. Mataušek, M. R., Miljković, D. M., and Jeftenić, B. I. (1998b) "Nonlinear multi-input-multi-output neural network control of DC motor drive with field weakening" *Industrial Electronics, IEEE Transactions on*, vol. 45, no. 1, pp. 185-187.
86. Mataušek, M. R., Micić, A. D., and Dacić, D. B. (2002) "Modified internal model control approach to the design and tuning of linear digital controllers" *International Journal of Systems Science*, vol. 33, no. 1, pp. 67-79.
87. Mayr, A., Kofler, M., and Saltuari, L. (2008) "ARMOR: An electromechanical robot for upper limb training following stroke. A prospective randomised controlled pilot study" *Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie*, vol. 40, no. 1, pp. 66-73.
88. Mehrholz, J., Hedrich, A., Platz, T., Kugler, J., and Pohl, M. (2012) "Electromechanical and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke" *The Cochrane Library*, no. 6.
89. Mehrholz, J., Werner, C., Kugler, J., and Pohl, M. (2007) "Electromechanical-assisted training for walking after stroke" *Cochrane Database Syst Rev*, vol. 4, no. 4.
90. Mihelj, M., Novak, D., Milavec, M., Zihel, J., Olensek, A., and Munih, M. (2012) "Virtual rehabilitation environment using principles of intrinsic motivation and game design" *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 21, no. 1, pp. 1-15.
91. Ministarstvo Zdravlja Republike Srbije (2013) "Nacionalni vodici dobre kliničke prakse za dijagnostikovanje i lečenje ishemijskog moždanog udara" *Klinički Vodic*, vol. 4, no. 12.
92. Miyamoto, H., Kawato, M., Setoyama, T., and Suzuki, R. (1988) "Feedback-error-learning neural network for trajectory control of a robotic manipulator" *Neural Networks*, vol. 1, no. 3, pp. 251-265.
93. Montagner, A., Frisoli, A., Borelli, L., Procopio, C., Bergamasco, M., Carboncini, M. C., and Rossi, B. (2007) "A pilot clinical study on robotic assisted rehabilitation in VR with an arm exoskeleton device" pp. 57-64, *IEEE Virtual Rehabilitation*.
94. Nef, T., Mihelj, M., and Riener, R. (2007) "ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy" *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 45, no. 9, pp. 887-900.
95. Nef, T. and Riener, R. (2005) "ARMin-design of a novel arm rehabilitation robot" vol. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 57-60, *IEEE*.
96. Pandyan, A. D., Johnson, G. R., Price, C. I. M., Curless, R. H., Barnes, M. P., and Rodgers, H. (1999) "A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity" *Clinical rehabilitation*, vol. 13, no. 5, pp. 373-383.

97. Patton, J. L., Kovic, M., and Mussa-Ivaldi, F. A. (2006a) "Custom-designed haptic training for restoring reaching ability to individuals with poststroke hemiparesis" *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 43, no. 5, pp. 643.
98. Patton, J. L., Stoykov, M. E., Kovic, M., and Mussa-Ivaldi, F. A. (2006b) "Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors" *Experimental brain research*, vol. 168, no. 3, pp. 368-383.
99. Piovesan, D., Morasso, P., Giannoni, P., and Casadio, M. (2013) "Arm Stiffness During Assisted Movement After Stroke: The Influence of Visual Feedback and Training" *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 3, pp. 454-465.
100. Piron, L., Turolla, A., Agostini, M., Zucconi, C. S., Ventura, L., Tonin, P., and Dam, M. (2010) "Motor learning principles for rehabilitation: a pilot randomized controlled study in poststroke patients" *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 24, no. 6, pp. 501-508.
101. Popović Maneski, L., Janković, M., Jevtić, T., Malešević, N., Radulović, M., **Kostić, M. D.**, Bijelić, G., Keller, T., Jorgovanović, N., Ilić, V., and Popović, D. B. (2013a) "Functional electrical stimulation (FES) for augmenting of the reaching and grasping" in *Proc. of 18th IFESS Annual Conference, Bridging Body and Mind*, pp. 131-134, San Sebastian, Spain.
102. Popović Maneski, L., **Kostić, M. D.**, Bijelić, G., Keller, T., Mitrović, S., Konstantinović, L., and Popović, D. B. (2013b) "Multi-pad electrode for effective grasping: Design" *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 4, pp. 648-654.
103. Popović, M. B. and Popović, D. B. (1994) "A new approach to reaching control for tetraplegic subjects" *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 4, no. 4, pp. 242-253.
104. Popović, M. B., Popović, D. B., and Tomović, R. (2002) "Control of arm movement: reaching synergies for neuroprosthesis with life-like control" *Journal of Automatic Control*, vol. 12, no. 1, pp. 9-15.
105. Popović, M. B., Popović, D. B., Sinkjar, T., Stefanović, A., and Schwirtlich, L. (2003) "Clinical evaluation of functional electrical therapy in acute hemiplegic subjects" *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 40, no. 5, pp. 443-454.
106. Popović, M. D., **Kostić, M. D.**, Mitrović, S. Z., and Konstantinović, L. M. (2013) "Gaming for increased motivation during upper extremities exercise in neurorehabilitation of hemiplegic stroke patients" *The Scientific World Journal* (under review)
107. Popović, D. B., Tomović, R., and Schwirtlich, L. (1989) "Hybrid assistive system-the motor neuroprosthesis" *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 36, no. 7, pp. 729-737.
108. Popović, D. B. and Schwirtlich, L. (1993) "Design and evaluation of the self-fitting modular orthosis (SFMO)" *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 1, no. 3, pp. 165-174.
109. Popović, D. B. and Sinkjaer, T. (2003) "Control of movement for the physically disabled: control for rehabilitation technology" Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University.
110. Popović, D. B., Popović, M., and Jankovic, M. (2010) "Biomedicinska merenja i instrumentacija" *Akademsko misao*.
111. Prieto, G. A., Cano-de-la-Cuerda, R., Lopez-Larraz, E., Metrot, J., Molinari, M., and van Dokkum, L. E. (2013) "Emerging Perspectives in Stroke Rehabilitation" pp. 3-21, Springer.
112. Prodanović, M., **Kostić, M. D.**, and Popović, D. B. (2012) "WiiMote Control: Gaming Feedback for Motivational Training of the Arm Movements" in *Proc of the 11th Symposium on Neural Network Applications in Electric Engineering*, pp. 133-136, IEEE, Belgrade, Serbia, ISBN: 978-1-4673-1570-8.
113. Rand, D., Kizony, R., and Weiss, P. L. (2004) "Virtual reality rehabilitation for all: Vivid GX versus Sony PlayStation II EyeToy" in *Proc. 5th International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technology*, pp. 87-94, Oxford, UK.
114. Reinkensmeyer, D. J., Emken, J. L., Liu, J., and Bobrow, J. E. (2004) "The nervous system appears to minimize a weighted sum of kinematic error, force, and change in force when adapting to viscous environments during reaching and stepping" in *Proc. of Advances in Computational Motor Control III Symposium*, .



115. Reinkensmeyer, D. J. and Housman, S. J. (2007) "'If I can't do it once, why do it a hundred times?': Connecting volition to movement success in a virtual environment motivates people to exercise the arm after stroke" in *Proc. of Virtual Rehabilitation*, pp. 44-48.
116. Reinkensmeyer, D. J., Kahn, L. E., Averbuch, M., McKenna-Cole, A., Schmit, B. D., and Rymer, W. Z. (2000) "Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM guide" *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 37, no. 6, pp. 653-662.
117. Rensink, M., Schuurmans, M., Lindeman, E., and Hafsteinsdottir, T. (2009) "Task-oriented training in rehabilitation after stroke: systematic review" *Journal of advanced nursing*, vol. 65, no. 4, pp. 737-754.
118. Ricks, D. J. and Colton, M. B. (2010) "Trends and considerations in robot-assisted autism therapy" pp. 4354-4359, IEEE.
119. Riener, R., Nef, T., and Colombo, G. (2005a) "Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities" *Medical and biological engineering and computing*, vol. 43, no. 1, pp. 2-10.
120. Riener, R., Lunenburger, L., Jezernik, S., Anderschitz, M., Colombo, G., and Dietz, V. (2005b) "Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results" *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 13, no. 3, pp. 380-394.
121. Ring, H. and Rosenthal, N. (2005) "Controlled study of neuroprosthetic functional electrical stimulation in sub-acute post-stroke rehabilitation" *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 37, no. 1, pp. 32-36.
122. Robins, B., Amirabdollahian, F., and Dautenhahn, K. (2013) "Investigating Child-Robot Tactile Interactions: A Taxonomical Classification of Tactile Behaviour of Children with Autism Towards a Humanoid Robot" pp. 89-94.
123. Roger, V. L., Go, A. S., Lloyd-Jones, D. M., Benjamin, E. J., Berry, J. D., Borden, W. B., Bravata, D. M., Dai, S., Ford, E. S., and Fox, C. S. (2012) "Heart Disease and Stroke Statistics 2012 Update A Report From the American Heart Association" *Circulation*, vol. 125, no. 1, pp. e2-e220.
124. Rohrer, B., Fasoli, S., Krebs, H. I., Hughes, R., Volpe, B., Frontera, W. R., Stein, J., and Hogan, N. (2002) "Movement smoothness changes during stroke recovery" *The journal of Neuroscience*, vol. 22, no. 18, pp. 8297-8304.
125. Saposnik, G., Teasell, R., Mamdani, M., Hall, J., McIlroy, W., Cheung, D., Thorpe, K. E., Cohen, L. G., and Bayley, M. (2010) "Effectiveness of Virtual Reality Using Wii Gaming Technology in Stroke Rehabilitation A Pilot Randomized Clinical Trial and Proof of Principle" *Stroke*, vol. 41, no. 7, pp. 1477-1484.
126. Saxena, S., Nikolic, S., and Popović, D. (1995) "An EMG-controlled grasping system for tetraplegics" *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 32, pp. 17-24.
127. Scholtes, V. A., Becher, J. G., Beelen, A., and Lankhorst, G. J. (2006) "Clinical assessment of spasticity in children with cerebral palsy: a critical review of available instruments" *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 48, no. 1, pp. 64-73.
128. Sucar, L. E., Leder, R., Hernandez, J., Sanchez, I., and Azcarate, G. (2009) "Clinical evaluation of a low-cost alternative for stroke rehabilitation" pp. 863-866, Proc. of 11th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.
129. Suzuki, M., Yamazaki, Y., Mizuno, N., and Matsunami, K. (1997) "Trajectory formation of the center-of-mass of the arm during reaching movements" *Neuroscience*, vol. 76, no. 2, pp. 597-610.
130. Taub, E., Uswatte, G., and Pidikiti, R. (1999) "Constraint-induced movement therapy: a new family of techniques with broad application to physical rehabilitation-a clinical review" *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 36, no. 3, pp. 237-251.
131. Toth, A., Fazekas, G., Arz, G., Jurak, M., and Horvath, M. (2005) "Passive robotic movement therapy of the spastic hemiparetic arm with REHAROB: report of the first clinical test and the follow-up system improvement" pp. 127-130, IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.
132. Uno, Y., Kawato, M., and Suzuki, R. (1989) "Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement" *Biological cybernetics*, vol. 61, no. 2, pp. 89-101.
133. Vallery, H., van Asseldonk, E. H., Buss, M., and van der Kooij, H. (2009) "Reference trajectory generation for rehabilitation robots: complementary limb motion estimation" *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 17, no. 1, pp. 23-30.

134. Van der Lee, J. H., De Groot, V., Beckerman, H., Wagenaar, R. C., Lankhorst, G. J., and Bouter, L. M. (2001) "The intra-and interrater reliability of the action research arm test: a practical test of upper extremity function in patients with stroke" *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 82, no. 1, pp. 14-19.
135. Van der Lee, J. H., Roorda, L. D., Beckerman, H., Lankhorst, G. J., and Bouter, L. M. (2002) "Improving the Action Research Arm test: a unidimensional hierarchical scale" *Clinical rehabilitation*, vol. 16, no. 6, pp. 646-653.
136. Van der Linde, R. Q., Lammertse, P., Frederiksen, E., and Ruiters, B. (2002) "The HapticMaster, a new high-performance haptic interface" vol. Proc. Eurohaptics., pp. 1-5.
137. Veg, A. and Popović, D. B. (2008) "Walkaround: mobile balance support for therapy of walking" *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 16, no. 3, pp. 264-269.
138. Veneman, J. F., Kruidhof, R., Hekman, E. E., Ekkelenkamp, R., van Asseldonk, E. H., and van der Kooij, H. (2007) "Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation" *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 15, no. 3, pp. 379-386.
139. Vergaro, E., Casadio, M., Squeri, V., Giannoni, P., Morasso, P., and Sanguineti, V. (2010) "Self-adaptive robot training of stroke survivors for continuous tracking movements" *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 7, no. 1, pp. 13.
140. Vodovnik, L., Crochetiere, W. J., and Reswick, J. B. (1967) "Control of a skeletal joint by electrical stimulation of antagonists" *Medical and biological engineering*, vol. 5, no. 2, pp. 97-109.
141. Volpe, B. T., Krebs, H. I., Hogan, N., Edelman, L., Diels, C., and Aisen, M. (2000) "A novel approach to stroke rehabilitation Robot-aided sensorimotor stimulation" *Neurology*, vol. 54, no. 10, pp. 1938-1944.
142. Vukobratović, M., Hristić, D., and Stojiljković, Z. (1974) "Development of active anthropomorphic exoskeletons" *Medical and biological engineering*, vol. 12, no. 1, pp. 66-80.
143. Westerveld, A. J., Kuck, A., Schouten, A. S., Veltink, P. H., and van der Kooij, H. (2013) "Passive Reach and Grasp with Functional Electrical Stimulation and Robotic Arm Support" pp. 111-114, 18th IFESS annual conference, San Sebastian, Spain.
144. Winstein, C. J., Pohl, P. S., and Lewthwaite, R. (1994) "Effects of physical guidance and knowledge of results on motor learning: support for the guidance hypothesis" *Research quarterly for exercise and sport*, vol. 65, no. 4, pp. 316-323.
145. Winstein, C. J. and Wolf, S. L. (2009) "Task-oriented training to promote upper extremity recovery" *Stroke Recovery & Rehabilitation*, pp. 267-290.
146. Winter, J., Hunter, S. M., Sim, J., and Crome, P. (2012) "Hands-On Therapy Interventions for Upper Limb Motor Dysfunction After Stroke" *Stroke*, vol. 43, no. 1, pp. e1-e2.
147. Wisneski, K. J. and Johnson, M. J. (2007) "Quantifying kinematics of purposeful movements to real, imagined, or absent functional objects: Implications for modelling trajectories for robot-assisted ADL tasks." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4, pp. 7.
148. Wolbrecht, E. T., Chan, V., Le, V., Cramer, S. C., Reinkensmeyer, D. J., and Bobrow, J. E. (2007) "Real-time computer modeling of weakness following stroke optimizes robotic assistance for movement therapy" pp. 152-158, Proc. of IEEE Conference on Neural Engineering.
149. Wulf, G. and Schmidt, R. A. (1997) "Variability of practice and implicit motor learning" *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, vol. 23, no. 4, pp. 987.
150. Zaal, F. T. J. M., Daigle, K., Gottlieb, G. L., and Thelen, E. (1999) "An unlearned principle for controlling natural movements" *Journal of neurophysiology*, vol. 82, no. 1, pp. 255.
151. Zinn, M., Roth, B., Khatib, O., and Salisbury, J. K. (2004) "A new actuation approach for human friendly robot design" *The International Journal of Robotics Research*, vol. 23, no. 4-5, pp. 379-398.

# PRILOG A

**Kostić, M. D.,** Popović, M. B., and Popović, D. B.

"A Method for Assessing the Arm Movement Performance: Probability Tube"

*Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 51, no. 12, pp. 1315-1323, (2013)

DOI: 10.1007/s11517-013-1104-z .

# A method for assessing the arm movement performance: probability tube

Miloš Kostić<sup>1</sup>, Mirjana B. Popović<sup>1,2</sup>, Dejan B. Popović<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Faculty of Electrical Engineering, University of Belgrade, Bulevar kralja Aleksandra 73, 11120 Belgrade, Serbia

<sup>2</sup>Department of Health Science & Technology, Aalborg University, Fredrik Bajers Vej 7-D3, 9220 Aalborg, Denmark

## Abstract:

Quantification of motor performance is an important component of the rehabilitation of humans with sensory-motor disability. We developed a method for assessing arm movement performance of trainees (patients) termed "probability tube" (PT). PT captures the stochastic characteristics of a desired movement when repeated by an expert (therapist). The PT is being generated automatically from data recorded during point to point movement executed not more than 15 repetitions by the clinician and/or other non-expert programmer in just a few minutes. We introduce the index, termed probability tube score (PTS), as a single "goodness-of-fit" value allowing quantified analysis of the recovery and effects of the therapy. This index in fact scores the difference between the movement (velocity profile) executed by the trainee and the velocity profile of the desired movement (executed by the expert). We document the goodness of the automatic method with results from studies which included healthy subjects, and show the use of the PTS in healthy and post-stroke hemiplegic subjects.

## Keywords:

assessment, movement representation, point-to-point movements, probability tube, rehabilitation

## Glossary:

**Movement phase** - Current position (short portion of the trajectory) during the movement expressed with respect the length of the trajectory.

**Probabilistic movement primitive** - The distribution of velocity estimated from the data recorded during repetitive movements along the target trajectory at a specific movement phase.

**Probability Tube (PT)** - The movement representation comprising a sequence of probabilistic movement primitives along the trajectory.

**Probability Tube Score (PTS)** - A numerical value between 0 and 1 used as a measure of movement performance. The PTS = 1 denotes perfect match, while PTS = 0 signifies a major discrepancy between the tested and target movement representation.

## I. Introduction

Hemiplegia is a disability that follows a stroke. It is often characterized by unilateral upper-extremity impairment. Many stroke patients restore manipulation and grasping in their affected arm and hand to some degree as a result of natural recovery and rehabilitation treatment. Restoration of the movement is grossly influenced by re-learning motor skills through repeated performance of movements with feedback [1]. The results of many clinical trials suggest that intensive assisted training significantly enhances the movement recovery

process [2-5]. Current interpretation of this finding is that the repetitive, task-related exercise contributes to modifications in the excitability of the cortical structures, which leads to cortical reorganization that is essential for carryover effects [6-10].

An important component of a rehabilitation treatment is a quantified assessment that is sensitive to the outcome of interest. Kinematics data are a quantified measure of active and passive ranges of movement (ROM), the size of the workspace of the hand [11], the execution time of the movement [12], and the velocity of the movement [13,14]. Kinematics also provide information about the movement's quality [15-22] with respect to coordination, dexterity, and smoothness [23,24].

We present a new assessment method based on kinematics that can be used as a tool to evaluate the motor performance of upper extremity movements in healthy subjects and humans with disability (e.g., post-stroke patients). We introduce the representation of the movement (kinematics in the domain of velocity space) which considers repetitive movements of the hand as a stochastic process and incorporates the variability among velocity profiles by applying the theory of probability [25-27]. This representation in the velocity space was termed the probability tube (PT) [28]. Precisely, the target trajectory is represented by a set of probabilistic movement primitives along the trajectory. This representation comprises the typical variability of hand kinematics during the movement. Originally, the PT was developed as a method for movement representation to be used for control of an assistive robot for the repetitive training of reaching in post-stroke patients [29]. The PT considers that the reaching movements are characterized by stereotypical kinematic features, such as straight hand paths and bell-shaped velocity profiles [30-33], meaning that the hand trajectories are not selected at random but rather in a preferred way [27].

The PT based assessment of the quality of movement considers the similarity between the velocity profile of the performed movement and the most likely velocity profile determined from the repeated movements by an expert. The similarity is an index, termed probability tube score (PTS), having the value between 0 and 1, where 1 denotes that the performance of the estimated movement is close to the targeted one and 0 denotes major discrepancies between the performed movement and the desired one.

The PT comprises probabilistic movement primitives derived from orthogonal projections of the arm end-point (hand) velocity in the absolute reference frame with respect to the movement phase along the trajectory. Hence, the PT at each point of the trajectory is the distribution of the velocities computed from the data captured during at least 15 repetitions (details in the Supplement) of the target movement performed by an expert (therapist). Due to quasi Gaussian distribution of velocities at each point of the trajectory the shape of such model, when presented in 3D (Fig. 1 right) resembles a tube with Gaussian like cross section, which made us introduce the term "Probability Tube". We use the representation with respect to the movement phase (point along the trajectory) as a method that explicitly eliminates the time; thus, allows the analysis of movements with various durations. For practical reasons the movement phase is considered not as the point but as the segment of the trajectory expressed in percent.

The aim of this paper is to present here the PT and the PTS usage for the assessment of the movement in healthy subjects and in stroke patients during the reaching in the horizontal plane. The procedure for determination of the PT is summarized in the Supplement and described in detail elsewhere [28].

## II. Methods

A probability tube (PT) is a movement representation composed of three orthogonal components (probabilistic movement primitives) in 3D space. In the case of a planar movement, the PT comprises two components,  $PT_x = PT_x(p, v_x(p))$  and  $PT_y = PT_y(p, v_y(p))$ . These components are probability distributions of velocity projections  $v_y$  and  $v_x$  at the movement phase  $p$  along the target movement. The procedure to transform velocity  $v$  vs. time to velocity  $v$  vs. movement phase ( $v(t) \rightarrow v(p)$ ) and to generate the PT are shown in the Supplement, and described in detail elsewhere [28]. The values  $PT_x$  and  $PT_y$  can be presented as lookup tables or color-coded areas (Fig. 1, middle panels).

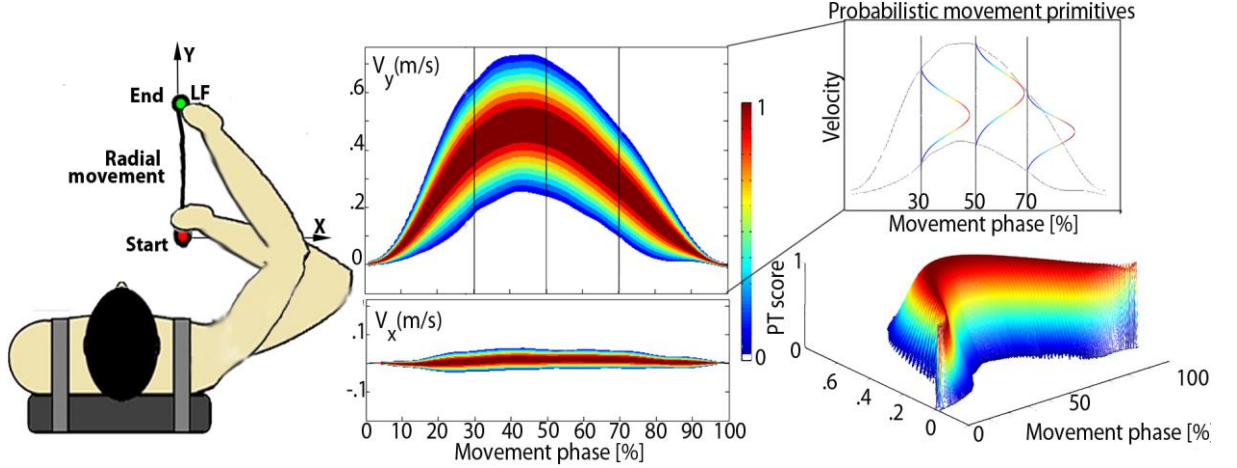


Fig. 1: A radial movement (left panel) and the corresponding velocities  $v_x$  and  $v_y$  distributions vs. the movement phase (middle panel). The probabilistic movement primitives are shown in the right top panel at three arbitrary selected movement phases. The PT interval  $[0, 1]$  is presented with the color-code as shown with the bar in the middle panel. The PT value (all probabilistic movement primitives) for the velocity projection  $v_y$  vs. the movement phase is in the right bottom panel.

In addition to the PT, we also define the **probability tube score** (PTS) as a simple measure of the quality of movement performance. The PTS is a number between 0 and 1 that determines how close the movement performance of a single trial is to the desired (target) movement in the velocity domain. The PTS is defined by Eq. 1:

$$PTS = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^N PT_x(p, v_x(p)) \cdot PT_y(p, v_y(p)) \quad (1)$$

where  $N$  is the number of equal movement phases ( $p$ ) into which the movement was divided. The PTS can be considered as an index for quantification of motor performance in the process of the evaluation of the quality of movement. The index scores the difference between the single movement executed by the trainee (patient) and the desired movement executed by the expert (therapist).

In the following section, we present the application of the PT to two subject types: 1) subjects with no known sensory-motor impairment (control - CON) to demonstrate the generality of the method and 2) post-stroke hemiplegic patients (PAT) to assess movement performance.

**Subjects with no known sensory-motor impairment (CON group):** Twenty right-handed [34] volunteers ( $25 \pm 1.62$  years of age) with no known neurological deficits (CON group) participated in this study after signing an informed consent approved by the local ethics committee. The subjects were asked to slide a magnetic pen with their dominant hand over a digitizing board (Wacom Intuos4 XL; resolution=200 points/mm, sampling rate=100 per second) at their natural pace between points. The board was placed horizontally on the desk

(50 cm x 30 cm active area). The magnetic pen was inserted into an interface handle with a broad, smooth base to ensure vertical positioning and low-friction sliding of the magnetic pen over the digitizing board (Fig. 2, right).

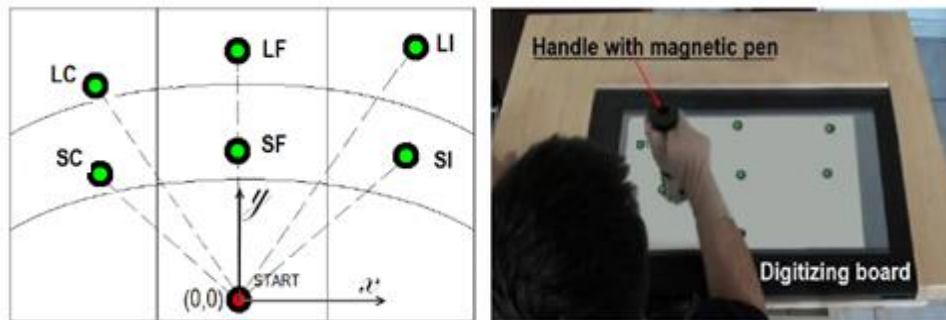


Fig. 2: The target (green dots) points and the start (red dot) point are in the left panel. Subject holding the handle/magnetic pen on a digitizing board with marked target and start points (right panel). The acronyms used in the left panel were made by letters: S - short; L - long; I - ipsilateral; F - frontal; and C - contralateral.

The six target points were marked with colored circles (diameter of  $D = 2.5$  cm) within the workspace. The targets were selected by using two distances (short ( $S \approx 50\%$  of the maximal reach) and long ( $L \approx 80\%$  of the maximal reach)) and three directions (ipsilateral (I), frontal (F), and contralateral (C)) (Fig. 2). All radial movements started from a point 15 cm in front of the subject's right shoulder. The short frontal (SF) - long frontal (LF) direction was orthogonal to the line connecting the shoulders of the subject during the measurements.

Subjects moved their hands radially (from the start point to one of the six targets) LI, SI, LF, SF, LC, or SC) and in four arbitrary (transversal) directions (SI-LF, SC-SF, LF-SC, or SC-SI). Subjects repeated each movement 30 times with a 3-second rest between repetitions. The number of repetitions was counted automatically, and the computer randomly showed the subject (visual cue on the screen) which movement to perform to minimize multi-repetition (cyclic) accommodation during the measurements.

The subjects were randomly divided into two groups (10 subjects per group). Data recorded from the first group (training data) were used for creation of the PT, while the data from the second group (validation data) were used to test the validity of the created PT. There were 300 trials of each movement included in the training data set. The analysis included ten classes of movements (six radial and four transversal movements) which resulted with ten different PTs. The terms "training" and "validation" are borrowed from the terminology used in the field of machine learning because of the similarities between this task and automatic machine learning. Two questions: A) How well does the PT represents a class of movement? and B) Does the PT differentiates between classes of movements? were answered in this validation.

Test A determines the generality of the PT by assessing how well the velocity profiles of movements in the validation set fit the corresponding PTs generated from the training data set. PT values were calculated for every phase of each movement performed, and they are presented as histograms. The range of PT values [0-1] was divided into ten equal subranges to create the histogram which shows the percentage of movements belonging to each subrange of the PT value. This procedure was performed for all ten movement classes. We heuristically selected the value  $PT = 0.8$  to be the threshold. In terms of kinematics this means that the tested single movement velocities belong to the domain of more than 80% of the target velocities determined from the data recorded during expert movement.

The validation Test B, used the PT scores for one class of movements and compared it with the PTs from all other classes. This process was termed the cross-scoring of the

movement classes. We heuristically selected the values  $PT = 0.2$  to be appropriate for the sufficient differentiation. In terms of kinematics that means that the matching of the tested single movement with the target velocity was below 20% .

Post-stroke hemiplegic patients (PAT): Twelve chronic inpatients at the rehabilitation Clinic "Dr Miroslav Zotović" participated in the study after signing the informed consent approved by the local ethics committee. Based on their score on the Action Research Arm Test (ARAT) [35], they were divided into two groups: Group 1 (age  $\pm$  SD:  $58\pm 8$ , months after stroke:  $17\pm 14$ , severe impairment:  $ARAT < 30$ ) and Group 2 (age  $\pm$  SD:  $57\pm 12$ , months after stroke:  $20\pm 14$ , mild impairment:  $ARAT \geq 30$ ). We used the ARAT score as a responsive and valid measure of each patient's upper-extremity functional limitations [36].

The PT was used to assess the movement performance of patients before and after three weeks of a conventional therapy program. Conventional therapy was delivered by a physiotherapist to both groups (muscle facilitation, stretching exercises, strengthening activities, and practice of functional movements with the affected arm/hand). An assessment was made for several classes of reaching (point to point) movements selected by the therapist for both groups (1 and 2).

The therapist selected the appropriate starting and target points for the movement based on the estimated range of movement of all patients in each of the groups. The movement performance was tested with the same procedure before and after the therapy. At the beginning, the therapist would demonstrate the desired movement performance to the patient during a short training session of three to five repetitions in which the therapist and the patient jointly moved the handle with the magnetic pen between the starting and target points (Fig. 2, right). The recorded data (position of the handle) were used to automatically generate the PTs. Next, the patient was instructed to repeat the same movement three times. The PT score was calculated for each of the three repetitions, and the one with the highest PT was taken into consideration.

## Results

(CON): PTs for ten different point to point movements were created from data recorded during 30 repetitions of each of those ten point to point movements by ten subjects (CON group). The velocity profiles and corresponding PTs are presented in Fig. 3 for six radial movements and in Fig. 4 for four transversal movements. The velocity profiles for the three movement directions (C, F, and I) have common features: the  $v_y$  profiles are similar for all three directions, while the  $v_x$  profiles are negative for the contralateral directions, positive for ipsilateral directions, and nearly zero for the frontal movements.



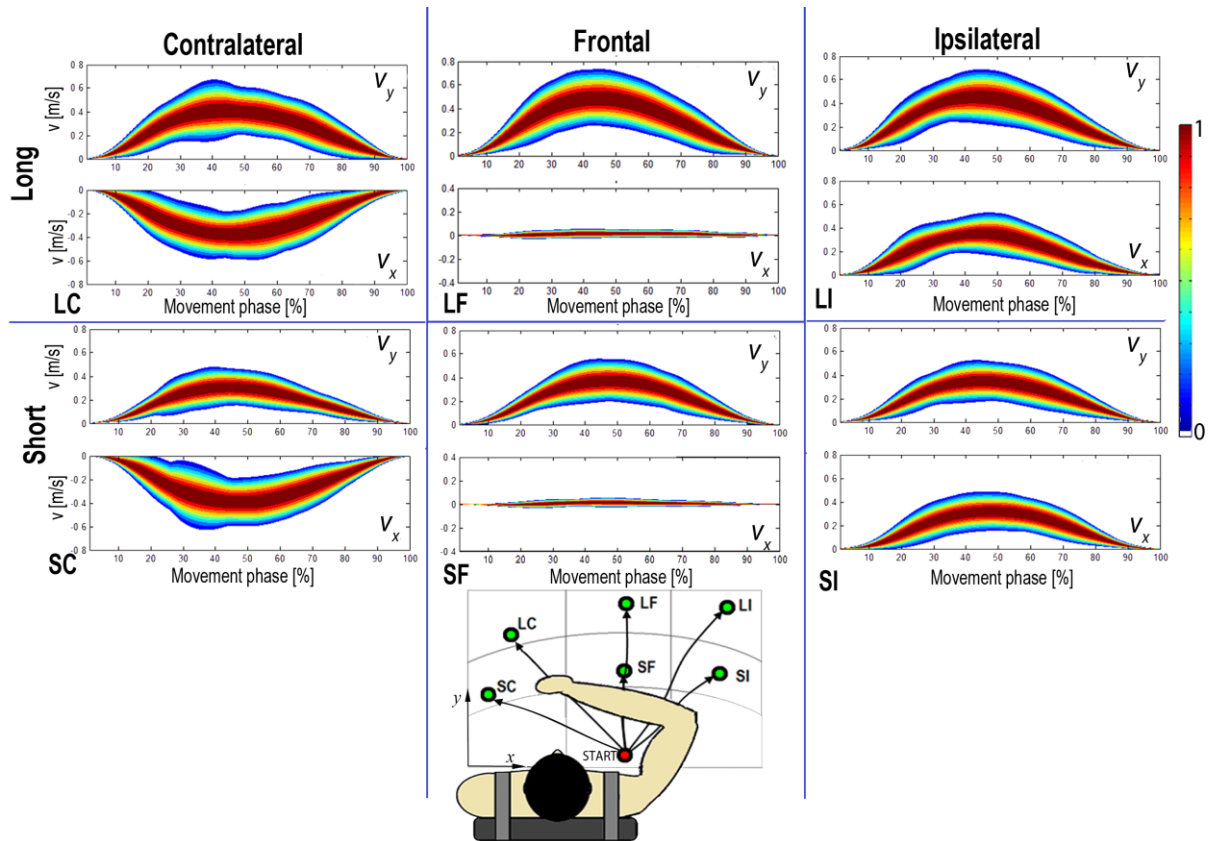


Fig. 3: The components of the PT tubes (velocity profiles) are characterized with the color code shown by the color bar at the right for the six radial movements. The labels are formed by using the first letter for the distance and the second letter for the direction as indicated in the text.

The PTs created by measuring 30 repetitions by each of ten subjects for the transversal movements are shown in Fig. 4. The lower left and right panels show the PT components of the transversal movements where the distance from the body was the same while the movement length changed, i.e., SC-SF and SC-SI. The upper panels show PTs where both the distance and direction were changed, i.e., LF-SC and SI-LF.

A summary of Test A for all radial and transversal movements for group CON is given in the top left and top right panels of Fig. 5, respectively. More than 50% of each movement trial in every movement class was within the area of the PT with values greater than 0.7, while less than 10% of all movements had a PT value of less than 0.3.

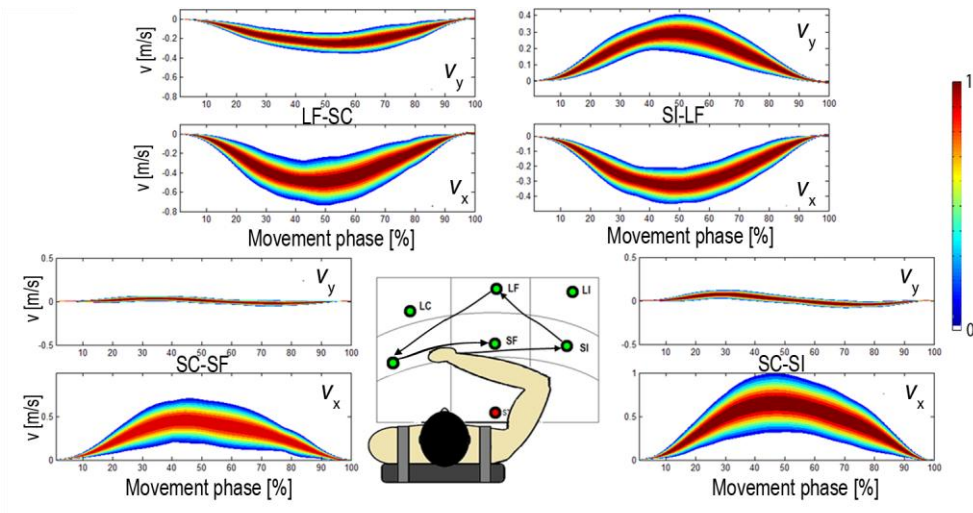


Fig. 4: The PT components created from 30 repetitions performed by 10 subjects for four transversal movements (LF-SC, SI-LF, SC-SF, and SC-SI). The color-coding scheme is shown with the color bar at right. The movements are sketched in the middle bottom panel.

The Test B results are shown in the bottom panels of Fig. 5. Cross-scoring values were in the range of 0 to 0.016 for different directions, whereas the values ranged from 0.083 to 0.201 for movements in the same direction but different distances. For movements belonging to the same class, the average PT score was greater than 0.8 which fits into the assumed range of values.

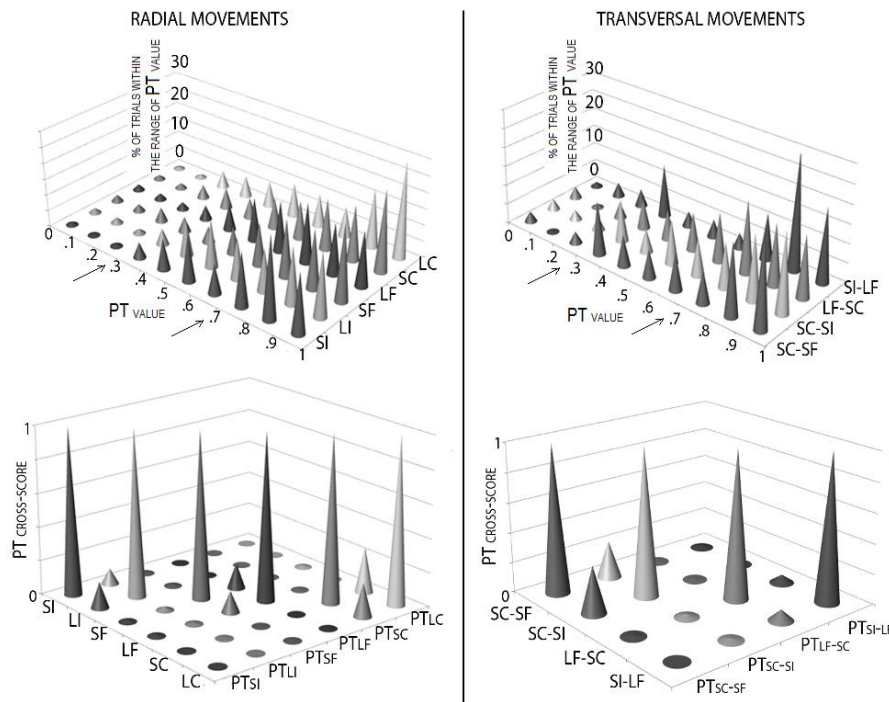


Fig. 5: Results of Tests A and B: summary histogram of the percentage of movement trials in each range of PT values (top panels) and normalized cross-scoring of PTs (bottom panels) for radial movements (left panels) and transversal movements (right panels). The arrows in the top panels indicate the distribution of the PT values. Less than 10% of all movements had a PT value lower than 0.3, while more than 50% of the movements had PT values greater than 0.7.

**(PAT):** The results of the assessment in the PAT group are illustrated with an example for a frontal radial movement similar to the one shown in Fig. 1. Fig. 6 shows velocity projections for the patients superimposed over the PT created at the beginning as previously described. The top panels show the trials of patients in Group 1, and the bottom panels show

the trials for patients in Group 2. The left panels show recordings before the therapy and the right panels after the therapy.

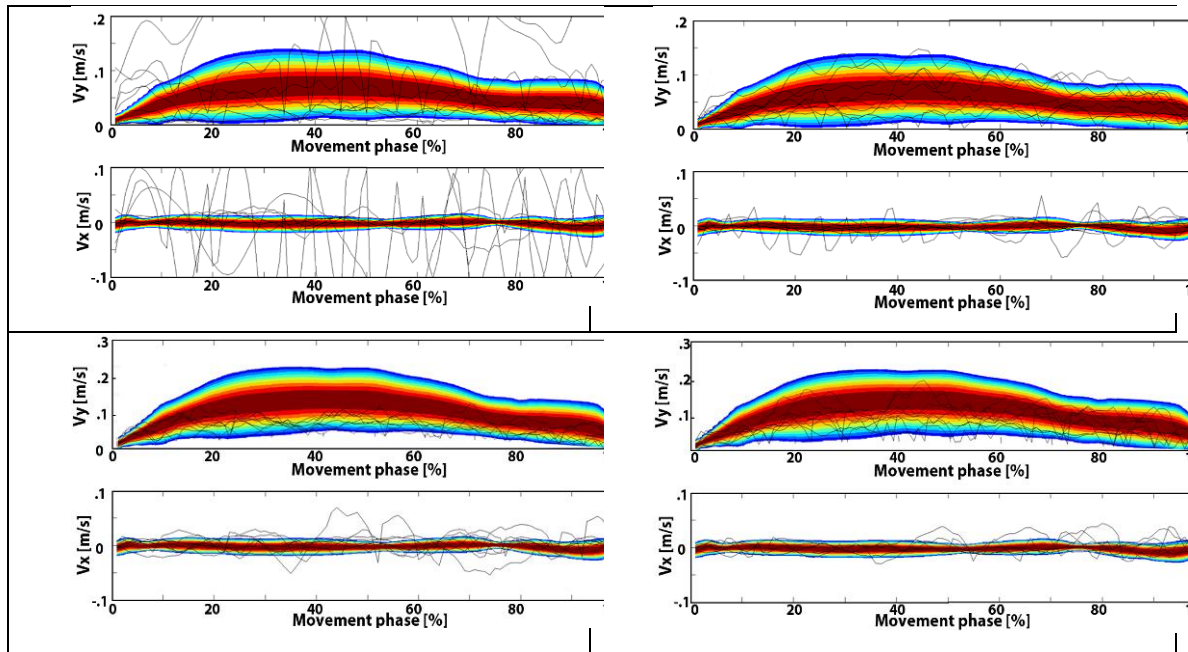


Fig. 6. Velocity recordings plotted over reference PTs for all patients in Group 1 (top panels) and Group 2 (bottom panels) before (left panels) and after (right panels) therapy. Note that some trials are not completely shown for  $v_y$  (out of range) because the same range on the y-axis was used in all  $v_y$  plots.

The improvement is quantified by PTS before and after therapy (Fig. 7). In Group 1, the mean PT score for the described frontal movement improved from  $0.16 \pm 0.02$  to  $0.31 \pm 0.02$  as a result of therapy and natural recovery.

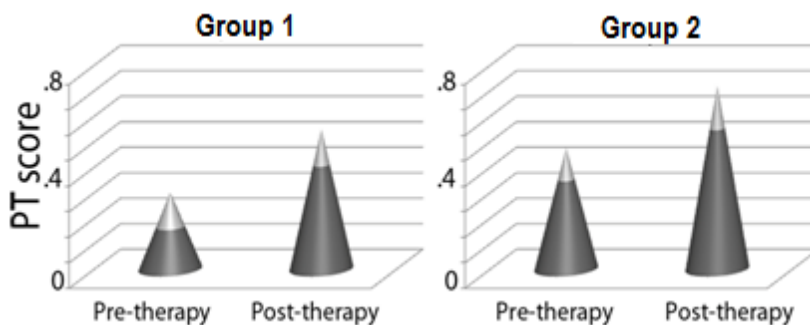


Fig. 7. The scores (PTS) before and after therapy for both groups for the frontal radial movement presented in Fig. 6 for all patients. The mean value (grey bottom parts) and standard deviation (white tops of the cones) are shown.

Similarly, in Group 2, we calculated an improvement from  $0.35 \pm 0.02$  to  $0.55 \pm 0.03$ . Improvements in both Groups 1 and 2 were significant ( $p=0.001$  and  $p=0.01$ , respectively) based on the two tailed T-test ( $df=18$ ,  $T_{critical}=2.12$ , and  $\alpha=0.05$ ).

## Discussion

An analysis of the results of tests A and B, conducted on movements performed by healthy individuals (Fig. 5) suggests that this representation method is capable of being generalized. Namely, on average more than 90% of the data from the validation set have PT values larger than 0.3 and more than 50% have PT values larger than 0.7 within the same class of movement. In parallel, differentiation between the classes of movements is clear as assessed by cross-scoring, which is shown in the bottom panels of Fig. 5. Specifically,

movements from within the corresponding movement class scored above 0.8, while all cross-scores were below 0.2. In summary, the results shown in Fig. 5 provide answers to the questions posed earlier: the PT is a representation that captures the characteristics of one class of movements and can distinguish between different classes of movements.

It is important to notice that although all the subjects in the CON group were individuals capable of executing the target movement their score was not 1. This was expected since the repeated movement have inherent variation and subjects have somewhat different movement strategies even for simple point to point movements. This is even more expressed in the assessment of patients with different levels of disability.

After the generality of the method was established on the CON group PT was used to quantify movement performance of the PAT group, before and after therapy.

For the movement example presented in Fig. 6 the velocity component  $v_x$  of the PT was nearly zero because the point-to-point movement was in the frontal direction. An analysis of the  $v_y$  component of in Group 1 before therapy suggests two different movement strategies. Some patients moved the hand slowly and "divided" the movement into several short strokes, while others performed the movement in one or two poorly-controlled segments. This finding is in accordance with the literature results [37,38]. Patients from Group 2 controlled movements more smoothly; yet, their movements were slower than desired, which can be seen by the clustering of their velocity profiles near the bottom of the PT (the  $v_y$  component of the bottom left panel).

After therapy, Group 1 showed improvement and the hand velocity was almost at all times within the PT. However, the desired smoothness (bell-shaped profile) was still lacking. The PT score that we introduced considers smoothness by calculating the probability based on N intervals along the trajectory (in this example, movements were divided into integer percentages so N was 100), and high values can be achieved only by smooth movements. In Group 2, improvement was found in the speed, and the velocity curves converged to the central line (highest probability) of the PT .

These observations are quantified by the PTS, a numeric value from 0 to 1, which allows direct assessment of movement performance in a clinical environment. When compared between groups PT scores shown in Fig. 7 are significantly lower in Group 1 than in Group 2, both pre and post therapy. This is in accordance with patients abilities (ARAT scores) and movement characteristics shown in Fig. 6. Changes in PTS pre and post therapy for each group are also significant and correspond to the described changes in movement performance.

Note that the PTs used for this assessment were created from recordings made during a therapist's interaction with the patient, which is a part of the common therapy procedure. It is very important to say that making an assessment with the PT and the PTS does not interfere with therapy and does not impose any additional burden on a therapist.

## **Conclusion**

We developed a representation of arm movement performance, which we termed Probability Tube (PT). The PT is based on a stochastic model of repeated arm movements. The PT is created in the phase space formed by velocity *vs.* trajectory phase. We defined the PTS as a metric of movement performance. The PTS is a number in the range [0,1] that shows how close the velocity profiles of a recorded movement are to the most likely velocity profiles for that specific class of movement.

Extensive testing in the subjects with no known neural deficit confirmed the generality of the method. An assessment of the movements in a patient group demonstrated that the PT and PTS provide a quantitative measure of the movement performance. The PTS could be considered as a single "goodness-of-fit" value that can be easily interpreted by clinicians. This qualifies the PTS as a tool for assessment of the status of a disability and the progress of recovery.

Application of the PT requires the use of simple and affordable hardware (e.g., a digitizing board) that records the position of the hand during a movement. The assessment does not require sensors that need to be calibrated and positioned on the arm; thus, the assessment can be performed quickly. The developed software is user-friendly and runs on a PC or similar platform.

The method is applicable also to other classes of movement (e.g., reaching to grasp or pointing movements). The method could be used for 3D movements, but this requires more complex hardware to record the hand's position (e.g., Kinect from Microsoft with the appropriate software, optical camera-based systems, and/or magnetic sensors). The method could be used also for the assessment of other movements (e.g., functional reaching, sit-to-stand maneuver, etc.).

### Reference List

1. Schmidt R A, Lee T D. Motor control and learning: A behavioral emphasis. Human Kinetics Publishers: 2005.
2. Kollen B, Kwakkel G, Lindeman E. Functional recovery after stroke: a review of current developments in stroke rehabilitation research. *Reviews on recent clinical trials* 2006; 1: 75-80.
3. Kwakkel G, Kollen B, Lindeman E. Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories. *Restorative neurology and neuroscience* 2004; 22: 281-300.
4. Kwakkel G. Intensity of practice after stroke: More is better. *Schweizer Archiv für Neurologie und Psychiatrie* 2009; 160(7): 295-298.
5. Popović M B, Popović D B, Sinkjar T, Stefanović A, Schwirtlich L. Clinical evaluation of functional electrical therapy in acute hemiplegic subjects. *Journal of rehabilitation research and development* 2003; 40: 443-454.
6. Winstein C J, Wolf S L. Task-oriented training to promote upper extremity recovery. *Stroke Recovery & Rehabilitation*. New York: Demos Medical Publishing 2009; 267-290.
7. Rensink M, Schuurmans M, Lindeman E, Hafsteinsdottir T. Task-oriented training in rehabilitation after stroke: systematic review. *Journal of advanced nursing* 2009; 65: 737-754.
8. Langhorne P, Bernhardt J, Kwakkel G. Stroke rehabilitation. *The Lancet* 2011; 377: 1693-1702.
9. Bayona N A, Bitensky J, Salter K, Teasell R. The role of task-specific training in rehabilitation therapies. *Topics in Stroke Rehabilitation* 2005; 12: 58.
10. Barsi G I, Popović D B, Tarkka I M, Sinkjar T, Grey M J. Cortical excitability changes following grasping exercise augmented with electrical stimulation. *Experimental brain research* 2008; 191: 57-66.
11. Krabben T, Molier B, Houwink A, Rietman J, Buurke J, Prange G. Circle drawing as evaluative movement task in stroke rehabilitation: an explorative study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2011; 8: 15.
12. Daly J J, Hogan N, Perepezko E M, Krebs H I, Rogers J M, Goyal K S, Dohring M E, Fredrickson E, Nethery J, Ruff R L. Response to upper-limb robotics and functional neuromuscular stimulation following stroke. *Journal of rehabilitation research and development* 2005; 42: 723-736.
13. Hingtgen B, McGuire J R, Wang M, Harris G F. An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke. *Journal of biomechanics* 2006; 39: 681-688.
14. Knaut L A, Subramanian S K, McFadyen B J, Bourbonnais D, Levin M F. Kinematics of pointing movements made in a virtual versus a physical 3-dimensional environment in healthy and stroke subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2009; 90: 793-802.
15. Lum P S, Burgar C G, Kenney D E, Van der Loos H F M. Quantification of force abnormalities during passive and active-assisted upper-limb reaching movements in post-stroke hemiparesis. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 1999; 46: 652-662.
16. Lum P S, Burgar C G, Shor P C. Evidence for improved muscle activation patterns after retraining of reaching movements with the MIME robotic system in subjects with post-stroke hemiparesis. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 2004; 12: 186-194.

17. Bosecker C, Dipietro L, Volpe B, Krebs H I. Kinematic robot-based evaluation scales and clinical counterparts to measure upper limb motor performance in patients with chronic stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2010; 24: 62-69.
18. Zheng H, Black N D, Harris N D. Position-sensing technologies for movement analysis in stroke rehabilitation. *Medical and biological engineering and computing* 2005; 43: 413-420.
19. Colombo R, Sterpi I, Mazzone A, Delconte C, Minuco G, Pisano F. Measuring changes of movement dynamics during robot-aided neurorehabilitation of stroke patients. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 2010; 18: 75-85.
20. Dipietro L, Krebs H I, Fasoli S E, Volpe B T, Stein J, Bever C, Hogan N. Changing motor synergies in chronic stroke. *Journal of neurophysiology* 2007; 98: 757-768.
21. Zollo L, Rossini L, Bravi M, Magrone G, Sterzi S, Guglielmelli E. Quantitative evaluation of upper-limb motor control in robot-aided rehabilitation. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2011; 49: 1131-1144.
22. Dovat L, Lamercy O, Salman B, Johnson V, Milner T, Gassert R, Burdet E, Leong T C. A technique to train finger coordination and independence after stroke. *Disability & Rehabilitation: Assistive Technology* 2010; 5: 279-287.
23. Colombo R, Pisano F, Micera S, Mazzone A, Delconte C, Carrozza M C, Dario P, Minuco G. Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* 2005; 13: 311-324.
24. Vergaro E, Casadio M, Squeri V, Giannoni P, Morasso P, Sanguineti V. Self-adaptive robot training of stroke survivors for continuous tracking movements. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2010; 7: 13.
25. Flash T, Hogan N. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *The journal of Neuroscience* 1985; 5: 1688-1703.
26. Gottlieb G L, Song Q, Hong D A, Almeida G L, Corcos D. Coordinating movement at two joints: a principle of linear covariance. *Journal of neurophysiology* 1996; 75: 1760-1764.
27. Hogan N. An organizing principle for a class of voluntary movements. *The journal of Neuroscience* 1984; 4: 2745-2754.
28. Kostić,MD and Popović,DB. (2011.) Action representation of point to point movements: Classification with probability tube. 43-46. 11-22-2011. Belgrade, Serbia, IEEE 19th Telecommunacations Forum TELFOR.
29. Kostić,MD, Popović,MB, and Popović,DB. ( Control of robot assistant for rehabilitation of upper extremities. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 3918-3921. 2012. IEEE.
30. Kelso J S, Southard D L, Goodman D. On the nature of human interlimb coordination. *Science* 1979; 203: 1029-1031.
31. Morasso P. Spatial control of arm movements. *Experimental brain research* 1981; 42: 223-227.
32. Hollerbach J M, Flash T. Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. *Biological cybernetics* 1982; 44: 67-77.
33. Abend W, Bizzi E, Morasso P. Human arm trajectory formation. *Brain: a journal of neurology* 1982; 105: 331.
34. Oldfield R C. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia* 1971; 9: 97-113.
35. Lang C E W J, Dromerick A W E D. Measurement of upper-extremity function early after stroke: properties of the action research arm test. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2006; 87: 1605-1610.
36. Van der Lee J H, De Groot V, Beckerman H, Wagenaar R C, Lankhorst G J, Bouter L M. The intra-and interrater reliability of the action research arm test: a practical test of upper extremity function in patients with stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2001; 82: 14-19.
37. Fradet L, Lee G, Dounskaia N. Origins of submovements during pointing movements. *Acta psychologica* 2008; 129: 91-100.
38. Dipietro L, Krebs H I, Fasoli S E, Volpe B T, Hogan N. Submovement changes characterize generalization of motor recovery after stroke. *Cortex* 2009; 45: 318-324.

## **Acknowledgments**

We would like to thank the healthy volunteers who participated in the measurements and the patients who participated in the clinical tests. This work was partially supported by the Ministry of Education, Science and Technological Development, Republic of Serbia, Belgrade, Project No. 175016, and by the Swiss National Foundation, Berne (Project InRES, IZ73Z0\_128134/1). We thank Prof. Ljubica Konstantinović, M.D. and Sindi Mitrović, M.D. from the “Dr. Miroslav Zotović” Rehabilitation Clinic for their assistance in recruiting the patients for the clinical study.

# **PRILOG B**

**Kostić, M. D.**, Popović, M. D. and Popović D. B.

"The Robot that Learns from the Therapist how to Assist Stroke Patients",

Medical and Service Robotics 2013, Springer, (Accepted)

# The Robot that Learns from the Therapist how to Assist Stroke Patients

M.D. Kostić<sup>1</sup>, M.D. Popović<sup>2</sup> and D.B. Popović<sup>1</sup>

<sup>1</sup>University of Belgrade - Faculty of Electrical Engineering, Serbia,  
e-mail: [thekostic@etf.bg.ac.rs](mailto:thekostic@etf.bg.ac.rs), [dbp@etf.bg.ac.rs](mailto:dbp@etf.bg.ac.rs)

<sup>2</sup> University of Belgrade - Laboratory for Experimental Psychology, Faculty of Philosophy, Serbia, e-mail: [beumas@yahoo.com](mailto:beumas@yahoo.com)

**Abstract.** Results from clinical studies suggest that assisted training is beneficial for the recovery of functioning in patients with stroke and other central nervous system injuries. The training consists of the repetition of movements, which change the excitability of the brain, and due to cortical plasticity have carry-over effects. We are developing a 3D arm assistant that interfaces the patient at the hand/wrist. The development addresses three major issues: 1) the selection of the tasks that are appropriate for the training based on the level of motor abilities, 2) the design of the visual feedback that enhances the motivation to train, and 3) the assessment of the performance. Therefore, our design integrates the new 3D robot assistant, various gaming based visual feedback, and software that acquires data on-line from sensors (position of the hand and force between the robot and the hand). The major novelties that the 3D arm assistant brings are the following: an automatic method of capturing movements presented by the therapist (expert), the use of the probabilistic movement representation for control of the robot, the incorporation of simple gaming with adjustable levels of difficulty, and finally, the assessment of differences between the achieved and target movements (kinematics) and interface force measured by a special handle with multiple sensors. The components of the new arm assistant in 2D have been tested and proved to work effectively in the clinical trials with stroke patients.

**Key words:** stroke, upper extremities, rehabilitation, robot assistance, motivation, gaming, assessment.

## 1 Introduction

The rising number of stroke patients with upper limb impairment and the development of new technologies influence the efforts to improve the recovery process of patients. There is evidence suggesting that the damaged motor system can be reorganized as a consequence of motor practice. Even though optimal training methodology is unclear, there is firm evidence suggesting that quantity of training is positively correlated with recovery [15]. Personal robots have been identified as



a possible way to automate and assist therapists in long training sessions. Hogan at MIT [6] was among the first to exploit the idea of assisting stroke neurorehabilitation using dedicated robotic systems. This idea and the results obtained, influenced the development of several robot assistants (e.g., Braccio di Ferro [2], ARMin [24], HapticMaster [32]).

One of the challenges for the robot-assisted therapy is the selection of the appropriate tasks and translation of therapist skills into the control of a robot. Several control strategies have been proposed: assistance-based, challenge-based, haptic simulation, etc. The clinical evidence regarding the relative effectiveness of a specific control method is still limited [20]. It also became known that there are mechanisms by which some robotic control approaches might actually slow down the recovery when compared with conventional forms of training [7, 12].

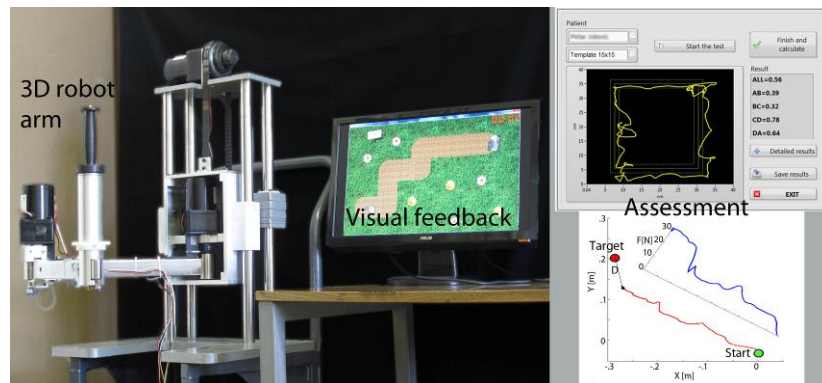
We need to emphasize that robot assistants aim to be an additional tool available to the physiotherapist and not their replacement. In this context, the physiotherapist would be making all the clinical decisions and when suitable, consider the use of the robot assistant [16].

The basics of our research can be formulated as follows: The robot assistant should be used to facilitate and speed up the acquisition of novel motor skills of patients with diminished motor control of upper limbs. We combined behavioral studies on motor learning with the design and implementation of robot assistants that behave as "therapists", capable of efficiently exploiting the adaptive properties of the human sensorimotor system and its structures. Regarding the behavioral studies, we focused on the cognitive and neural mechanisms underlying the acquisition of a variety of motor skills that involves the upper limb. In particular, we investigated the physical interaction strategies a human uses to assist the physical training of another human. To maximize the efficiency of the learning process in terms of its specified target outcome, the robot trainer needs to be capable of continuously regulating assistance in terms of the observed performance and of the neural and cognitive correlates of adaptation.

Several issues that influenced this research follow the findings of the HUMOUR and MIMICS project where the use of robot assistant (Braccio di Ferro and Haptic Master, respectively) was combined with the challenging feedback presented in virtual reality [23, 12, 17]. In the MIMICS project, the three scenarios combining motor and cognitive tasks of increasing complexity were compared [23]. The results indicate that the task during the exercise needs to be graded and to match the abilities of the patient. In short, the key for the success of learning from repetitions can be summarized: the task must be demanding but achievable, and the learning strategy should be from simple to complex. In the HUMOUR project, the question of defining the desired task was addressed from the perspective of motor knowledge transfer. Using research of robot aided motor learning [4, 17] and human robot interaction [33], a novel method for arm movement representation was defined [8].

## 2 The 3D robot: training, gaming and assessment tool

The robot that we are developing integrates a two-segment planar arm mounted on a vertical slider (Fig. 1). The joints of the planar arm were named shoulder (S) and elbow (E). The joints are instrumented with Hall-effect transducers and powered by 25 W asynchronous motors with the planetary gears (1:120 ratio). The motors can be decoupled and then the system operates in passive mode with low friction and inertia [10]. The handle (Fig. 1) comprises an in-house designed multi sensor system that measures the direction and amount of interaction force between the patient and the robot. All sensors data are acquired by NI USB-6009 DAQ. The software is developed using LabVIEW 2011. The sampling frequency for acquisition and control is 50 per second. The software integrates signal processing, control and communication in real time.



**Fig. 1** The new 3D robot assistant (left panel) that mimics therapist assistance, visual feedback provided to the patient during the exercise allowing the adjusting of the level of difficulty of the task (middle), and two (out of several) measures of the quality of performance.

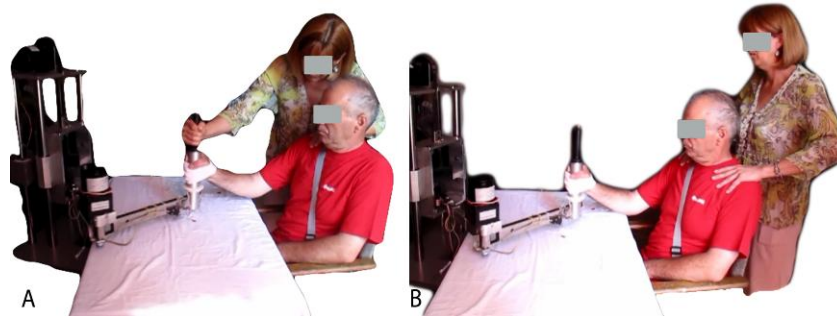
The feedback is provided by a PC based video game. The feedback shows the task and the actual movement, and shows the quality of movement measured by time and precision. The level of difficulty of the task is being automatically increased if the performance is good enough. The task and level of difficulty are always controlled by the therapist. The gaming that we developed includes also Wii Nintendo games described in detail elsewhere [28].

Right panels show two out of several screens relevant for the assessment, which are presented to the therapist and patient. The top one is a result of the modified drawing test [13] in which the ability to track sides of the square is estimated, while the bottom right panel shows the path of the hand and interface force with respect to the target trajectory.

## 2.1 Setup of the training scenario

The training scenario for the robot assistance is a replica of a conventional training provided by the therapist. This approach starts from the assumption that the experience and heuristics of an experienced physical/occupational therapist in managing the training of patients is near optimal. In a conventional training session, the therapist selects the appropriate movement based on the complete neurological status, clinical scores (Fugl Myer [5], ARAT [31], Ashworth score [25]) of the patient, and experience. The therapist instructs the patient by guiding her/his paretic extremity along the target trajectory. Afterwards, the patient exercises this movement through numerous repetitions, while the therapist provides the assistance, again by leading the hand along the target trajectory. The robot assistant is anticipated as a replacement of the therapist from the tedious work. The use of the robot trainer should disturb neither the training protocol, nor the relationship between the patient and the therapist [29].

Therefore, the method that we developed follows the same training setup, and maintains the therapist as the dominant figure. It comprises the initial phase in which the therapist demonstrates the movement, and the training phase, where the patient receives assistance, but here the manual work is performed by the robot, leaving the therapist free to concentrate on patients.



**Fig. 2** Phase A: The "teaching the robot" phase (therapist leads the movement of the robot). The selection of the target trajectory is based on feedback from the patient who holds the same handle. Phase B: The "training the patient" phase in which robot provides assistance to the patient. The task given to the patient is to follow the trajectory shown on the screen (created during "teaching the robot" phase), while the robot assists only if the patient is unable to perform the task. The maximum assisting force is predefined to assure safety and comfort to the patient.

During the "teaching the robot" phase, a therapist holds the top part of the handle mounted at the end point of the robot assistant, while the patient is holding (the hand could be attached to the handle if she/he is unable to grasp) the bottom part of the same handle (Fig. 2, left panel), which is instrumented with the force sensor. The therapist repeats the point-to-point movement in the horizontal plane (or in space - 3D), while the patient is asked to contribute to the motion (or at least not to oppose it). The number of these repetitions is set to 15, which is sufficient for

action representation used here, as we have shown in our earlier studies [9]. The therapist selects the directions and distances in which the patient is provided assistance, based on the visual feedback on the screen. The software allows that even short movements result with the ability to play the game. The trajectories are estimated from the Hall-effect sensors in the joints of the robot (sampling rate 100 per second, resolution of 0.01 radian). This data is filtered with no phase lag in real time and used for the synthesis of the target trajectory (Probability Tube action representation) used for closed-loop control [14].

During the "training the patient" phase (Fig. 2, right panel), the patient is asked to move the hand in a manner to follow the trajectory shown on the feedback screen. The feedback is presented as a video game, which implements movements from the previous phase, and has positive impact on patient motivation, as shown in [26]. The robot is assisting this movement if the patient is not able to do so in a desired manner. The maximum assistance force is preset and limited for safety and comfort reasons [14]. The assistance force is acquired and presented on a separate screen to provide the quantified measure of the patient's contribution to the movement. If the interface force is low, then the patient is capable of executing the movement without assistance. This is the cue for the therapist to set a more demanding task. The therapist can readjust setup on-line without interrupting the training session. The detailed description of the methods to acquire data and generate the target points, trajectory and probability tube, are described elsewhere [8, 9].

## ***2.2 Setup of the games***

The research results that indicate patient motivation as highly important for therapeutic outcome were the reason for integrating gaming into the robot-training scenario [18]. Motivation is a multifaceted concept linked to several factors, including features inherent to the prescribed regimen, as well as personality traits of the patient, physician and therapist, and characteristics of the broader social environment [19]. Patients, who are highly motivated, in contrast to those who believe the outcomes of therapy depend on fate and the health system, restore their functioning to a larger extent [1]. Video games have long been known to be engaging to play; hence, developing rehabilitation games that can create a similar degree of interest can be highly beneficial for therapeutic outcome.

We are developing a feedback-mediated treatment, which uses gaming scenarios and allows on-line and off-line monitoring of both temporal and spatial characteristics of planar movements [11]. This treatment is a movement exercise, with visual feedback coming from the screen, showing targets and pathways to be followed. The targets and pathways are interactively set, as described earlier, to correspond to the abilities of the patient at any time during the treatment. The soft-

ware and the user interface allow the setting of the level of difficulty of the task to be progressively increased, based on the success achieved in the game.

The gaming that we are describing here includes three types of exercises (Fig. 3) that required the activity of the proximal joints (shoulder and elbow) of the affected arm. Patients hold the handle as shown in Fig. 2 and move it in order to perform the task. Each game exercise lasts for about five minutes. This interval was heuristically found to correspond to the periods of increased motivation of the patients. However, patients can decide to stop after a shorter interval for any reason. Resting must be integrated into the training, and resting periods should be approximately as long as the actual training.

The coordinates of the end point of the robotic arm (handle) control the game. The position of the cursor on the screen shown to the patient corresponds to the position of the handle. The software allows amplification of the range of movement to allow patients with major disability to also participate in the training. The gain of amplification is decreased in parallel to the gain in functioning of the patient.

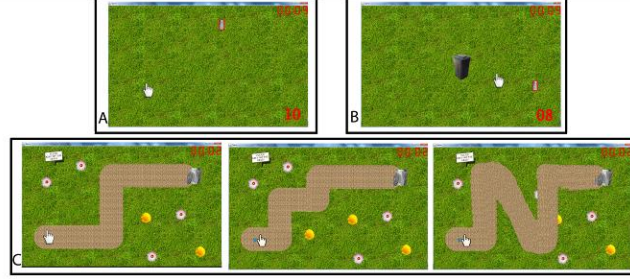
The first game (exercise) requires moving the cursor to reach targets, which are appearing in pseudo random positions on the screen (Fig. 3A). When the cursor would meet the target, it would disappear from the screen and trigger the "cash register" sound. This is followed by appearance of the next target in a pseudo random position on the screen. The minimal distance between two subsequent targets is defined to match the patient's workspace. The distance between targets gradually increases during the course of the game.

The second game (Fig. 3B) requires from patients to move the cursor to a given target, and then return to the initial position in order to trigger the next target appearance). The initial position is in the center of the workspace, and the targets are appearing in the same manner as in the first game.

In the third game, patients are presented with a target trajectory (path) which they had to follow with the cursor (Fig. 3C). Upon completion of one path, a new, more difficult path would appear. The shape and complexity of paths (varying from wide and straight paths, to narrow and complex paths) was designed by experienced therapists to match the abilities of patients.

The score (achieved speed and precision) is displayed during the game to allow patients to follow their performance. A high-score list, where patients could compare their performance to previous days and to performance of other patients, was shown after each session.

In the procedure of the development, the gaming was tested in 20 stroke patients with the 2D passive robot [26]. The outcome measures were assessed from: 1) the modified drawing test - mDT; 2) received therapy time - RTT; and 3) Intrinsic Motivation Inventory - IMI. The overall conclusion is that gaming is beneficial, but that it must be tuned to match patient abilities; otherwise, it could be counterproductive.



**Fig. 3** The screens shown to the subject as tasks to be achieved. The complexity rises from A to C. The measure of success is the precision of the point-to-point movement/tracking and time to execute the task. The movement is continuously monitored in order to provide quantitative and qualitative measures to the clinician about the outcome of the training and for the introduction of changes of the level of difficulty to be appropriate to motor output.

### 2.3 Control of the robot trainer

We applied two single-input single-output Modified Internal Model Control (MIMC) linear digital controllers [21] to control the proximal (shoulder) and the distal (elbow) joint of the system robotic arm. Simple models  $G_{mpE}(s)$  of the elbow position  $p_E(t)$  [rad] and  $G_{mpS}(s)$  of the shoulder position  $p_S(t)$  [rad] are developed from open-loop step response tests. Model  $G_{mpE}(s)$  is defined by the following transfer function:

$$G_{mpE}(s) = \frac{K_E e^{-L_E s}}{s(T_E^2 s^2 + 2\zeta_E T_E s + 1)}, K_E = 2.4 \cdot 10^{-4}, L_E = 0.07, T_E = 0.04, \zeta_E = 0.7. \quad (1)$$

Model  $G_{mpS}(s)$  is defined by

$$G_{mpS}(s) = \frac{K_S e^{-L_S s}}{s(T_S^2 s^2 + 2\zeta_S T_S s + 1)}, K_S = 2.3 \cdot 10^{-4}, L_S = 0.1, T_S = 0.08, \zeta_S = 0.7. \quad (2)$$

The controlled variables consist of the velocity of the elbow and the velocity of the shoulder. However, the measured variables on the patient are in the elbow and shoulder positions. Therefore, velocity of elbow  $v_E(t)$  [rad/s] and velocity of shoulder  $v_S(t)$  [rad/s] are obtained as first derivative of measured variables. Their dynamic characteristics are defined by the elbow velocity model  $G_{mvE}(s)$  and the shoulder velocity model  $G_{mvS}(s)$ , which are obtained from (1) and (2). Model  $G_{mvE}(s)$  is defined by

$$G_{mvE}(s) = \frac{K_E e^{-L_E s}}{T_E^2 s^2 + 2\zeta_E T_E s + 1}. \quad (3)$$

Whereas model  $G_{mvS}(s)$  is defined by

$$G_{mvs}(s) = \frac{K_S e^{-L_S s}}{T_S^2 s^2 + 2\zeta_S T_S s + 1}. \quad (4)$$

The applied MIMC controller for elbow  $C_E$  and shoulder  $C_S$  can be derived from (1)-(4), as

$$C_E(s) = \frac{G_{mvE}^{-1}(s)F(s)}{1 - F(s)e^{-L_E s}}, \quad (5)$$

$$C_S(s) = \frac{G_{mvs}^{-1}(s)F(s)}{1 - F(s)e^{-L_S s}}, \quad (6)$$

where  $F(s)$  is a second order filter applied on error measurement. Detailed description of the control can be found in [14].

## 2.4 Assessment provided by the robot

The International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) relates to two domains: a list of body functions and structures, and a list of activities in daily life and social participation. The efforts of the European Experts group within the COST project TD 1006 [3], created the lists with three categories: 1) capability measures, 2) pathophysiological measures, and 3) task performance measures.

The capability measures characterize the capacities such as range of motion (active/passive), overall workspace, maximum strength under isometric conditions, maximum joint power (non-isometric), and proprioception. The system that we developed allows the assessment of the range of motion and maximum strength under isometric conditions.

The pathophysiological measures quantify different impairments seen in neurological disorders such as abnormal synergies, spasticity, rigidity, ataxia, movement and postural asymmetries, and pain occurring or induced by the movement. The system that we developed allows the assessment of the abnormal synergies and spasticity.

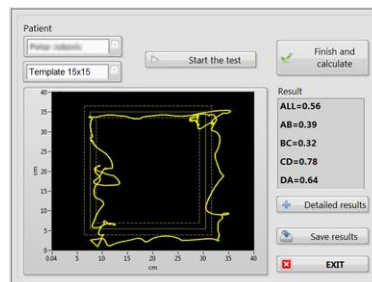
The task performance measures quantify how well a task has been executed, including measures such as: execution time to complete a specific task, success rate of accomplishing the task, disturbance recovery, quality of movement for a specific task (smoothness, speed-accuracy curve, number and kind of unwanted collisions with objects, repeatability), and several measures related to grasping. The system that we developed allows the assessment of the execution time, smoothness, number of collisions, and speed-accuracy curve.

We present here one of the assessments that is facilitated with the 3D robot that we developed [13]. The testing procedure comprised drawing a square based on

the presented template, a 2-cm wide rectangular path. The path is formed by two concentric squares, with the side difference of 4 cm. The task is to complete the rectangular path (all four sides) as fast and precise as possible. The size of the template is determined by the initial measurement of subject's ROM.

The outcome measure of this test comprises three objective measures: movement speed, movement precision error, and movement smoothness. The average speed was calculated as the ratio of length of a single side of the square and the time used to complete that side. The precision error was calculated as the area of transgressions outside the path. Areas enclosed by the drawing and template lines outside the path were detected, counted, and measured automatically, using the image processing methods. Precision error was defined as the total area of transgressions multiplied by their number, normalized with respect to the area of the template square. Smoothness measure was defined as a function of four smoothness parameters proposed in [30].

The entire testing procedure is supported by custom-made software with user-friendly interface (Fig. 4), which enables simple testing, and instant access to results. In order to expedite the testing procedure, only basic commands and the score are provided in the main window, shown in Fig. 4, while detailed analysis of data can be performed by entering the advanced data analysis window. The results presented in [13] indicate the applicability of this method in clinical assessment of patient performance.



**Fig. 4** User-friendly software for on-line assessment of performance. The window provides intuitive commands for the testing procedure and the score.

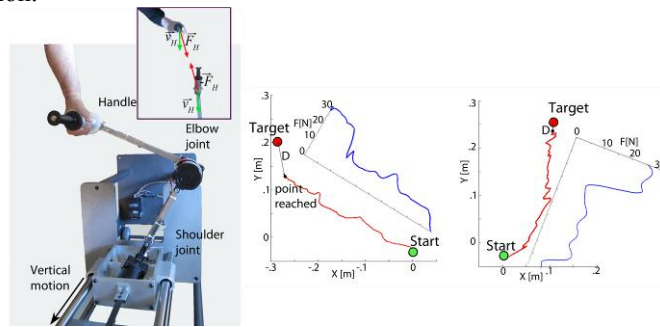
Finally, we show here the assessment of the interface force and the "error" in reaching the target during the exercises. Fig. 5 shows the setup and the processed output from the sensors. The position of the hand is being calculated from the measured joint angles, while the force is estimated based on the developed force sensor.

In the example shown in Fig. 5, it is clear that the patient was not able to follow the task and could not reach the target point (spastic patient, Ashworth grade 4). Though the robot was programmed to assist the movement in reaching the target point, for safety reasons the robot-generated force was limited to 30 N, hence the movement stopped before actually reaching the target. In the case of contralateral



movement, the distance between the movement endpoint and the target was  $D = 9.6$  cm, while in the ipsilateral direction the error was only  $D = 2.9$  cm.

The interface force (Fig. 3, right panels) indicates that the robot was pulling the handle along the trajectory. Thus, the robot assisted the movement with strong force during the last 25% of the actual movement ( $F \approx 30$  N), whereas the force was approximately 10 N during the first 75% of the movement. These two measures indicate the patient's ability to perform the target movement, as well as the generated force. They can be used for patient assessment, but also as feedback used by the therapist when selecting the level of difficulty for the robot-assisted rehabilitation.



**Fig. 5** The assessment of performance with the new robot assistant. The two right panels show the force estimated from the sensors in the handle, and the error ( $D$ ) in reaching the target from the sensors in the robot joints. The recordings are from a patient that suffered stroke and is spastic (Ashworth grade 4). It is noticeable that the force generated by the robot (limited by controller to 30N) is not adequate to move the spastic elbow, especially if the task was the movement from the point in front of the shoulder in the contralateral direction.

The most important measure fed back to the patient is the game performance. This information is given by the time and number of repetitions within the pre-selected interval. This has been shown to influence patients in a highly competitive manner [26]. It allows patients to follow their own progress, but even more importantly, calls for competition with their peers.

### 3 Conclusions

We presented here the design and the methodology of use of the system in the clinical condition that could improve the rehabilitation of patients with upper extremity disability. The system that we are developing has an open architecture and allows simple integration with functional electrical stimulation systems that would control the grasping functions and possibly the hand orientation [27]. We developed earlier systems with array electrodes that allow selective activation of forearm and hand muscles, as well as the sensors system that can integrate easily into the 3D robot presented [22].

We present the development of the 3D robot, which controls the position of the hand/arm. This could be seen as the replica of other robot assistants that control the end point trajectory. The novelties in the system presented are in control that integrates the selection of the trajectory, adaptation of the trajectory during the exercise, selection of the complexity of gaming by the therapist, and over all, the assessment features that are instrumental in judging if the training is appropriate or not. The reason why we decided to build our own robot is the necessity to have full control of all elements, having in mind that the robot assistant is to be used by clinicians without interference with the therapeutic session.

## References

1. Campbell, R., Evans, M., Tucker, M., Quilty, B., Dieppe, P., and Donovan, J. L.: Why don't patients do their exercises? Understanding non-compliance with physiotherapy in patients with osteoarthritis of the knee. *Journal of Epidemiology and Community Health* 55(2), pp. 132-138 (2001)
2. Casadio, M., Sanguineti, V., Morasso, P. G., and Arrichiello, V.: Braccio di Ferro: a new haptic workstation for neuromotor rehabilitation. *Technology and Health Care* 14(3), pp. 123-142 (2006)
3. COST Action TD1006. <http://www.rehabilitationrobotics.eu/> (2013)
4. Došen, S., Andersen, A., Kannik, K., Klausen, C., Nieleßen, L., Wojtowicz, J., and Popović, D. B.: "Assistive" Forces for the Acquisition of a Motor Skill: Assistance or Disturbance? 1<sup>st</sup> International Conference on Applied Bionics and Biomechanics. Venice, Italy (2010)
5. Fugl-Meyer, A. R., Jaasko L., Leyman I., Olsson, S., and Steglind, S.: The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine* 7(1), pp. 13-31 (1974)
6. Hogan, N., Krebs, H. I., Charnnarong, J., Srikrishna, P., and Sharon, A.: MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I. *IEEE*, pp. 161-165 (1992)
7. Kahn, L. E., Lum, P. S., Rymer, W. Z., and Reinkensmeyer, D. J.: Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does? *Journal of rehabilitation research and development* 43(5), pp. 619 (2006)
8. Kostić, M. D., Popović, M. B., and Popović, D. B.: A method for assessing the arm movement performance: probability tube. *Medical & Biological Engineering & Computing* DOI: 10.1007/s11517-013-1104-z (2013)
9. Kostić, M. D. and Popović, D. B.: Action representation of point to point movements: Classification with probability tube. In: *Proc. of IEEE 19th Telecommunications Forum TELFOR*, pp. 43-46. Belgrade, Serbia, (2011)
10. Kostić, M. D., Popović, D. B., and Popović, M. B.: Influence of planar manipulandum to the hand trajectory during point to point movement. In: *Proc. of 12th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 1-4. Zurich, Switzerland (2011)
11. Kostić, M. D., Kovačević, P. S. and Popović, M. D.: Playing games in Virtual Reality: Motivation of patients during neurorehabilitation. In: *Proc. of Infoteh 2012 Vol: 11*, pp. 692-696 Jahorina, Bosnia & Herzegovina (2012)
12. Kostić, M. D., Kovačević, P. S. and Popović, D. B.: Is the Haptic Tunnel Effective Tool for Motor Learning? In: *Proc. of IFMBE2012 37*, pp. 761-765 Budapest, Hungary (2011)
13. Kostić, M. D. and Popović, M. D.: The Modified Drawing Test for Assessment of Arm Movement Quality. *Journal of Automatic Control* 21(1), pp. 49-53 (2013)

14. Kostić, M. D., Mataušek, M. R., and Popović, D. B.: Modified Internal Model Control for the Robot Assistant: Therapeutic System for Upper Extremities. *IEEE Trans Neur Syst and Rehab Eng* (under review) (2013)
15. Kwakkel, G.: Intensity of practice after stroke: More is better. *Schweizer Archiv für Neurologie und Psychiatrie* 160(7), pp. 295-298 (2009)
16. Loureiro, R. C., Harwin, W. S., Nagai, K., and Johnson, M.: Advances in upper limb stroke rehabilitation: a technology push. *Medical & Biological Engineering & Computing* 49(10), pp. 1103-1118 (2011)
17. Luttgen, J. and Heuer, H.: The influence of haptic guidance on the production of spatio-temporal patterns. *Human movement science* 31(3), pp. 519-528 (2012)
18. Maclean, N. and Pound, P.: A critical review of the concept of patient motivation in the literature on physical rehabilitation. *Social Science and Medicine* 50, pp. 495-506 (2000)
19. Maclean, N., Pound, P., Wolfe, C., and Rudd, A.: The concept of patient motivation a qualitative analysis of stroke professionals' attitudes. *Stroke* 33(2), pp. 444-448 (2002)
20. Marchal-Crespo, L. and Reinkensmeyer, D. J.: Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 6(1), pp. 20 (2009)
21. Mataušek, M. R., Micić, A. D., and Dačić, D. B.: Modified internal model control approach to the design and tuning of linear digital controllers. *International Journal of Systems Science* 33(1), pp. 67-79 (2002)
22. Malešević, N. M., Popović Maneski, L. Z., Ilić, V., Jorgovanović, N., Bijelić, G., Keller, T., Popović, D. B.: A Multi-Pad Electrode based Functional Electrical Stimulation System for Restoration of Grasp. *J Neuro Eng Rehab* 9:66, 10.1186/1743-0003-9-66 (2012)
23. MIMICS project. [http://www.mimics.ethz.ch/index.php?page\\_id=10](http://www.mimics.ethz.ch/index.php?page_id=10) (2013)
24. Nef, T. and Riener, R.: ARMin-design of a novel arm rehabilitation robot. *IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 57-60 (2005)
25. Pandyan, A. D., Johnson, G. R., Price, C. I. M., Curless, R. H., Barnes, M. P., and Rodgers, H.: A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity. *Clinical rehabilitation* 13(5), pp. 373-383 (1999).
26. Popović, M. D., Kostić, M. D., Mitrović, S. Z., and Konstantinović, L. M.: Gaming for increased motivation during upper extremities exercise in neurorehabilitation of hemiplegic stroke patients. *The Scientific World Journal* (under review) (2013)
27. Popović-Maneski, L., Kostić, M., Bijelić, G., Keller, T., Mitrović, S., Konstantinović, Lj., Popović, D. B.: Multi-pad electrode for effective grasping: Design. *IEEE Trans Neur Sys Reh Eng* 21(4), pp. 648-654 (2013)
28. Prodanović, M., Kostić, M. D., and Popović, D. B.: WiiMote control: gaming feedback for motivational training of the arm movements. *IEEE Symposium on Neural Network Applications in Electrical Engineering (NEUREL)*, pp. 133-136 (2012)
29. Riener, R., Nef, T., and Colombo, G.: Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Medical and biological engineering and computing* 43(1), pp. 2-10 (2005)
30. Rohrer, B., Fasoli, S., Krebs, H. I., Hughes, R., Volpe, B., Frontera, W. R., Stein, J., and Hogan, N.: Movement smoothness changes during stroke recovery. *The journal of Neuroscience* 22(18), pp. 8297-8304 (2002)
31. Van der Lee, J. H., De Groot, V., Beckerman, H., Wagenaar, R. C., Lankhorst, G. J., and Bouter, L. M.: The intra-and interrater reliability of the action research arm test: a practical test of upper extremity function in patients with stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 82(1), pp. 14-19 (2001)
32. Van der Linde, R. Q., Lammertse, P., Frederiksen, E., and Ruiters, B.: The HapticMaster, a new high-performance haptic interface. *Proc. Eurohaptics.*, pp. 1-5 (2002)
33. Zenzeri, J., Basteris, A., Kostić, M. D., Popović, D. B., Sanguineti, V., Mohan, V., and Morasso, P.: Transferring complex motor skills from an expert to a novice through robotics platforms: A new methodology to approach neuromotor rehabilitation. *Gait and posture* 33, pp. s51-s52 (2011)

# PRILOG C

**Kostić, M. D.**, Popović, M. B., and Popović, D. B.

"Control of robot assistant for rehabilitation of upper extremities"

in Proc. 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3918-3921, 9-1-2012,

San Francisco, CA, USA,

ISBN: 978-1-4244-4120-4.

# Control of Robot Assistant for Rehabilitation of Upper Extremities

Miloš D. Kostić, Mirjana B. Popović, Dejan B. Popović, *Member, IEEE*

**Abstract**— The assisted movement in humans with paresis of upper extremities is becoming popular for neurorehabilitation. We propose a novel method for trajectory selection and assistance control. This paper presents simulation of a planar two degrees of freedom robot that assists horizontal movement of the hand. The control assumes that during the exercise the hand needs to follow healthy alike trajectories. The robot is assumed to provide minimal assistance and operate as a teacher of the movement.

## I. INTRODUCTION

The assisted exercise of task-related movements has become increasingly popular in the neurorehabilitation of patients diagnosed with upper extremities paresis [1]. However, this type of therapy requires intensive one-to-one sessions which are physically demanding and time consuming for therapists. One possible solution to facilitate the therapy would be the use of haptic robots as rehabilitation assistants [2]. This type of therapy has been receiving a lot of attention recently, because the rehabilitation robots improve the patients' motor abilities and boost the recovery process by providing them access to crucial kinetic and tactile information [3,4] with minimal supervision.

Rehabilitation which includes task related movements is one of the areas where such robots might have the largest potential as rehabilitation tools. One type of robots used in rehabilitation is a planar manipulandum, which can assist the movement by guiding the patient's hand in one plane (e.g. Braccio Di Ferro [5], InMotion Arm Robot [6]).

A widely accepted method of controlling assistance robots is impedance control [12]. The robot acts as the impedance, and the human as the source meaning that the robot produces forces according to the measured human motion. In this study we propose a method for robot assistance control, based on this principle, which is capable of accommodating the variability typical for healthy arm movements. According to this method, the robot does not impose one "ideal" movement strategy, but allows the subject to use its preferred strategy, and gradually improve it. This type of assistance is referred to as "gentle". The control assumes that during the exercise the hand needs to follow the healthy alike trajectory. Hence, the robot should provide

assistance in order to guide the hand along the preferred trajectory.

When this type of movement is performed by healthy individuals, free to move their hand in different directions, there is a close to linear relation between the torque in elbow muscle and the torque in shoulder muscle [7,8]. The other characteristic is the movement kinematics with distinctive bell-shaped velocity profiles [9]. If assistance is provided so that the movement has healthy alike trajectory and dynamics, the natural elbow-shoulder synergies may be formed, as these develop in humans well before any other adult-like motor strategy in reaching [10]. In one of our previous studies [11], we introduced the method of selecting the trajectory through observing the kinetics of movements performed by healthy individuals.

## II. TRAJECTORY SELECTION AND MATHEMATICAL MODEL OF THE ROBOT

The mathematical model of the robot that we use was developed for the model shown in Fig. 10 (right). Each of the segments in robot arm is characterized with its mass ( $m$ ), length ( $l$ ) and moment of inertia ( $J_C$ ). The distance of center of the mass ( $C$ ) from the pivot joint is annotated with  $d$ .  $M_S$  and  $M_E$  are joint torques, produced by motors. We suggest the force feedback; therefore, force sensors are included in interface between the hand and the robot Fig. 1. The angles of robot arms are  $\alpha_1$  and  $\alpha_2$ , and they are assumed to be monitored by encoders mounted in the robot joints. The robot is interacting with the human at the end point. The interface force is annotated with  $F_w$ . The velocity and acceleration of the end point are vectors  $v_w$  and  $a_w$ .

We assume that the robot arms are rigid bodies, and that there is no friction in the robot joints. For purposes of simulation both arms are modeled as 42cm long rods with 1kg mass. The other assumption is that the movement of the robot arms is in the horizontal plane.

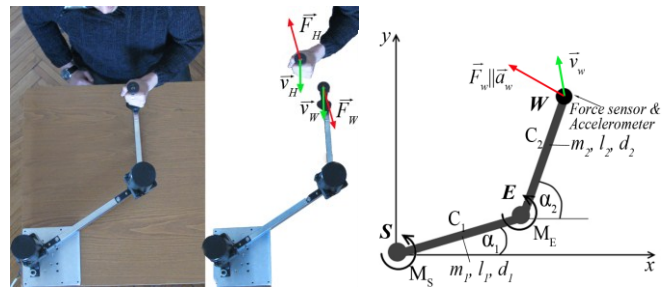


Figure 1: Left: Patient with the robot. Center: Decomposed system. Right: Mathematical model of the robot.

By using basic theorems of mechanics (the law of momentum and the law of angular momentum) we obtained the mathematical model of the robot arm given by (1) and

\*This work was supported by the FP7 EC strep project HUMOUR, No. 231724, the Research project No. 175016, Ministry for Education and Science, Republic of Serbia, Belgrade and Swiss National Foundation, Berne (Project InRES IZ73Z0\_128134)

Miloš D Kostić, PhD student, Mirjana B Popović and Dejan B Popović are with the School of Electrical Engineering, University of Belgrade, Bulevar kralja Aleksandra 73, 11120 Belgrade, Serbia (phone: 381-11-3218-348; e mail: thekosti@etf.rs).

Mirjana B Popović and Dejan B Popović are also with the Department of Health Science & Technology, Aalborg University, Denmark.

(2). Where acceleration of points  $C_1$  and  $C_2$  ( $\ddot{x}_{C1}, \ddot{y}_{C1}, \ddot{x}_{C2}, \ddot{y}_{C2}$ ) is determined by measuring changes in angles  $\alpha_1$  and  $\alpha_2$ .

$$M_E = J_{C2} \ddot{\alpha}_2 - ((F_{Wx} + m_2 \ddot{x}_{C2}) d_2 \sin \alpha_2 + (F_{Wy} + m_2 \ddot{y}_{C2}) d_2 \cos \alpha_2 + F_{Wx} (d_2 - L_2) \sin \alpha_2 + F_{Wy} (d_2 - L_2) \cos \alpha_2) \quad (1)$$

$$M_S = J_{C1} \ddot{\alpha}_1 + J_{C2} \ddot{\alpha}_2 - ((F_{Wx} + m_2 \ddot{x}_{C2} + m_1 \ddot{x}_{C1}) d_1 \sin \alpha_1 + (F_{Wy} + m_2 \ddot{y}_{C2} + m_1 \ddot{y}_{C1}) \cdot d_1 \cos \alpha_1 + (F_{Wx} + m_2 \ddot{x}_{C2}) ((d_1 - L_1) \sin \alpha_1 + d_2 \sin \alpha_2) + (F_{Wy} + m_2 \ddot{y}_{C2}) \cdot ((d_1 - L_1) \cos \alpha_1 - d_2 \cos \alpha_2) + F_{Wx} (d_2 - L_2) \sin \alpha_2 - F_{Wy} (d_2 - L_2) \cos \alpha_2) \quad (2)$$

In presented simulation the workspace is divided into six zones by using the 2 distance attributes (short (S) and long (L)), and 3 directions (ipsilateral (I), frontal (F), and contralateral (C)) as shown in Fig. 2 (top panel). Each of the movements is represented by the starting point, target point and two lookup tables for acceleration components, termed Probability Tubes (PT), Fig. 2 (bottom panel). One acceleration component is always directed towards the goal point ( $a_D$ ), while the other one is perpendicular, in positive direction ( $a_N$ ).

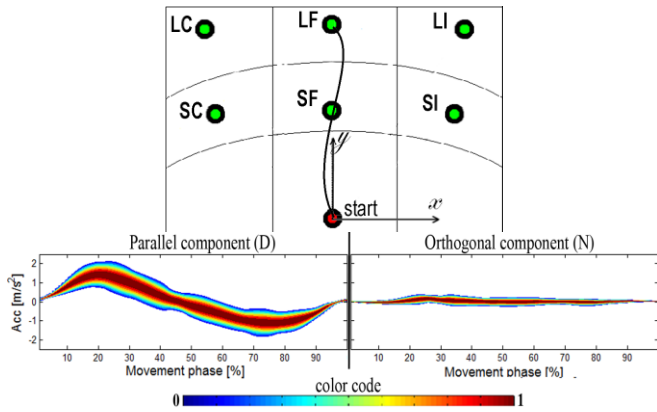


Figure 2: Top panel: The sketch of the division of the workspace into six zones. The acronyms are described in the text. Bottom panel: The Probability Tubes for the acceleration during the movement towards LF. Acceleration is decomposed to component in the direction of target point, and the orthogonal component.

The PT is a stochastic model for arm trajectory formation which determines the probability of hand acceleration at the specified phase of the movement. It is formed in experiments where healthy subjects performed reaching movements, while using the device in passive mod, as described in [11,13]. It was designed to capture movement dynamics while preserving the natural variability of healthy human movement, which is reflected in the probability profile. As function  $P = PT(a(t), i)$  it determines the probability that the movement is being performed correctly if at phase  $i$  the acceleration is  $a(t)$ . Process of forming the PT and determining movement phases is presented in detail in our previous work [11].

### III. CONTROL ALGORITHM

The main feature of this method is the ability to provide assistance without imposing "golden standards". At every point of the movement the robot provides assistance in order to follow the reference values of acceleration components which are determined from the PTs. By using PT as the reference, subject is assisted to perform the movement in the

correct manner; yet the system allows subject to deviate from "ideal" to its preferred kinematics. The control algorithm works in this mode as long as the deviation of acceleration is beneath a predetermined threshold. When the deviation is higher than the threshold, it means that the movement kinematics are outside the probability tube, and the difference is not a consequence of variability, but of wrong (if any) motor strategy. As a consequence of no preferred acceleration within such strategy, the assistive force is applied so that the "ideal" acceleration is achieved.

This type of control was realized through the following algorithm: if at the moment  $t$  the hand is at the phase  $i$  of the movement and has acceleration  $a(t)$  than the reference acceleration is

$$a_r(t) = PT^{-1}(PT(a(t), i) + \frac{1 - PT(a(t), i)}{k}, i), k > 1; \quad (3)$$

where  $a(t)$  is current acceleration and  $i$  current phase. The factor  $k$  determines the level of allowed variability. Being that  $PT^{-1}(x, i)$  has two solutions,  $a_r(t)$  is the one closer to  $a(t)$ [11]. In cases when external forces are such that the endpoint acceleration is outside the certain range and guidance can no longer be considered as gentle, gradual increase of PT value is pointless. Then  $a_r$  is determined as  $a_r(t) = PT^{-1}(\max)$ .

In order to achieve the reference acceleration  $a_r$  the robot exerts assistive force on the hand. This force is a consequence of motor torques produced according to (1) and (2). In these equations  $a_r$  does not appear directly, but is represented through angular accelerations. The relation between  $a_r$  and angular accelerations is given in equation:

$$\begin{bmatrix} \ddot{\alpha}_1 \\ \ddot{\alpha}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 \sin \alpha_1 & L_1 \cos \alpha_1 \\ L_2 \sin \alpha_2 & L_2 \cos \alpha_2 \end{bmatrix}^{-1} \times \begin{bmatrix} -a_{rD} \cos \gamma + v_D \dot{\gamma} \sin \gamma + a_{rN} \sin \gamma + v_N \dot{\gamma} \cos \gamma - L_1 \ddot{\alpha}_1^2 \cos \alpha_1 - L_2 \ddot{\alpha}_2^2 \cos \alpha_2 \\ -a_{rD} \sin \gamma - v_D \dot{\gamma} \cos \gamma - a_{rN} \cos \gamma + v_N \dot{\gamma} \sin \gamma - L_1 \ddot{\alpha}_1^2 \sin \alpha_1 - L_2 \ddot{\alpha}_2^2 \sin \alpha_2 \end{bmatrix} \quad (4)$$

where  $\gamma$  is the current bearing of the target point.

Variability of the acceleration can lead to a case in which velocity  $v_W$  is different than zero at the end of the movement. In order to avoid this, last 5% of the movement is not controlled by the PT, but deterministically, leading the hand to a standstill.

### IV. SIMULATION

Described relations and rules were implemented in a MATLAB simulation where we calculated moments  $M_S$  and  $M_E$  for different scenarios. Subject's activity was represented by simulated force signals. Simulation was performed for reaching movements, shown in Fig. 2 (top panel). Four different cases were considered, each depicting a characteristic scenario which can be expected in clinical use.

In the first case, we simulated performance of a healthy subject. Here the movement is performed correctly along the trajectory, and no assistance is needed; thus, the interface force is simulated as zero. In this case subject should not "feel" the inertia, so robot actuation has to compensate for it.

One common case is a spastic subject performing movements with the system. There, subject is unable to follow the required dynamics pattern, and opposes the movement with an uncontrolled spastic force. This was simulated with strong force ( $\vec{F}_w$ ) acting against the movement. The amplitude of  $\vec{F}_w$  is such that it hinders gentle assistance during the entire movement.

The case which is in the focus of interest of this method is when the system is providing assistance to a patient who is trying to follow the correct movement kinematic. Due to unperfected motor control the arm and manipulandum movements are not ideally synchronized, resulting in appearance of the force. In general case this force changes direction and amplitude, as the subject browses the acceleration space within the PT. This was simulated in the third scenario, where force is a signal with pseudo random amplitude and direction, with sub tremor frequency, up to 4Hz. The force was simulated with amplitude small enough to apply gentle assistance.

The fourth considered scenario simulates a situation in which the patient is inactive. In this case the patient is letting the robot provide the entire movement, while he/she is mostly "riding along". This was simulated with small amplitude of force which opposes the movement (inertia of the persons arm). The simulated force was small in a sense that gentle control could be applied.

## V. RESULTS

Results of all four simulated scenarios are shown on the representative example, movement LF, which is marked in the Fig. 2 (top panel). Results of other 20 simulations are not presented in this paper. Each simulation result is presented by the performed trajectory and velocity profiles of the hand, and motor moments applied during the movement.

The trajectory is presented in a subject centered coordinate system, with the origin positioned in the midpoint of subject's sternum. Beginning and the end of the movement are marked with magenta asterisk and green circle,

respectively. Velocity is shown with respect to time. Moments of each motor are presented individually, in respect to time.

## VI. DISCUSSION

A system which moves the hand, like a planar manipulandum, introduces additional dynamics during the movement. This effectively changes the motor task, manifesting as deviation of preferred trajectory, velocity profile or changes in muscle activation pattern. This can deteriorate quality of motor learning, since the motor task presented to the subject is not the same as the one without the manipulandum [13].

In the proposed method compensation of the system inertia is integrated in the control algorithm. In the simulation shown in Fig. 3A there is no external force, meaning that motors' moments actively compensate only inertial forces, which appear in radial movement with acceleration profile following reference, as the one given in Fig. 2 (bottom panel).

In absence of external disturbance motor moments are in approximately linear relation, as can be noticed in the right panel of Fig. 3A. This principle is biomimetic, since it is present in healthy arm movements, as described by [7,8], and can be explained as natural organizing principle which, at the level of muscle torques, decreases the degrees of freedom. Here we can also notice that when the phase of deceleration begins, motors start acting in the opposite direction. The activity in deceleration phase of the movement is higher, since it is shorter than acceleration phase. Highest activity of inertial force suppression near the end of deceleration phase is in accordance with our previous work [13] where we found that inertial forces create greatest disturbance in this phase (marked with green \* in Fig. 3A).

In case when subject does not have the required motor skill to perform the task, his hand movement will not be synchronized with the manipulandum. This may result in three characteristic scenarios depicted in Fig. 3 B-D.

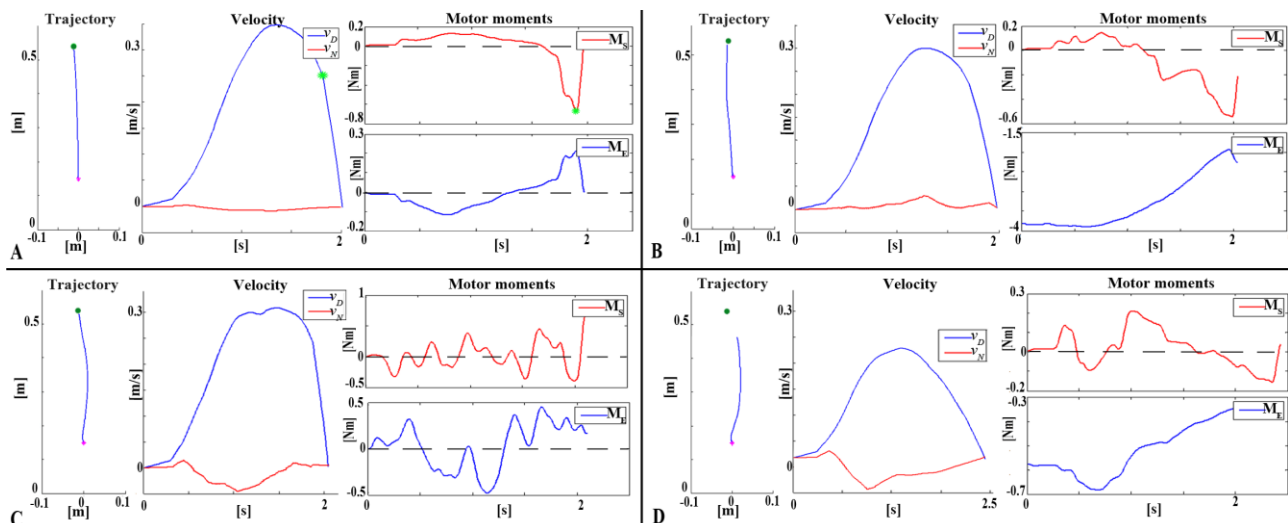


Figure 3. Trajectory velocity and motor moments obtained during simulation of: A) the movement without external force; B) the movement with high external force; C) the movement with variable external force; D) the movement with small opposing external force.

In the case of simulated spastic patient, shown in Fig. 3B, the disturbance is too large for gentle assistance, and the "ideal" movement is imposed. This was performed successfully as both trajectory and velocity  $v_D$  are almost the same as in the Fig 3A. The influence of  $\vec{F}_w$  in direction perpendicular to the movement is very small, so the control allowed some variability in that direction, leading to different  $v_N$  profile, as well as the slight deviation of the trajectory to the left. The moment  $M_E$  is significantly different than the one in Fig. 3A, as the bulk of the force  $\vec{F}_w$  had to be compensated by it. As moment arm of  $\vec{F}_w$  in respect to point  $S$  is close to zero, motor  $M_S$  mostly compensates the inertial forces.

In the simulation of a patient who is trying to learn the movement, the control algorithm applied gentle assistance, helping the subject to achieve the preferred movement dynamics. Because of the assistance principle proposed here, motor moments in this simulation do not cancel out the effects of the external force, but rather reshape it to achieve the preferred movement dynamics. Motor moments graph (Fig. 3C) shows continuous adaptation of the system to subject's movement. Amplitudes of these moments are relatively low, suggesting compliance of the system.

There are noticeable differences between the trajectory of the movement performed in preferred manner, and the "golden standard" shown in two previous figures; yet it can still be considered as correctly executed movement. Trajectory in this simulation shows slight curvature. This is a consequence of movement component perpendicular to shortest distance direction, which appears even with healthy subjects, though they generally have straight line trajectories in radial movements [9]. Deviation from "ideal" case can also be noticed in the velocity graph. Velocity in the shortest distance direction,  $v_d$ , has a bell shaped profile, different than the one in the previous cases, but still within the domain of normal, healthy movement. Graph of velocity  $v_n$  reflects the trajectory deviation.

Allowing variance in acceleration of the hand in the way presented in this paper has one potential drawback. If the hand is moving too slow during the entire movement, but with the acceleration within the threshold values for gentle assistance, the robot will tolerate the lack of acceleration as deviation. In this case the hand does not generate high enough velocity in the acceleration phase, and it loses it too fast in the deceleration phase. This leads to a shorter movement, and failure to reach the goal point, as presented in Fig. 3D. The level of motor activation in Fig. 3D suggests that the control algorithm recognized the measured acceleration as tolerable variation and did not impose "ideal" acceleration. This is obviously a method specific error which reveals a potential flaw of the algorithm.

Subject's active participation in training is crucial for motor learning [3], and it should be insisted on. On the other hand failure to reach the goal point can happen only if the subject is passive. Therefore if the shortened movement is used as indication of insufficient subject activity these flaw becomes advantage of this method, over noncompliant methods of assistance which are prone to allow "slacking".

Allowing variability in movements during training is essential for learning a new motor skill. Control algorithm based on the Probability Tube, presented in this paper, enables such variability, while providing assistance for healthy like movements. This is a general algorithm which applies on any type of planar point-to-point movement for which the PT is provided. The PT was designed with the idea that additional movements can be added by therapists in clinical conditions, making this a practical control algorithm for robot assisted rehabilitation of upper extremities.

## REFERENCES

- [1] C. J. Winstein, S. L. Wolf "Task-oriented training to promote upper extremity recovery," *Stroke Recovery & Rehabilitation*. New York: Demos Medical Publishing 2009; 267-290.
- [2] J. V. G. Robertson, A. Roby-Brami "Augmented feedback, virtual reality and robotics for designing new rehabilitation methods," In: *Rethinking physical and rehabilitation medicine* Springer: Paris, 2010; 223-245.
- [3] G. Kwakkel, B. J. Kollen, H. I. Krebs "Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review," *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2008; 22: 111-121.
- [4] G. B. Prange, M. J. A. Jannink, C. G. M. Groothuis-Oudshoorn, H. J. Hermens, M. J. IJzerman "Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke," *Journal of rehabilitation research and development* 2006; 43: 171.
- [5] M. Casadio, V. Sanguineti, P. G. Morasso, V. Arrichiello "Braccio di Ferro: a new haptic workstation for neuromotor rehabilitation," *Technology and Health Care* 2006; 14: 123-142.
- [6] InMotion Arm Robot, Interactive Motion Technologies, Massachusetts, USA. <http://interactive-motion.com/>, 12.02.2012
- [7] G. L. Gottlieb, Q. Song, D. A. Hong, G. L. Almeida, D. Corcos "Coordinating movement at two joints: a principle of linear covariance," *Journal of neurophysiology* 1996; 75: 1760-1764.
- [8] M. B. Popovic, D. B. Popovic, R. Tomovic "Control of arm movement: reaching synergies for neuroprosthesis with life-like control," *Journal of Automatic Control* 2002; 12: 9-15.
- [9] Flash T, Hogan N. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *The journal of Neuroscience* 1985; 5: 1688-1703.
- [10] F. T. J. M. Zaal, K. Daigle, G. L. Gottlieb, E. Thelen "An unlearned principle for controlling natural movements," *Journal of neurophysiology* 1999; 82: 255.
- [11] M. D. Kostic and D. B. Popovic, "Action representation of point to point movements: Classification with probability tube," *IEEE 19th Telecommunications Forum TELFOR*, 22/11- 24/11/2011, Belgrade, Serbia, p: 43-46, DOI: 10.1109/TELFOR.2011.6143888
- [12] N. Hogan "Impedance control: An approach to manipulation, Parts I, II and III," *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 1985; 107: 1-23.
- [13] M. D. Kostic, D. B. Popovic and M. B. Popovic, "Influence of planar manipulandum to the hand trajectory during point to point movement," 12th International Conference on Rehabilitation Robotics, 29/06 - 02/07/2011, Zurich, Switzerland, p: 1-4, ISBN: 978-1-4244-9861-1



# PRILOG D

Popović, M. D., **Kostić, M. D.**, Mitrović, S. Z., and Konstantinović, L. M.

"Gaming for increased motivation during upper extremities exercise in neurorehabilitation of hemiplegic stroke patients"

*The Scientific World Journal* (2013)

(under review)

# Gaming for increased motivation during upper extremities exercise in neurorehabilitation of hemiplegic stroke patients

Gaming Mediated Post-Stroke Rehabilitation, proof-of-concept

Maša Popović<sup>1</sup>, Miloš Kostić<sup>2</sup>, Sindi Mitrović<sup>4</sup>, Ljubica Konstantinović<sup>3,4</sup>

<sup>1</sup>Laboratory for Experimental Psychology, Faculty of Philosophy, University of Belgrade, Serbia

<sup>2</sup>Faculty of Electrical Engineering, University of Belgrade, Serbia

<sup>3</sup>Faculty of Medicine, University of Belgrade, Serbia

<sup>4</sup>Clinic for rehabilitation “Dr. Miroslav Zotović”, Belgrade, Serbia

## Abstract

The objective of this proof-of-concept study was to investigate whether feedback-mediated exercise (FME) of the affected arm of hemiplegic patients increases patient motivation and results in higher improvement of motor function, compared to no-feedback exercise (NFE). We developed a feedback-mediated treatment which uses gaming scenarios and allows on-line and off-line monitoring of both temporal and spatial characteristics of planar movements. 20 post-stroke hemiplegic inpatients were randomly assigned to the FME and NFE group and received therapy five days a week for three weeks. The outcome measures were evaluated from the following: 1) the modified drawing test (mDT) with smoothness measures - SM (baseline and post intervention); 2) received therapy time – RTT (during the treatment); 3) Intrinsic Motivation Inventory – IMI (post intervention). Results show significantly higher improvement of 4 out of 6 movement metric scores in the FME group: the speed metric ( $p < 0.02$ ), and 3 smoothness metrics (jerk metric ( $p < 0.02$ ), peaks metric ( $p < 0.05$ ) and “tent” metric ( $p < 0.03$ )). Patient motivation was high in both groups, but the FME group patients had significantly higher scores on the Interest/enjoyment subscale ( $p < 0.05$ ), which is a measure of intrinsic motivation, per se, as well as on the Perceived competence subscale ( $p < 0.01$ ). The RTT was significantly higher in the FME group ( $p < 0.001$ ). Overall, higher improvement in certain areas of motor function and prolonged endurance in training, as well as very high patient motivation and strong positive impressions about the treatment, allow us to conclude about the positive effects of feedback-mediated treatment and its high level of acceptance by patients.

**Key words** – motivation, neurorehabilitation, stroke, virtual reality

## INTRODUCTION

Paresis of upper extremities which follows the cerebrovascular accident is an impairment resulting with diminished quality of life of many hemiplegic survivors (Nichols-Larsen et al. 2005; Roger et al. 2012). Intensive exercise by the paretic arm has been demonstrated as a valuable treatment, resulting with improved functioning (Riener et al. 2005). The exercise is most effective if it is task related; however, many patients in the acute phase cannot perform the task and they need first to rebuild the movement capacity. This rebuilding process is often assisted by electrical stimulation, rehabilitation robots, and, more recently, the training includes augmented feedback in virtual reality (VR) (Kwakkel et al. 2008; Robertson & Roby-Brami 2010). The listed assistances provide patients with the opportunity for repetitive, intensive, and task-related practice (Crosbie et al. 2007).

The hypothesis behind the introduction of VR to rehabilitation comes from research findings that indicate patient motivation as highly important for therapeutic outcome (Maclean & Pound 2000). Patient cooperation and satisfaction with a given treatment is essential in achieving successful rehabilitation results (Chen et al. 1999). Motivation is, however, a multifaceted concept which has been shown to be linked to several factors, including features inherent to the prescribed regimen, as well as personality traits of the patient, physician and therapist, and characteristics of the broader social environment (Maclean et al. 2002). Patients who take an active role in their rehabilitation process have been shown to be highly motivated, in contrast to those who

believe the outcomes of therapy depend on fate, the institution, therapist and the wider health system (Campbell et al. 2001).

Several commercial games combining entertainment with exercise have been developed and are greatly accepted by the general population. Research has indicated, though, that people with motor function problems may have difficulty playing commercial games out-of-the-box (Rand et al. 2004). This raises the prospect of games being designed specifically for rehabilitation. In most cases, the information regarding movements made in a 2-D environment pertains to their temporal characteristics only (Dvorkin et al. 2006). However, the exercise related to motor re-education needs to consider spatial characteristics of movement as well (Carr & Shepherd 1989).

The current research trend (Liebermann et al. 2012) is to fully incorporate the on-line and off-line monitoring of movement characteristics. Namely, movement kinematics is increasingly being used to objectively describe and monitor changes in motor impairment and function in patients with neurological damage such as stroke, head trauma, and spinal cord injury (Cirstea et al. 2006; Jannink et al. 2009; Subramanian et al. 2010). For upper limb movements, kinematics can be used to detail motor behavior at different levels. Kinematic measures of trajectory smoothness, movement speed and precision, quantify how well the motor task is performed (motor performance variables), whereas measures of joint ranges and interjoint/multijoint coordination describe the quality of the movement and the presence of compensatory motor patterns when compared to normative motor patterns (Liebermann et al. 2010).

We developed a feedback-mediated treatment which uses gaming scenarios and allows on-line and off-line monitoring of both temporal and spatial characteristics of planar movements (Kostic et al. 2012). This treatment is a movement exercise, with visual feedback coming from the screen showing targets and pathways to be followed. The targets and pathways are interactively set to correspond to the abilities of the patient at any time during the treatment. The level of difficulty of the task is progressively increased, based on the success achieved in the game. The level of difficulty is identified in past research (Burke et al. 2009) as one of the three principles of game design which have particular importance to rehabilitation. The other two principles include meaningful play and handling failure adequately in rehabilitation gaming. Central to creating and maintaining meaningful play is the concept of feedback, the methods by which the game responds to the actions made by the player. Burke et al, (2009) suggest that failure in rehabilitation games should be handled conservatively. Being that engagement is a pre-requisite for positive therapeutic outcome, all engagement should be rewarded at least initially.

We present here results from a randomized proof-of-concept study that included two groups of hemiplegic patients. We assessed the outcomes of a three week exercise of affected arm manipulation. One group of patients exercised with VR feedback (feedback-mediated exercise - FME), while the other group (control) performed the same exercises without VR feedback (no-feedback exercise - NFE). The aim was to investigate the effectiveness of gaming on patient motivation and the achieved improvement of motor functions. The outcome measures were evaluated from the following: 1) the modified drawing test (mDT) (Kostic & Popovic 2013) with smoothness measures - SM (Rohrer et al. 2002); 2) received therapy time - RTT; 3) Intrinsic Motivation Inventory - IMI. The mDT and SM were completed at baseline and post intervention, the RTT was measured during the exercise, while the IMI was performed post intervention by a psychologist. After the final session, participants received an additional short interview that asked them to express their preferences regarding therapeutic scenario. The IMI questionnaire and follow-up interview were used for evaluation of conduct of the trial, and participants' perceptions of the interventions and satisfaction with the treatment received (Maclean et al. 2000).

## **METHOD AND MATERIALS**

**Subjects:** The controlled trial was performed in the Clinic for Rehabilitation "Dr Miroslav Zotović" in Belgrade. Twenty one post-stroke hemiplegic patients were recruited from the inpatient population. They were selected based on the admission records, doctors' recommendation, and initial interview. Inclusion criteria were the following: post-stroke hemiplegic confirmed by the imaging record (CT scan or MRI), age

between 18–85 years, medically stable, capable to understand instructions and communicate, and estimated 2D workspace (WS) of the affected arm between 20% and 50% of the full arm range. All patients signed the informed consent approved by the ethics committee of Clinic for Rehabilitation "Dr Miroslav Zotović". In this study patients were randomly assigned by a computer program to the FME and NFE groups, with groups being equivalent in size (10 patients in each group). Fig.1 presents the randomization process of participant selection.

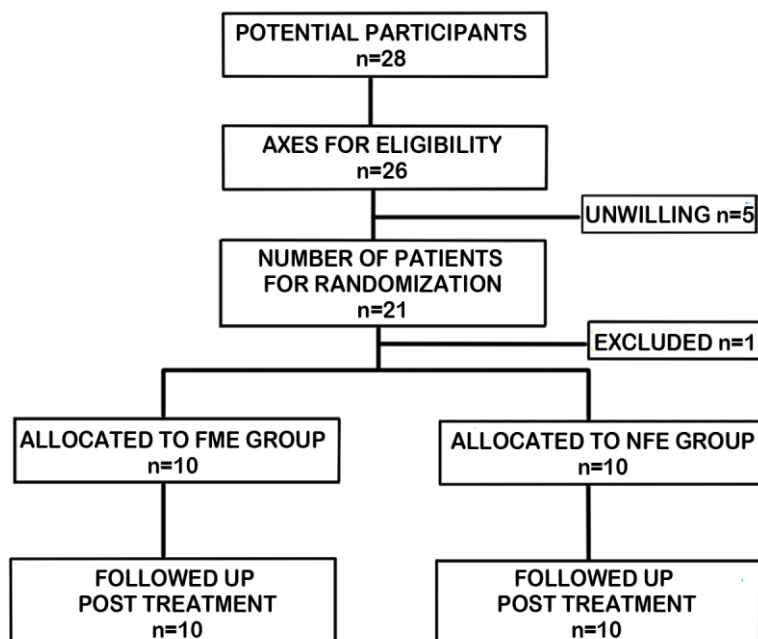


Fig. 1: Consort diagram of study participants selection (feedback-mediated exercise - FME, no-feedback exercise - NFE)

All patients completed the study. Both groups were heterogenic in all aspects, therefore covering several segments of the population. However, the two tailed T-test ( $df=18$ ,  $\alpha=0.05$ ) shows no significant difference between the two groups in demographic variables. Patient demographics are presented in Table 1.

Table 1. Basic data of patients who participated in the study

FME			NFE		
Age [Y]	months after stroke	Fugl-Meyer	Age [Y]	months after stroke	Fugl-Meyer
62	38	35	64	38	33
38	2	32	51	11	27
61	39	51	72	13	38
65	4	24	66	4	29
62	9	50	40	33	30
68	4	38	67	29	42
52	26	30	62	39	37
57	14	29	62	6	33
59	17	36	50	21	37
61	23	32	38	4	36
58±8	17±14	35±8	57±12	20±14	34±5

**Procedure:** All participants received the treatment five days a week, for three weeks. The minimum number of sessions was 13, and the exercise period was extended if patients missed a session for any reason.

Each treatment session comprised three types of exercises that required the activity of the proximal joints (shoulder and elbow) of the affected arm. Patients performed these tasks while seated in a chair with adjustable height, with their trunk secured by harness, while holding the handle of the instrumented manipulandum which recorded the position of the handle (Fig.2). Patients moved the manipulandum handle in order to perform the task. Each exercise lasted up to five minutes, but patients were free to stop at any time if they felt fatigued. There was a five minute rest period in between different exercises.

The FME treatment used visual feedback via three-stage video game (Fig. 2, A). The input (coordinates of the end point - handle) controlled the game. The position of the cursor on the screen corresponded to the position of the handle. During the game initialization, patient's 2D workspace was assessed, and the active area was scaled to ensure that the entire game window (full screen) represents the patient's WS.

The first exercise required moving the cursor to reach targets which were appearing in pseudo random positions on the screen (Fig. 2, B). When the cursor would meet the target, it would disappear from the screen and trigger the "cash register" sound. This was followed by instantaneous appearance of the next target in a pseudo random position on the screen. The minimal distance between two subsequent targets was defined as one third of WS diameter. The distance between targets gradually increased during the course of the game.

The second exercise required patients to move the cursor to a given target, and then return to the initial position in order to trigger the next target appearance (Fig. 2, C). The initial position was in the center of the workspace, and the targets were appearing in the same manner as in the first exercise.

In the third exercise, patients were presented with a target trajectory (path) which they had to follow with the cursor (Fig. 2, D). Upon completion of one path, a new, more difficult path would appear. The shape and complexity of paths (varying from wide and straight paths, to narrow and complex paths) was designed by experienced therapists to match the abilities of patients.

The score (achieved speed and precision) was displayed during the game to allow patients to follow their performance. A high-score list, where patients could compare their performance to previous days and to performance of other patients, was shown after each session.

The NFE group was instructed to perform the same exercises as the FME group but without the video game as a feedback. Here, target points or trajectories were presented on a paper sheet placed on the board surface under the manipulandum handle (Fig. 2, E). These sheets were replaced by the therapist who gave the instructions which target sequence or path should be performed. For the NFE group there was no scoring by the computer, which eliminated the feedback of the success of the movements.

In the first two exercises (Fig 2, F,G), patients were instructed to reach target points in the sequence numerated on the paper sheet. Upon completion the therapist would replace the sheet with a more difficult one (with greater distance between targets). There were six different setups, with fifteen points, distributed following the same layout of the targets as in the FME group.

The trajectories in the third exercise (Fig. 2, H) were printouts of images used for the FME exercise. On each paper there were three consecutive paths. Upon completion, the paper would be changed by the therapist.

The detailed description of the system is presented in Kostić et al (2012).

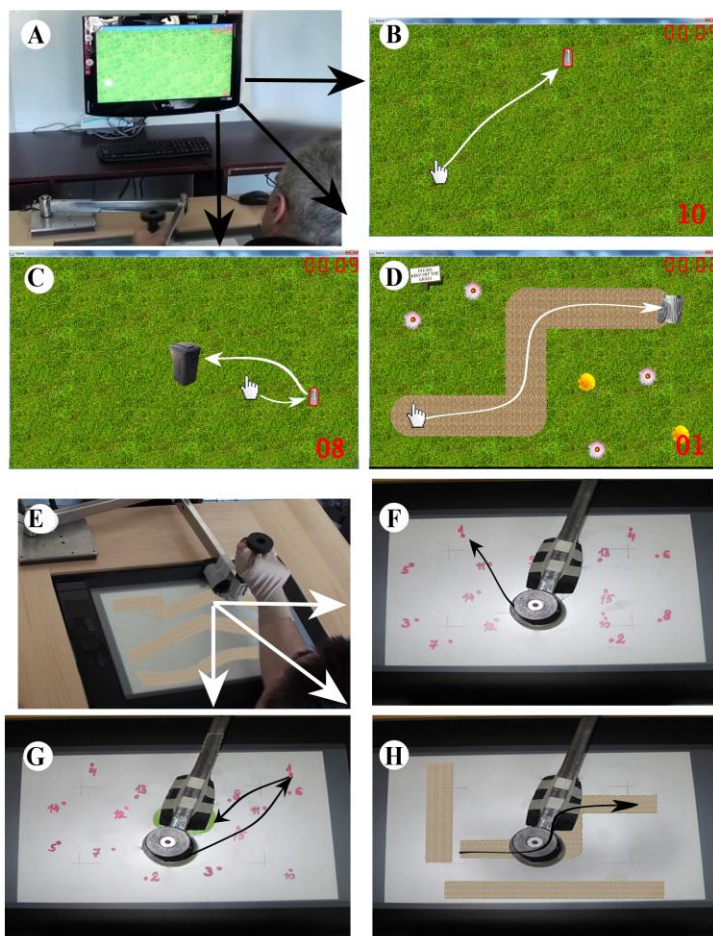


Fig. 2: FME session (A) with screen shots of the first (B), second (C) and third (D) game, and NFE session (D) with photos of the first (F), second (G) and third (H) exercise. Examples of required movements are indicated with white arrows in each game, or black arrows in each exercise.

All patients also received conventional therapy common for rehabilitation (muscle facilitation, stretching exercises, strengthening activities and the inclusion of the affected upper limb in more functional tasks). A sample of these sessions has been video-recorded to allow later review if necessary.

Given the nature of the treatments, the study was single blinded (the outcome assessor was blinded to group allocation). Participants were requested to continue with their normal activities, but not to participate in any other treatment related to upper extremities. The same physiotherapist administered FME, NFE and the conventional therapy.

**Outcome measures:** Outcome measures were assessed from: 1) the modified drawing test -mDT; 2) received therapy time - RTT; and 3) Intrinsic Motivation Inventory - IMI.

**mDT** was done at entry into therapy (baseline) and post intervention. In the mDT subjects were instructed to draw a square shape, based on the template appropriate for the patient's WS, as fast and as precise as possible, three times, with a short pause in between (Kostic & Popovic 2013;Popovic et al. 2003). The best out of three performances, evaluated by minimizing criterion function for both speed and precision, was analyzed. Based on our previous work (Kostic et al. 2012) and literature (Dipietro et al. 2007;Dipietro et al. 2009;Rohrer et al. 2002), we estimated patient progress by observing changes in movement speed, precision and smoothness. Speed and precision were chosen as inherent to the test, while smoothness is a proven indicator of

rehabilitation progress (Dipietro et al. 2007;Rohrer et al. 2002). To assess patient progress, we have chosen four different smoothness measures: Jerk metric, Velocity metric, Peaks metric, and “Tent” metric, following the example of Rohrer et al. (2002).

RTT is defined as the average time that patients endured performing exercises. During the study, exercise duration for each patient was timed, in order to determine RTT. The maximum score of this metric is 5 minutes. All sessions were timed, and RTT was followed continuously.

IMI is a multidimensional measurement device intended to assess participants’ subjective experience related to a target activity in laboratory experiments (Deci & Ryan 1985;Pelletier et al. 1997). This questionnaire was used to evaluate patient motivation. IMI has been used in several experiments related to intrinsic motivation and self-regulation e.g. (Deci et al. 1994;Plant & Ryan 1985;Ryan 1982;Ryan et al. 1983;Ryan et al. 1990). In recent years, the use of this questionnaire has widely spread in stroke rehabilitation studies (Burke et al. 2010;Colombo et al. 2007;Mihelj et al. 2012). The instrument assesses participants’ interest/enjoyment, perceived competence, effort, value/usefulness, felt pressure and tension, and perceived choice while performing a given activity, thus yielding six subscale scores. The full scale consists of 45 items.

For different research purposes, the IMI consists of varied numbers of items from these subscales, all of which have been shown to be factor analytically coherent and stable across a variety of tasks, conditions, and settings. It has also been shown that order effects of item presentation appear to be negligible, and the inclusion or exclusion of specific subscales appears to have no impact on the others (McAuley et al. 1989).

Following the instructions<sup>1</sup>, we have constructed our own IMI questionnaire, including items relevant for this study. The scale included all 6 subscales (Interest/enjoyment, Perceived competence, Effort, Value/usefulness, Felt pressure and tension, and Perceived choice), each consisting of 4 or 5 items (giving a total of 26 items). The original items in English have been translated into Serbian by a professional translator. Some items have been modified slightly to fit the specific activity being investigated. The items were randomized. The full list of items used in this study is given in Appendix A.

Interview: After the questionnaires, a short structured interview, constructed for the purpose of this study, was conducted with each patient. The interview with the FME group consisted of numerous questions related to content of the rehabilitation treatment. Both groups of patients were asked to give their overall impression of the activity, as well as any suggestions concerning changes that could be implemented in order to make it more interesting for them. The full list of questions included in the interview is presented in Appendix B.

### **Data processing**

Movement data analysis. In order to evaluate characteristics of performed movement during the mDT test, it was necessary to segment square drawing into four movements, representing square sides. Since patients never draw a square in four strokes, we developed an iterative algorithm which automatically detects "square vertices" (Kostic & Popovic 2013). Movements were analyzed with the following parameters:

- 1) Speed was calculated as the ratio of path length and time needed to complete the task.
- 2) Precision was estimated based on the quantity of the drawing outside of the square template. This procedure is described in detail in Kostić et al. (2013).
- 3) Smoothness measures were calculated as suggested by Rohrer et al. (2002): Jerk metric - ratio of mean jerk and peak speed; Velocity metric - ratio of mean speed and peak speed; Peaks metric - number of peaks in the speed profile; and “Tent” metric - ratio of area under the speed curve and the area of convex hull of the speed curve.

---

<sup>1</sup> <http://www.selfdeterminationtheory.org/>

Due to heterogeneity of both groups, no absolute measure could fairly evaluate effectiveness of the therapy. Therefore, measures are presented as coefficients of improvement. Improvement coefficient was calculated as the quotient of measure's post intervention score and the baseline score, in such manner that progress is reflected through increase of the measure.

Patient motivation data analysis. The IMI questionnaire was given to all subjects in both groups after three weeks of intervention. The patients filled out the questionnaires by stating their level of agreement/disagreement for each of the 26 items. Each item is evaluated on a 7 point scale (from 1=not at all true, to 7= very true).

In order for the items on the IMI questionnaire to be scored, the first step is to reverse score the items marked with an R. These are items formulated as negative statements (see Appendix A). This is done by subtracting the item score from 8, and using the resulting number as the item score. The next step is to calculate subscale scores by averaging across all of the items on that subscale. The subscale scores are then used in the analyses of relevant questions.

Statistics. All variables were analyzed using the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) version 11.5 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The two tailed T-test was used, with  $df=18$ , and  $T_{critical}=2.144$  ( $\alpha=0.05$ ) to test the significance of difference of movement metric scores and IMI subscale scores between the FME and the NFE group.

Further, correlation was calculated by Pearson's correlation coefficient between all subscale scores on IMI (6) and movement metric scores (6), as well as with RTT value to examine the relationship between patient motivation and motor improvement.

Qualitative analysis was performed on data obtained in the short interviews conducted after completion of the IMI questionnaires.

## RESULTS

Results of each test, for both FME and NFE groups, are presented in form of box and whiskers diagrams, depicting interquartile ranges. Red lines denote medians, while the bottoms and tops of the boxes denote the 25th and 75th percentile.

mDT: Improvement coefficients of speed and precision are shown in Fig. 3. In the FME group, all but two subjects showed improvement in precision (coefficient  $>1$ ), with tight grouping between 1 and 1.3. The NFE group, on the other hand, shows large polarization of results, with more than a quarter of subjects having coefficients  $>2$ , and more than a quarter having coefficients  $<0.5$ .

Cumulative results for Improvement coefficients of four smoothness metrics are presented in Fig. 4. All metrics show relatively small standard deviation, except for the peaks metric, where in the FME group more than 50% of subjects have improvement coefficient above 2, while two subjects have improvement coefficient below 1. On the other hand, in the NFE group more than half of subjects have improvement coefficient below 1, and two subjects have improvement coefficient above 2.



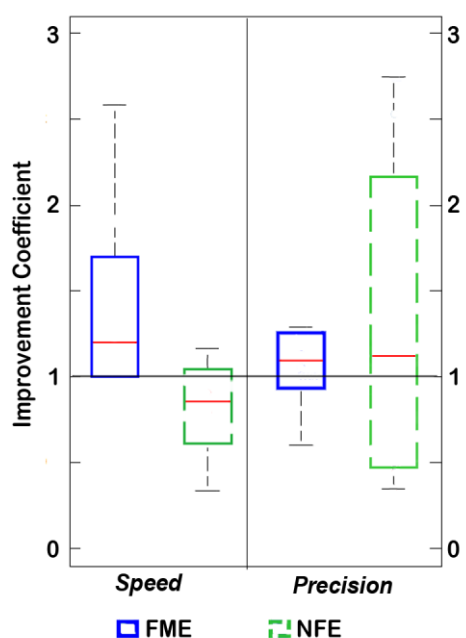


Fig 3. Box and whiskers plot of speed and precision Improvement coefficients for FME and NFE groups. The black line denotes the improvement coefficient of 1(equal result prior to and post treatment).

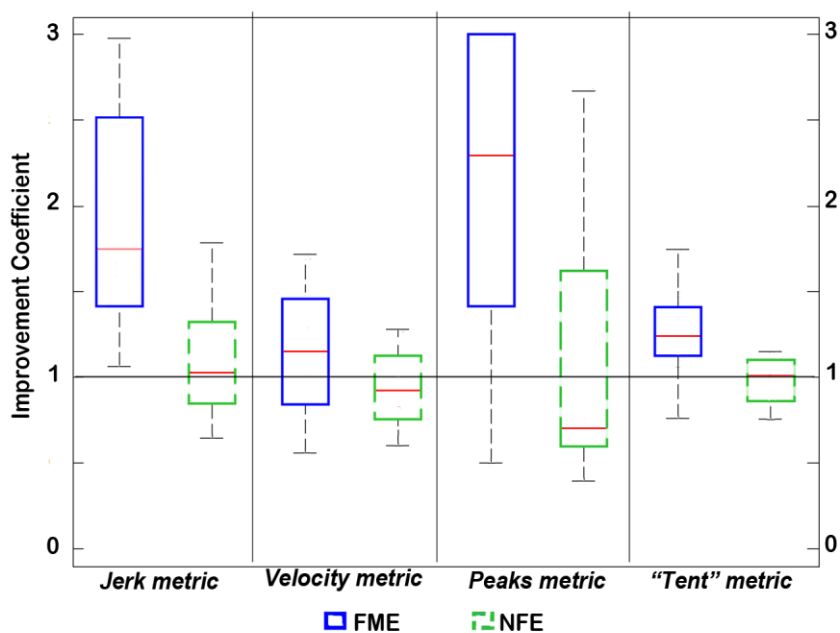


Fig 4. Box and whiskers plot of Improvement coefficients for smoothness measures for FME and NFE groups. The black line denotes the improvement coefficient of 1(equal result prior to and post treatment)

IMI questionnaires were scored by averaging all items on a given subscale for FME and NFE groups separately. The results show high motivation in both groups related to specific rehabilitation treatment. The quartile distribution of subscale scores within each group is presented in Fig. 5 in form of box and whiskers plot.

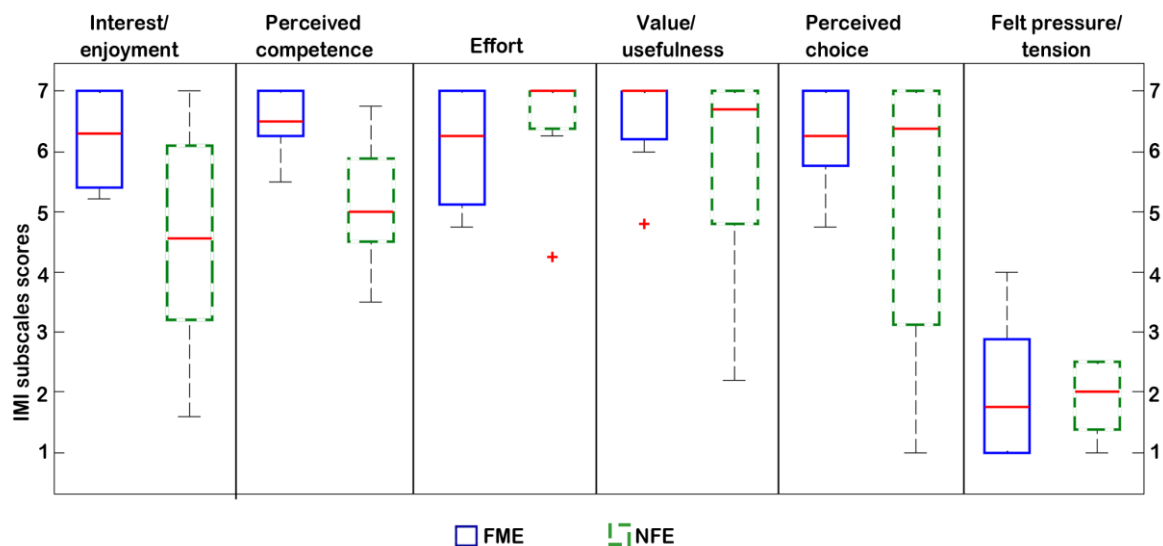


Fig. 5 Box and whiskers plot of IMI subscale scores for FME and NFE groups; score range from 1=not at all true to 7=very true

RTT is the only measure followed continuously during the study. Both groups started out with relatively low therapy endurance (under 4 minutes, with no significant difference between the groups), but duration of exercising increases during the program. All patients in the FME group reached the metric maximum by the end of the first week, and with few exceptions kept the maximal score throughout the program. The NFE group also improved, but did not reach the metric maximum. Box and whiskers diagram of average RTT during the program for both groups is presented in Fig. 6.

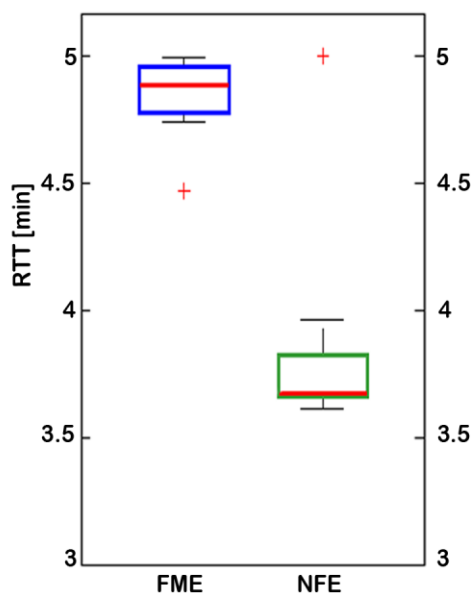


Fig 6. Box and whiskers plot of RTT for FME and NFE groups; maximum RTT is 5 min.

**Statistics:** The speed metric shows significantly better progress in the FME group, with mean 1.4(sd=0.56), than in the NFE group, with mean 0.8(sd=0.3) ( $t=2.74$ ,  $df=18$ ,  $p<0.02$ ). There is no significant difference in precision progress between the two groups (FME  $1\pm0.3$ , NFE  $1.3\pm0.9$ ).

Smoothness was estimated through Improvement coefficients for four movement metrics, three of which show significant difference between the two groups, in favor of the FME group. Mean value of the jerk metric is 1.92 (sd=0.7) for the FME group, and 1.1 (sd=0.4) for the NFE group, showing a significant difference between them ( $t=2.9$ ,  $df=18$ ,  $p<0.02$ ). The velocity metric also has a higher mean in the FME group, 1.14 (sd=0.4) to 0.94 (sd=0.2) in NFE, but the difference is not significant. The peaks metric and "tent" metric, however, show significant difference between the two groups ( $t=2.2$ ,  $df=18$ ,  $p<0.05$  and  $t=2.4$ ,  $df=18$ ,  $p<0.03$ , respectively). Mean value of the peaks metric is 2.1(sd=0.9) for FME and 1.1(sd=0.7) for NFE, while for the "tent" metric they are 1.26(sd=0.3) and 0.98(sd=0.14), respectively.

The mean score on the Interest/enjoyment subscale is very high in the FME group (6.2, sd=0.8, on a scale from 1 to 7) and it is significantly higher than the mean score for the NFE group (4.5, sd=1.9) on this subscale ( $t=2.33$ ,  $df=18$ ,  $p<0.05$ ). The mean score for the Perceived competence scale is also very high in the FME group (6.5, sd=0.5) and is again significantly higher ( $t=3.338$ ,  $df=18$ ,  $p<0.01$ ) than the score on this subscale for the NFE group (5.1, sd=1).

The FME group has very high average scores on the subscales Effort (6.1, sd=1), Value/usefulness (6.5, sd=0.8), and Perceived choice (6.2, sd=0.8). The scores on these three subscales are shown to not be significantly different from the scores for the NFE group (averaging 6.5, sd=1; 5.8, sd=1.8; and 5.1, sd=2.4, respectively).

The mean scores for the Felt pressure/tension subscale are very low for both groups (2, sd=1.1 for FME; 1.9, sd=0.7 for NFE) and no significant difference is shown between them.

There is significant difference between the two groups ( $t=5.6$ ,  $df=18$ ,  $p<0.001$ ), with an average RTT of 4.82 (sd=0.44) minutes for FME, and 3.74 (sd=1.1) minutes for the NFE group.

Pearson's correlation coefficients have been calculated to examine the relationship between metric scores and patient motivation. Results show significant positive correlation between RTT and scores on the Perceived competence subscale ( $r=0.42$ ,  $df=18$ ,  $p<0.05$ ). Perceived competence is also positively correlated with patient speed improvement ( $r=0.45$ ,  $df=18$ ,  $p<0.05$ ), as well as with improvement in the jerk metric ( $r=0.58$ ,  $df=18$ ,  $p<0.01$ ). Two other significant correlations have been found between scores on the Perceived choice subscale and movement metric scores. Perceived choice positively correlates with speed improvement ( $r=0.46$ ,  $df=18$ ,  $p<0.05$ ), and strongly negatively correlates with precision improvement ( $r=-0.63$ ,  $df=18$ ,  $p<0.01$ ). The other correlations between metric scores and motivation scores are not significant.

Table 2 Significant correlations between IMI and MDT/RTT results

	Perceived competence	Perceived choice
RTT	0.42	
Jerk metric	0.58	
Speed	0.45	0.46
Precision		-0.63

**Qualitative analysis** of answers given by patients in the short follow-up interview has given valuable information about the FME rehabilitation treatment in its entirety. 60% of patients in the FME group, when asked about adding specific content to the game, suggested that changing the existing task into a more interesting activity (e.g. playing a sport, arranging a garden, etc.) would be favorable. The same number of patients also favored adding music to the game (as was included in the third exercise during their treatment). 80% of patients agreed that they would prefer having a reward/punishment effect added. Another aspect of the

game discussed was competition during rehabilitation. 70% of patients agree that some form of competition is very important and increases their motivation in training. Type of competition preferred, be it with others or with themselves (or in some cases a preset standard), varied among patients. Analysis of patient comparison of the FME treatment to other conventional therapies included in their rehabilitation program shows that 80% of the patients find this form of treatment easier and more interesting. Overall, majority of patients in this group had a very strong positive impression of the intervention and they all stated they would continue using it at home if available. On the contrary, patients in the NFE group had mostly a vague impression of their rehabilitation treatment and considered it as a required segment of the entire rehabilitation program.

## DISCUSSION

The results of this study show a significant difference between FME and NFE in improvement of the speed metric, but no significant difference in the precision metric. This might be explained by the fact that the score achieved in the game was directly dependent on the number of movements performed by patients in the FME group, motivating them to perform movements at highest possible speed. On the other hand, in the NFE group, the number of movements was not recorded, nor available for comparison with previous results and results of others. This indicates that majority of FME group patients chose a competitive strategy, focusing on speed in order to achieve higher scores, while in NFE, the strategy to perform movements while concentrating on precision prevailed, as their movements were not timed.

These findings are corroborated by the obtained significant correlation of these two metrics with scores on the Perceived choice subscale. Positive correlation with speed, and negative with precision, may indicate that patients who have achieved higher speed were probably competing more and experiencing more strongly the gaming aspect of the treatment, thus, perceiving having more of a choice in participation. On the other hand, patients who achieved higher precision may have experienced this treatment as an obligation that must be fulfilled as part of the rehabilitation program, leading to perception of less choice in participation.

There is no consensus about which measure of smoothness is the optimal one and can be used with utmost certainty. Based on relevant literature and level of impairment of subjects, we have selected the four metrics most suitable for measurement of change in movement smoothness. All smoothness metrics show consistent improvement for both groups, with three of four metrics showing significant differences between the two groups, in favor of FME. The only smoothness metric which does not show significant difference between the two groups is velocity. This metric is calculated as mean movement speed over peak speed, and is the only metric sensitive to overall speed changes. Since patients have improved both movement speed and smoothness, the large increase of movement speed in the FME group may be responsible for less pronounced increase of this metric.

The measure with most evident difference between the groups, in favor of FME group, is RTT. This is significant since there were no significant differences between the two groups of patients in FM score, age, nor time after stroke, prior to treatment. While exercising, especially during the initial phase of the program, patients of both groups complained on fatigue and discomfort, and were convinced that they could not endure the full 5 minutes of exercise. Patients in the FME group were more willing to exercise in spite of these difficulties, and after several sessions all of them reached the maximum time. After that there were no relapses, except on a few occasions, caused by unusual joint pains, which lasted just one session. However, the NFE group rarely reached maximum, and even then usually relapsed.

This might be explained by the fact that FME patients were score-driven, while the NFE were not. Further indication of this is positive correlation of endurance with perceived competence, which is enhanced by quantification in form of a score which can be compared with previous results, and results of others.

Both groups of patients displayed a high level of motivation for rehabilitation. The FME group, however, shows significantly higher scores on the interest/enjoyment subscale compared to the NFE group. The interest/enjoyment subscale is considered the self-report measure of intrinsic motivation; thus, although the overall questionnaire is called the Intrinsic Motivation Inventory, it is only the one subscale that assesses

intrinsic motivation, per se (Deci et al. 1994). We can, thus, conclude that the gaming aspect of the rehabilitation treatment significantly increases patient motivation, as was expected. Significantly higher perceived competence of FME group patients contributes to the positive aspect of the feedback mediated treatment as well. The perceived competence concept is theorized to be a positive predictor of both self-report and behavioral measures of intrinsic motivation (Deci et al. 1994). Patient awareness of their own ability to perform the task and awareness of performance improvement during the rehabilitation period is very important, and overall contributes to patient interest in continuing treatment. This is supported by the positive correlation shown between scores on perceived competence and endurance of training.

High patient scores on the value/usefulness and perceived choice subscales, although not significantly different in two groups, both contribute to higher patient motivation in rehabilitation treatment. The idea behind the value/usefulness concept is that people internalize and become self-regulating with respect to activities that they experience as useful or valuable for themselves (Deci et al. 1994). Perceived choice is theorized to also be a positive predictor of intrinsic motivation.

Looking at the score ranges on IMI subscales in two groups opens up another aspect of discussion of the effect of feedback mediated treatment tested in this study. As has been mentioned earlier, motivation is a complex and multifaceted phenomenon. Both personal and social factors contribute to individual differences in patient motivation. We can assume these individual differences are similar in both groups prior to starting the rehabilitation treatment. Thus, bigger score ranges on some of the IMI subscales in the NFE group compared to the FME group allow us to assume that the gaming treatment itself contributed to less variability in patient motivation. In the NFE group, there are still some patients who have very low scores on motivation, whereas in the FME group there are none. This is an important factor to consider in rehabilitation. The FME treatment not only increases motivation, but a larger number of patients is positively affected.

Low scores on the felt pressure/tension subscale which are obtained in this study are favorable. The pressure/tension concept is theorized to be a negative predictor of intrinsic motivation (Deci et al. 1994), thus, low scores on this subscale show that participants were at ease while performing given tasks.

Analysis of answers obtained through short interviews with patients gives valuable suggestions on possible changes and improvements of specific aspects of the feedback mediated treatment. First of all, it is shown in this study that a competition setting is extremely important. Results show and patients have further elaborated how much they have enjoyed competing during rehabilitation. The type of competition varied amongst patients, some preferred to compete with others, while some were more motivated to compete with themselves by always trying to achieve a better score than achieved previously. This factor is already incorporated in the gaming treatment simply by having the performance results of each patient memorized in the computer.

Other suggestions include adding specific content to the games as well as adding music. As patients explain, and as is expected, this would raise the interest level for exercising. Two more factors to be considered are introducing difficulty levels to the game and reward/punishment effects. Both of these are shown in previous research (Burke et al. 2009) to be important principles of game design in rehabilitation. The level of difficulty of a game greatly influences the level of engagement of players. Among post stroke patients, the range of motor function is varied, thus, gaming rehabilitation treatments should offer a range of game challenges from which the patients can choose from. This way they can choose a level which is not too easy or too difficult for them. The level of difficulty has been, to some extent, already included in our gaming treatment. However, some of the patients with better motor functions have expressed preference for higher levels of challenge in the game, stating how this exercise was too easy for them. The inclusion of the reward/punishment effects requires consideration of the possible negative effects of failure on patient engagement (Burke et al. 2010). Although majority of patients in our study have stated preference of including these aspects to the treatment, punishment should be handled carefully, having in mind that all engagement in rehabilitation is important and better than having the patients withdraw from training.

## CONCLUSION

We developed a feedback-mediated treatment which uses gaming scenarios and allows on-line and off-line monitoring of both temporal and spatial characteristics of planar movements.

In our study, we assessed the outcomes of a three week exercise of the affected arm manipulation of post-stroke hemiplegic patients. Overall, significant improvement in certain areas of motor function and prolonged endurance in training, as well as very high patient motivation and strong positive impressions about the treatment, allow us to conclude about the positive effects of feedback mediated treatment and its high level of acceptance by patients.

## ACKNOWLEDGMENT

We would like to thank the volunteers for their participation in the study, and therapists Dragan Lukić and Jelena Milovanović from the “Dr Miroslav Zotović” Rehabilitation Clinic in Belgrade, for their work with patients during the study.

## REFERENCES

- Burke, J. W., McNeill, M. D. J., Charles, D. K., Morrow, P. J., Crosbie, J. H., & McDonough, S. M. "Designing engaging, playable games for rehabilitation", Viña del Mar/Valparaíso, Chile, pp. 195-201.
- Burke, J. W., McNeill, M. D. J., Charles, D. K., Morrow, P. J., Crosbie, J. H., & McDonough, S. M. (2009), Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games. *The Visual Computer*, **25**[12], 1085-1099.
- Campbell, R., Evans, M., Tucker, M., Quilty, B., Dieppe, P., & Donovan, J. L. (2001), Why don't patients do their exercises? Understanding non-compliance with physiotherapy in patients with osteoarthritis of the knee. *Journal of epidemiology and community health*, **55**[2], 132-138.
- Carr, J. H. & Shepherd, R. B. (1989), A motor learning model for stroke rehabilitation. *Physiotherapy*, **75**[7], 372-380.
- Chen, C. Y., Neufeld, P. S., Feely, C. A., & Skinner, C. S. (1999), Factors influencing compliance with home exercise programs among patients with upper-extremity impairment. *The American Journal of Occupational Therapy*, **53**[2], 171-180.
- Cirstea, C. M., Ptito, A., & Levin, M. F. (2006), Feedback and cognition in arm motor skill reacquisition after stroke. *Stroke*, **37**[5], 1237-1242.
- Colombo, R., Pisano, F., Delconte, C., Micera, Carrozza, C. M., Dario, P., & Minuco, G. (2007), Design strategies to improve patient motivation during robot-aided rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, **4**.
- Crosbie, J. H., Lennon, S., Basford, J. R., & McDonough, S. M. (2007), Virtual reality in stroke rehabilitation: still more virtual than real. *Disability & Rehabilitation*, **29**[14], 1139-1146.
- Deci, E. L., Eghrari, H., Patrick, B. C., & Leone, D. R. (1994), Facilitating internalization: The self-determination theory perspective. *Journal of personality*, **62**[1], 119-142.
- Deci, E. L. & Ryan, R. M. 1985, *Intrinsic motivation and self-determination in human behavior* Plenum Publishing Co, New York.
- Dipietro, L., Krebs, H. I., Fasoli, S. E., Volpe, B. T., Stein, J., Bever, C., & Hogan, N. (2007), Changing motor synergies in chronic stroke. *Journal of neurophysiology*, **98**[2], 757-768.
- Dipietro, L., Krebs, H. I., Fasoli, S. E., Volpe, B. T., & Hogan, N. (2009), Submovement changes characterize generalization of motor recovery after stroke. *Cortex*, **45**[3], 318-324.
- Dvorkin, A. Y., Shahar, M., & Weiss, P. L. (2006), Reaching within video-capture virtual reality: using virtual reality as a motor control paradigm. *Cyberpsychology & Behavior*, **9**[2], 133-136.
- Jannink, M. J., Aznar, M., de Kort, A. C., van de Vis, W., Veltink, P., & van der Kooij, H. (2009), Assessment of visuospatial neglect in stroke patients using virtual reality: a pilot study. *International Journal of Rehabilitation Research*, **32**[4], 280-286.
- Kostic, M. D., Kovacevic, P. S., & Popovic, M. D. "Playing games in Virtual Reality: Motivation of patients during neurorehabilitation", Infotech2012, Jahorina, Bosnia & Herzegovina, pp. 692-696.

- Kostic, M. D. & Popovic, M. D. 2013, "The Modified Drawing Test", IFFES2013, San Sebastian Spain. Submitted
- Kwakkel, G., Kollen, B. J., & Krebs, H. I. (2008), Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, **22**[2], 111-121.
- Liebermann, D., Berman, S., Weiss, P., & Levin, M. (2012), Kinematics of Reaching Movements in a 2-D Virtual Environment in Adults With and Without Stroke. *IEEE Trans Neur Syst and Reahb Eng*, **20**[6], 778-787.
- Liebermann, D. G., Levin, M. F., McIntyre, J., Weiss, P. L., & Berman, S. "Arm path fragmentation and spatiotemporal features of hand reaching in healthy subjects and stroke patients", pp. 5242-5245.
- Maclean, N. & Pound, P. (2000), A critical review of the concept of patient motivation in the literature on physical rehabilitation. *Social science & medicine*, **50** 495-506.
- Maclean, N., Pound, P., Wolfe, C., & Rudd, A. (2000), Qualitative analysis of stroke patients' motivation for rehabilitation. *BMJ: British Medical Journal*, **321**[7268], 1051.
- Maclean, N., Pound, P., Wolfe, C., & Rudd, A. (2002), The concept of patient motivation a qualitative analysis of stroke professionals' attitudes. *Stroke*, **33**[2], 444-448.
- McAuley, E., Duncan, T., & Tammen, V. V. (1989), Psychometric properties of the Intrinsic Motivation Inventory in a competitive sport setting: a confirmatory factor analysis. *Research quarterly for exercise and sport*, **60**[1], 48-58.
- Mihelj, M., Novak, D., Milavec, M., Zihelr, J., Olensek, A., & Munih, M. (2012), Virtual rehabilitation environment using principles of intrinsic motivation and game design. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, **21**[1], 1-15.
- Nichols-Larsen, D. S., Clark, P. C., Zeringue, A., Greenspan, A., & Blanton, S. (2005), Factors influencing stroke survivors – quality of life during subacute recovery. *Stroke*, **36**[7], 1480-1484.
- Pelletier, L. G., Tuson, K. M., & Haddad, N. K. (1997), Client motivation for therapy scale: A measure of intrinsic motivation, extrinsic motivation, and amotivation for therapy. *Journal of Personality Assessment*, **68**[2], 414-435.
- Plant, R. & Ryan, R. M. (1985), Intrinsic motivation and the effects of self-consciousness, self-awareness, and ego-involvement: An investigation of internally controlling styles. *Journal of personality*, **53** 435-449.
- Popovic, M. B., Popovic, D. B., Sinkjar, T., Stefanovic, A., & Schwirtlich, L. (2003), Clinical evaluation of functional electrical therapy in acute hemiplegic subjects
1. *Journal of rehabilitation research and development*, **40**[5], 443-454.
- Rand, D., Kizony, R., & Weiss, P. L. "Virtual reality rehabilitation for all: Vivid GX versus Sony PlayStation II EyeToy", pp. 87-94.
- Riener, R., Nef, T., & Colombo, G. (2005), Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Medical and Biological Engineering and Computing*, **43**[1], 2-10.
- Robertson, J. V. G. & Roby-Brami, A. 2010, "Augmented feedback, virtual reality and robotics for designing new rehabilitation methods," in *Rethinking physical and rehabilitation medicine*, Springer, Paris, pp. 223-245.
- Roger, V. L., Go, A. S., Lloyd-Jones, D. M., Benjamin, E. J., Berry, J. D., Borden, W. B., Bravata, D. M., Dai, S., Ford, E. S., & Fox, C. S. (2012), Heart Disease and Stroke Statistics–2012 Update A Report From the American Heart Association. *Circulation*, **125**[1], e2-e220.
- Rohrer, B., Fasoli, S., Krebs, H. I., Hughes, R., Volpe, B., Frontera, W. R., Stein, J., & Hogan, N. (2002), Movement smoothness changes during stroke recovery. *The Journal of Neuroscience*, **22**[18], 8297-8304.
- Ryan, R. M. (1982), Control and information in the intrapersonal sphere: An extension of cognitive evaluation theory. *Journal of personality and social psychology*, **43**[3], 450-461.
- Ryan, R. M., Connell, J. P., Robert, W., & Plant, R. W. (1990), Emotions in Non-directed Text Learning. *Learning and Individual Differences*, **2**[1], 1-17.
- Ryan, R. M., Mims, V., & Koestner, R. (1983), Relation of reward contingency and interpersonal context to intrinsic motivation: A review and test using cognitive evaluation theory. *Journal of personality and social psychology*, **45**[4], 736-750.
- Subramanian, S. K., Yamanaka, J., Chilingaryan, G., & Levin, M. F. (2010), Validity of movement pattern kinematics as measures of arm motor impairment poststroke. *Stroke*, **41**[10], 2303-2308.

## Appendix A

### Intrinsic Motivation Inventory (IMI)

The following statements express certain thoughts, beliefs and feelings concerning the exercise you have been doing. Please indicate how true each statement is for you, using the following scale as a guide:

1                      2                      3                      4                      5                      6                      7  
Not at all true                      Somewhat true                      Very true

1. I enjoyed doing this activity very much
2. I think I am pretty good at this activity.
3. I put a lot of effort into this.
4. I did not feel nervous at all while doing this. (R)
5. I thought this was a boring activity. (R)
6. I believe this activity could be of some value to me.
7. After exercising for a while, I felt pretty competent.
8. I believe I had some choice about doing this activity.
9. I didn't try very hard to do well at this activity. (R)
10. I think that doing these exercises is useful for recovery of my hand/arm movements.
11. This activity did not hold my attention at all. (R)
12. I felt very tense while exercising.
13. I felt like it was not my own choice to do these exercises. (R)
14. I thought this activity was quite enjoyable.
15. I would be willing to do this again because it has some value to me.
16. I am satisfied with my performance at this task.
17. I think this is important to do because it can help me grasp desired objects more easily.
18. It was important to me to do well at this task.
19. I did this activity because I had no choice. (R)
20. I was anxious while exercising.
21. While I was exercising, I was thinking about how much I enjoyed it.
22. I did this activity because I wanted to.
23. This was an activity that I couldn't do very well. (R)
24. I didn't put much energy into this. (R)
25. I felt pressured while doing these.
26. I think doing these exercises could help me to recover faster.

## Appendix B

### Patient Interview

1. Do you have any suggestions about changing this exercise in order to make it more useful and more interesting for You?  
Would you add something?  
Would you remove something?
2. What are your thoughts about including specific content to the game, for example, playing a certain sport or arranging a garden?  
Do you have any suggestions?
3. What did you think of the background music during one of the exercises?  
Did you enjoy it or did you find it disturbing?
4. What do you think about adding reward/punishment effects to the game (e.g. certain number of lives, audio or visual effects)?
5. How do you feel about competing in this exercise?  
Do you prefer competition with others or with yourself?
6. Would you continue to do this exercise on your own?
7. How did you experience this specific exercise in comparison to other rehabilitation treatments?  
More or less difficult?  
More or less interesting?  
More or less useful?
8. What is your overall impression of this exercise?



# PRILOG E

**Kostić, M. D.** and Popović, M. D.

"The Modified Drawing Test for Assessment of Arm Movement Quality" Journal of Automatic Control, vol. 21, no. 1, pp. 49-53. (2013)

DOI: 10.2298/JAC1301049K

# The Modified Drawing Test for Assessment of Arm Movement Quality

Miloš D. Kostić, Maša D. Popović

**Abstract**— The cerebrovascular accident often results in motor impairment of one of the upper limbs, hence, compromising the quality of life of stroke survivors. Rehabilitation aims to restore the movement abilities of the paralyzed/paretic upper limb. An important element in rehabilitation is to apply a quantified measure of the quality of movement, in order to follow the recovery and select the most appropriate therapeutic modality. We developed a method that uses data recorded during planar movements and outputs an objective measure that relates to the smoothness, velocity and precision of the movement. This method is universal, in a sense that hand position can be recorded by any available means (e.g., robot assistant, digitizing board, motion tracking systems, etc). The method follows the Drawing Test, but generates results that show the ability of the patient to make point to point movements and track the presented trajectory. The method is based on measurements of hand position during movement along a target path in form of a 2 cm wide rectangle. The patient's task is to move the hand along the target path as quickly as possible, with as few contacts (collisions) with the sides of the path. This paper addresses the aspects of automatic detection of parameters that quantify the quality of movement (speed, smoothness and precision). The use of this method is presented with 10 patients.

## I. INTRODUCTION

The cerebrovascular accident in the frontal cortex affects motor areas, and patients develop, among other problems, upper limb (UL) disability because of spasticity, muscular weakness, and disturbed muscle synergies [1]. The UL movement assessment is a qualitative and quantitative procedure, by which the quality of a patient's UL motor skills are evaluated. An objective quantification of UL disability contributes to better understanding of patient condition, and in addition could serve as a measure of efficacy of the rehabilitation treatment. In most cases, the assessment of UL functional and motor abilities is a subjective evaluation performed by clinicians. Functional ability tests of the UL typically use the following: dexterity and speed of single-hand movements; dexterity and speed of both hands (hand movements, picking up objects, unbuttoning and buttoning, etc.); ability to write; and squeezing a dynamometer for measuring muscle strength [2-5].

\* This work was partly supported by the Ministry of Education, Science and Technological Development, the Republic of Serbia, Belgrade, Project No. 175016, and the Swiss National Foundation, Berne (Project InRES, IZ73Z0\_128134/1).

M. D. Kostić (corresponding author), PhD student, is with the School of Electrical Engineering, University of Belgrade, Bulevar kralja Aleksandra 73, 11120 Belgrade, Serbia (phone: 381-11-3218-348; e-mail: thekostic@etf.rs).

M. D. Popović, PhD student, Institute of Psychology and Laboratory for Experimental Psychology, School of Philosophy, Belgrade University, Belgrade, Serbia, (e-mail: beumas@yahoo.com).

In clinical trials evaluating functional electrical therapy, the first version of the Drawing Test (DT) was introduced as a measure of coordination of the elbow and shoulder joints during a functional task in tetraplegic and hemiplegic patients [6]. This DT required that a subject tracks on a digitizing board the 20 cm long sides of a square in the horizontal plane. The score was the ratio between the areas of the drawn square and the target square (20 cm x 20 cm). The test was validated in humans with no known motor disability [7]. The drawing of the square was found to be a complex task since it combined cognitive effort, while changing the direction of the movement, and motor skill. In order to eliminate the cognitive load when changing the direction of the movement, the DT was modified [8]. This version of DT was simple; it required that a subject makes self-paced radial, point-to-point movements within his/her horizontal working space. The score of the new DT measured the error of the end point during the point to point movement, and the difference in the direction of the line connecting the starting and ending point compared to the direction of the realized movement.

Recently, other similar methods for assessment of ability to control upper limb (UL) movements have been investigated. A haptic robot based method was presented by Bardorfer and colleagues [9]. In this work, subjects were assessed based on their performance in a maze tracking task. The maze was presented on a screen, while haptic properties of maze walls were provided by the OMNI robot. Another simple method for movement evaluation in post stroke rehabilitation introduced by Krabben and coworkers [10] is analysis of shape and size of circles drawn in horizontal plane. This method was later modified to robotic evaluation of reaching workspace with variable gravity compensation [11].

Here we describe quantitative metrics for assessing the movement quality, based on the measurements of hand position during the tracking of a rectangular path of a size achievable by the patient.

## II. METHODS AND MATERIALS

### A. Subjects

After extensive research with healthy individuals, tests were conducted with ten stroke survivors with right side hemi-paresis. Thirty healthy individuals (11 female, 19 male, age 25±4) were asked to participate in the study in order to evaluate normative values for used metrics. Both patients and healthy individuals provided signed informed consent, which was approved by the local ethics committee of the Clinic for Rehabilitation. Basic patient data is presented in Table I. Patients were asked to perform the test before and at the end of the three week rehabilitation program, which involved stretching exercises, muscle facilitation, strengthening

activities, and practicing functional movements with the affected arm/hand.

TABLE I. BASIC PATIENT DATA

Age [Y]	62	38	61	65	62	68	52	57	59	61
Months after stroke	5	7	19	4	9	4	13	14	17	15
Fugl-Meyer	35	32	51	24	50	38	30	29	36	32

### B. Testing Procedure

The patient testing was supervised by an experienced therapist from the Clinic for Rehabilitation "Dr Miroslav Zotović", Belgrade, Serbia. The testing procedure comprised drawing a square based on the presented template, a 2-cm wide rectangular path. The path is formed by two concentric squares, with the side difference of 4 cm. The task is to complete the rectangular path (all four sides) as fast and precise as possible. The size of the template is determined by the initial measurement of subject's ROM. Movements started from the proximal contra lateral corner, proceeding to the distal contra lateral corner, and continued to cover the complete rectangular path. Subjects performed movements while seated, with their trunk secured in a harness, preventing any compensatory body movements. They held a handle with a broad smooth base, which enclosed a magnetic pen. The broad smooth base allowed stability and minimized friction with the work surface. The magnetic pen position was captured by Intuos 4 XL drawing board (Wacom, WA, USA), with sampling frequency of 100Hz and resolution of 0.05mm. The testing setup is shown in Fig 1.



Fig 1. Testing setup

### C. Outcome Measures

The outcome measure of this test comprises three objective measures: movement speed, movement precision error and movement smoothness. The average speed was calculated as the ratio of length of a single side of the square and the time used to complete that side. The precision error was calculated as the area of transgressions outside the path.

Areas enclosed by the drawing and template lines outside the path were detected, counted, and measured automatically, using the image processing methods. Precision error was defined as the total area of transgressions multiplied by their number, normalized with respect to the area of the template square. Example of transgression detection is presented in the right panel of Fig 2, marked with red color. Smoothness measure was defined as a function of four smoothness parameters proposed in [12].

### D. Data Analysis

These movement characteristics were evaluated for each of the square sides; therefore it was necessary to segment square drawing into four sides. The drawn shapes seldom looked exactly like a square, and were never drawn in four strokes, which made the movement segmentation a challenging task. For this purpose, an iterative algorithm which automatically detects "square vertices" was developed.

The algorithm consists of three steps depicted in the left panel of Fig 2. The first step in this algorithm is to detect the points where each of the central lines (AB, BC, CD, DA) is crossed for the first time. The next two steps are repeated for each vertex, and will be explained on the example of B (Fig 2). As stated earlier, the size of the template square was smaller than patient ROM; therefore patients should be able to, at least, reach each side of the square. The second step is based on this fact. Here, an iterator starts from the previously determined point of BC crossing and moves backwards, until it reaches the point where the X coordinate (dominant direction of segment) crosses the X coordinate of B vertex of the inside square template. This point is the "first landmark" (LM1). Around it, we search for the closest point where the Y coordinate (non-dominant direction) crosses the inside template vertex. This is the "second landmark" (LM2). The vertex is determined in the third step. It is the point closest to the landmarks where velocity has a local minimum. Usually it is the point with zero speed, but there are instances where subjects do not pause at the vertex (e.g. point C, shown in Fig 2).

Once the vertex indexes are identified, the algorithm for calculating **Speed** for each side is trivial, and comes down to:

$$\text{Speed}(i) = \frac{L \cdot F_s}{Iv(i+1) - Iv(i)}, \quad (1)$$

where  $Iv(i)$  is the index of the  $i^{\text{th}}$  vertex,  $L$  is the length of the path segment, and  $F_s$  is sampling frequency.

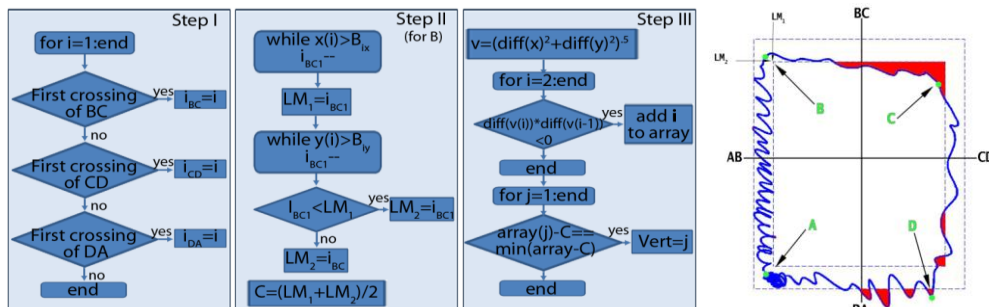


Fig 2. Algorithm for vertex detection (left) and an example of drawing with detected vertex (right). Detected vertices are labeled A, B, C and D, while landmarks from the given example at point B are labeled LM1 and LM2. Transgression areas are presented in red color.

The **precision error** was calculated using the image processing algorithm. The first step of this algorithm was to plot the drawing of the given side, along with the internal and external model squares, and transform the plotted image into a binary image. In order to ensure the continuity of the drawing, both ends of the drawn side are connected by straight lines to the appropriate vertices of the path central line (Fig 3. left).

Identification of areas outside the external square was performed by morphologically filling the binary image, and then removing pixels enclosed by the outer square from the obtained shape. Hence, all the transgressions outside the external square remain as objects in the binary image (Fig 3. middle). In order to identify areas inside the internal square, the original binary image was first cropped to size of the internal square. The side of square opposite to the side in question was deleted, and the remaining binary image was morphologically filled. After removing the pixels belonging to the remaining internal square, the remaining objects represent the transgressions (Fig 3. right). Total area of transgressions was calculated through pixel count of all objects outside and inside the model. Finally, precision error of the  $i^{\text{th}}$  side can be calculated as follows:

$$\text{Precision error}(i) = e^{(A_o+A_i) \cdot (N_o+N_i)}, \quad (2)$$

where,  $A_o$  and  $A_i$  are total areas of transgressions, and  $N_o$  and  $N_i$  are numbers of individual transgressions (outer and inner, respectively).

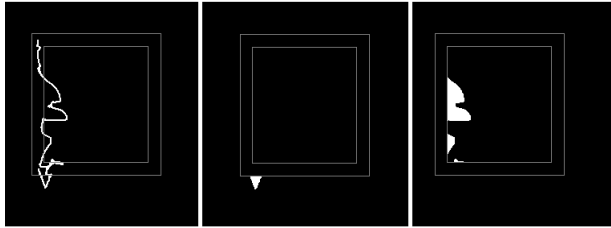


Fig 3. Steps in determining precision error: Binary image of one side drawing and model squares (left), transgressions from the outer side (middle), and transgressions from the inner side (right).

The **smoothness measure** was calculated as a function of four movement parameters proposed in [10], normalized with respect to average performance of healthy individuals. Smoothness of the  $i^{\text{th}}$  side was calculated as:

$$\text{Smoothness}(i) = e^{(J_h+J_i)} + e^{(P_h-P_i)} + \frac{V_i}{V_h} + \frac{T_i}{T_h}, \quad (3)$$

where  $J_i$  is the ratio of mean negative jerk (third derivative of position) and peak velocity of the  $i^{\text{th}}$  side;  $P_i$  is the number of peaks in the velocity profile of the  $i^{\text{th}}$  side;  $V_i$  is the ratio of mean velocity and peak velocity of the  $i^{\text{th}}$  side; while  $T_i$  is the ratio of area under the velocity profile and its convex hull [10]. Terms  $J_h=1.15$ ,  $P_h=1$ ,  $V_h=0.5$  and  $T_h=0.9$ , are heuristically determined normal values of observed parameters.

We also present a score which takes into account **speed**, **smoothness** and **precision error** metrics. It is calculated as

$$\text{Score} = \frac{\text{Speed} \cdot \text{Smoothness}}{\text{Precision error}} \quad (4)$$

**Speed** is given in m/s, **smoothness** is in percentages, while the **precision error** and **score** are numerical values in ranges  $[1, +\infty)$  and  $[0, 1]$ , respectively.

The entire testing procedure is supported by custom made software with user friendly interface (Fig. 4) which enables simple testing, and instant access to results. In order to expedite the testing procedure, only basic commands and the **score** are provided in the main window, shown in top panel of Fig. 4. Additional analysis of the performed movement is supported by the software, and can be accessed in the "Detailed results" window, shown in bottom panel of Fig. 4.

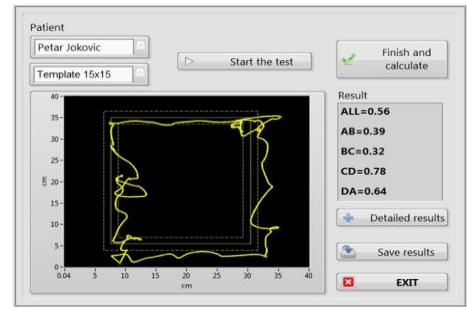


Fig 4. User friendly software interface. Main window provides intuitive commands for the testing procedure and the **score** (top panel). Individual metrics can be examined by the operator in the "Detailed results" window (bottom panel).

### III. RESULTS

Ten hemiparetic patients performed the drawing test before and after the three week long therapy program. Test results are presented in Fig 5.

Based on the two-tailed T test ( $df=18$ ,  $\alpha=0.05$ ,  $T_{\text{critical}}=2.1$ ), prior to therapy, **speed** in the AB segment was significantly lower in comparison to all other segments ( $p<0.02$ ). **Speed metrics** in segments BC and DA are similar and significantly higher than **speed** in CD ( $p<0.05$ ). **Smoothness** of movements performed in the AB segment was significantly lower than in other segments ( $p<0.04$ ), which all have similar **smoothness**. There were no significant differences in **precision error** between different segments.

When all metrics are taken into account, the lowest **score** was obtained in the AB direction ( $p<0.02$ ), while all other segments have higher **scores**, similar to each other, except in

CD segment where **score** is significantly lower than in DA ( $p < 0.04$ ).

After therapy, the **speed**, while generally higher, had the same distribution through segments. The AB segment was significantly lower in comparison to all other segments ( $p < 0.04$ ). **Speed** segments BC and DA are similar and significantly higher than **speed** in CD ( $p < 0.05$ ). On the other hand, **precision error** decreased in all segments, which were similar to each other. **Smoothness** in the DA segment became significantly higher than in other segments ( $p < 0.05$ ), which were similar to each other. The **score** in segment DA was significantly higher than in other segments ( $p < 0.02$ ), while the score in AB was significantly lower ( $p < 0.05$ ).

All metrics show improvement in all segments of the test, as well as in overall performance. All **speed** improvements were significant ( $p < 0.05$ ), except in the DA segment. Improvements in **smoothness** were significant in AB ( $p = 0.03$ ) and DA segments ( $p = 0.04$ ). **Precision error** improvement was not significant in any segment. On the other hand the improvement of **score** was significant in all segments ( $p < 0.04$ ).

#### IV. DISCUSSION

Due to spasticity and disturbed muscle synergies, stroke survivors find movements which include shoulder and elbow extension especially challenging [1]. This method measures speed and precision of four different hand movements in the horizontal plain.

As shown by the results of this pilot study, some of these movements are more indicative than the others. It is observed that segments AB and CD were especially challenging for subjects, whereas segment DA was the least troublesome, prior to therapy. This fact was used by Eder et al. who successfully assessed UL movements by observing the AB segment only [8]. On the other hand, improvement due to therapy is significant in all segments, which is strongly reflected in the combined score, but is not consistent in each individual metric. Therefore, obtaining information about each segment may allow more comprehensive analysis of current patient condition and progress.

The main advantage of the method suggested by Eder et al. is its simplicity, which makes it practical for clinical use. Any involvement of the operator in data analysis (e.g. manual selection of regions of interest, manual segmentation, etc), prolongs the testing time and imposes additional burden on medical staff, making the test less efficient, and less desirable in everyday practice.

The proposed modified drawing test comprises algorithms embedded in software, which performs complete data analysis automatically. The algorithm for vertex detection segments the drawing with high accuracy, which allows calculation of results for each segment and the entire test. When the subject completes the test, results are instantly shown to the operator, along with the drawing on which the detected vertices are presented (Fig. 4.). The software enables analysis of UL movements in each segment individually, but also analysis of interdependent relations between different movements, as well as at transition from one segment to the other.

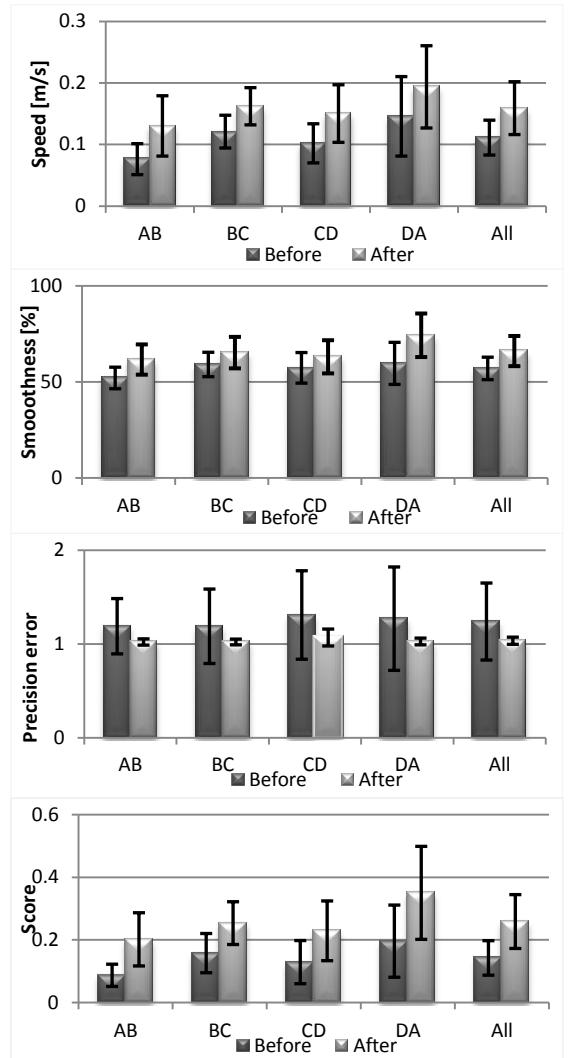


Fig 5. Modified drawing test group results (mean and st. dev.), before and after the rehabilitation program. Speed, smoothness, precision and overall score are presented, top to bottom, respectively.

#### V. CONCLUSION

The results of this pilot study show significant increase of proposed metric scores after therapy, thus suggesting that the method is sensitive to motor control improvement which occurs during rehabilitation treatment. Based on its comprehensiveness and simplicity of use, we propose usage of the Modified Drawing Test as a useful tool in quantitative assessment of UL disability and measure of efficacy of the rehabilitation treatment.

#### ACKNOWLEDGMENT

We would like to thank the volunteers who participated in the testing. We acknowledge Prof. Ljubica Konstantinović, M.D. and Sindi Mitrović, M.D. from the “Dr Miroslav Zotović” Rehabilitation Clinic in Belgrade, for their assistance in recruiting the patients for the study.

## REFERENCES

- [1] G. Kwakkel, B. Kollen, E. Lindeman "Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories." *Restorative neurology and neuroscience*, vol. 22, pp. 281-300, 2004
- [2] E. Bell, K. Jurek, and T. Wilson, "Hand skill. A gauge for treatment," *Amer. J. Occup. Therapy*, vol. 30, no. 2, pp. 80-86, 1976.
- [3] R. H. Jebsen, N. Taylor, and R. B. Trieschmann et al., "An objective and standardized test of hand function," *Arch. Physical Med. Rehab.*, vol. 50, pp. 311-319, 1969.
- [4] H. B. Smith, "Smith hand function evaluation," *Amer. J. Occup. Therapy*, vol. 27, pp. 24-51, 1973.
- [5] J. Bear-Lehman and B. C. Abreu, "Evaluating the hand: Issues in reliability and validity," *Phys. Therapy*, vol. 69, pp. 1025-1033, 1989.
- [6] D.B. Popović, M.B. Popović, and T. Sinkjær, "Neurorehabilitation of Upper Extremities in Humans With Sensory-Motor Impairment," *Neuromodulation*, vol. 5(1), pp.54-66, 2002.
- [7] C. Eder, M. B. Popović, A.C. Chen and D.B. Popović, "A method for assessment of functional abilities: connectivism between arm coordination and EMG", *Proc. 2nd EMBEC*, pp. 806-807 Vienna, Austria, 08.12. 2002, ISSN/ISBN: 3-901351-62-0 1680-0737.
- [8] C. Eder, M.B.Popović, D.B.Popović, A. Stefanović, L .Schwirllich, S. Jović, "The Drawing Test: Assessment of coordination abilities and correlation with the clinical measure of spasticity." *Arch Phys Med. Rehabil*, vol. 86, pp.289-295, 2005.
- [9] A. Bardorfer, M. Munih, A. Zupan, and A. Primožič, "Upper Limb Motion Analysis Using Haptic Interface" *IEEE/ASME Trans on Mechatronics*, vol. 6(3), pp. 253-260, 2001.
- [10] T. Krabben, B. Molier, A. Houwink, J. Rietman, J. Buurke and G. Prange, "Circle drawing as evaluative movement task in stroke rehabilitation: an explorative study" *J Neuroeng Rehabil*, vol. 8(1), pp. 15, 2011.
- [11] M. D. Ellis, A. I. R. Kottink, G. B. Prange, J. S. Rietman, J. H. Buurke, and J. P. A. Dewald. "Quantifying loss of independent joint control in acute stroke with a robotic evaluation of reaching workspace." *Proc. 33<sup>rd</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 8231-8234, 03.09.2011, Boston, MA, USA.
- [12] B. Rohrer, S. Fasoli, H. I. Krebs, R. Hughes, B. Volpe, W. R. Frontera, J. Stein and N. Hogan, "Movement smoothness changes during stroke recovery" *J Neurosci*, vol. 22, pp.8297-8304, 2002.

# PRILOG F

**Kostić, M. D.**, Mataušek, M. R., and Popović, D. B.

"Therapeutic Robot Assistant for The Arm: Modified Internal Model Control "

IEEE Trans Neur Syst and Reahb Eng, (2013)

(Under review)

# THERAPEUTIC ROBOT ASSISTANT FOR THE ARM: MODIFIED INTERNAL MODEL CONTROL

M.D. Kostić, M.R. Mataušek, and D.B. Popović

**Abstract**— We present the control method for robot assistant which assists manipulation in patients after cerebrovascular lesion resulting with hemiplegia. We use modified internal model control (MIMC) that enables assistance during exercises. The control automatically adjust command signals for the preferred, patient dependent, target trajectory that is presented by the clinician/therapist. The interface force between the arm and robot is measured with a custom made sensors array. This force is used as the constraint (maximum allowed force) during the exercise; but also as the measure of the performance. The performance assessment includes the distance error between the target and the reached position. We present the results of the application in two hemiplegic poststroke patients in a planar scenario. In this scenario the session starts with the "demonstration" phase: the therapist and patient hold the endpoint of the robot, and the therapist heuristically selects a preferred trajectory. In the second "exercise" phase, the robot assists the arm to move along the preferred trajectory with the force constraint (threshold maximum force). During the exercise the patient receives visual feedback (position and force shown in the screen). The conclusion is that the application of the new system is simple and intuitive and applicable in real-life conditions by the therapist. In parallel, the data used for feedback are an excellent measure of the functioning.

**Keywords:** stroke, arm disability, assistant robot, modified internal model control, assessment of performance.

## I. INTRODUCTION

Arm therapy is used in neurorehabilitation of patients with disrupted motor control of their upper extremities, which is caused by a lesion of the central nervous system (e.g., stroke or spinal cord injury). The goal of the therapy is to restore motor function to a level that enables the use of arms and hands in daily activities and/or to prevent secondary complications. Literature data clearly indicates that the restoration of motor function can be enhanced by intensive task-oriented exercise [1]. Exercise is most effective when applied in high dosages and during the early stages of the disability [2,3]. The exercises can be effectively assisted and intensified by electrical stimulation or rehabilitation robots [4-6].

Arm rehabilitation robots are therapeutic devices that support or assist arm and hand movements [7]. Two types of robot assistants are dominantly used for intensive exercise: 1) end-effector devices that interface the patient at the hand (e.g.,

MIT manus, Braccio di Ferro[8,9]) and 2) exoskeleton robots that control individual biological joints and interface arms at multiple points (e.g., ARMin, Cozens arm robot [10,11]).

The control of early versions of robot assistants was based on proportional position feedback, which was unresponsive to the actions of patients. Assistance was provided by restricting the arm motion to a predefined trajectory, effectively creating virtual tunnels, or by driving patient's arm along a predefined trajectory, while minimizing jerk or deviation from the desired velocity profile [12-14].

Today, systems are more advanced, comprising sophisticated methods for actuator control, in position, velocity or impedance space. Such systems are able to implement a wide range of strategies for human robot interaction which makes movement exercise easier (assistance) or more challenging (disturbance), with aim of motor control restoration. The majority of recent clinical studies suggest that the robot assistant should adapt to the performance of the participant and encourage efforts by providing "assistance-as-needed" or "faded guidance" [15]. These strategies may allow error variability for the desired movement, trigger assistance only when the participant achieves a force or velocity threshold, etc. [10,16-18].

In order to implement these complex assistance schemes the "haptic" approach is frequently employed in control of robot assistants [9,10,19,20]. This approach enables definition of robot human interaction on a higher level of abstraction through manipulation of haptic forces, which are functions of haptic interaction point position or one of its derivatives. Such simplification of top level control comes with a price of increased complexity of control on actuators level.

The basic elements of haptic control that are used in current robot assistants can be described with the following two equations [9]

$$T_{\text{motor}}(t) = T_{\text{intrinsic}}(q, \dot{q}, \ddot{q}, p) + T_{\text{haptic}}(t), \quad (1)$$

$$T_{\text{haptic}}(t) = J(q)^T F_{\text{haptic}}(t), \quad (2)$$

where  $[q, \dot{q}, \ddot{q}]$  are kinematic variables and  $p$  is a set of unknown parameters in the nonlinear model of intrinsic torque,  $T_{\text{intrinsic}}$ . This torque comprises inertia, dissipative friction, and a term of external forces (gravity) [9].  $J(q)$  is the Jacobean of the device's geometry and  $F_{\text{haptic}}$  is the intended interaction force between the arm and the device. Implementation of this type of control method requires a bandwidth higher than 1 kHz, low offset control of actuator torques and a comprehensive high-fidelity inverse dynamics model of the system [9]. Development of such system requires an adequate nonlinear model and an experimental determination of unknown parameter  $p$  for an extensive range of operating conditions, which is an all-resource consuming

\* This work was partly supported by the Ministry of Education, Science and Technological Development, the Republic of Serbia, Belgrade, Project No. 175016, and the Swiss National Foundation, Berne (Project InRES, IZ73Z0\_128134/1).

M. D. Kostić (corresponding author), M. R. Mataušek, and D. B. Popović, are with the School of Electrical Engineering, University of Belgrade, Bulevar kralja Aleksandra 73, 11120 Belgrade, Serbia (phone: 381-11-3218-348; e-mail: thekosti@etf.rs).

D. B. Popović, is also with Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Denmark



process. Furthermore, on-line compensation of the intrinsic dynamics by applying the model is very complex [9].

On the other hand, there is not enough clinical evidence which would suggest that sophisticated assistance schemes which require such complex robotic platforms have higher rehabilitation effect than simpler schemes, which follow elementary principals of rehabilitation [14,21]. Unresolved issues involve the amount of assistance during exercise and the tasks (target trajectory) that require exercise [22,23].

This study was based on the following two tasks: 1) how a preferred trajectory for the intensive exercise can be selected for a given patient, and 2) how this trajectory can be translated to the robot controller?

Here, we demonstrate how both tasks can be solved for point-to-point movements and application of a new laboratory based 3D robot, R3-BEG. The acronym derives from a 3D robot (R3) that was designed and manufactured at the University of Belgrade (BEG). We present an assistance strategy that employs "teach-and-repeat" scenario [7,15,24], which is already a standard option in some commercial devices [25]. It is a two-phases method with the "demonstration" phase, in which the therapist and patient hold the endpoint of the robot, and the therapist heuristically selects a preferred trajectory, and the "exercise" phase, in which the robot assists the arm to move along the preferred trajectory with the force constraint (threshold maximum force). The approach is based on a "learning from demonstration" [26] robot programming concept.

The following aspects of this control method are unique: Handle extension used during "demonstration" allows therapist to perform movements together with patient (in parallel) while sensing the same interaction force as robot; Based on kinematics captured during short "demonstration" session action representation is created on the spot; Action representation is a stochastic model of movement in velocity space, comprising natural variability of the movement performed by the therapist [27]; In order to maximize performance, while minimizing robot platform complexity control is divided in two layers. In the high layer control, velocity setpoints for each actuator are selected based on movement action representation and patients current performance, as described in [28]; Low level control implements modified internal model control (MIMC) [29] concept to ensure offset-free following of the set point; During "exercise" phase patient's performance is automatically assessed and an provided as feedback (position and force).

The presentation of the control method and applicability is divided into two parts: the description of the robot and controller; and the implementation in two poststroke patients. The implementation is documented by objective measures: 1) the Euclidian distance between the obtained point and the target point, which is directly related to the range of movement and 2) the interaction force between the hand and the R3-BEG in the horizontal plane, which is directly related to the amount of provided assistance. These metrics were selected based on the extensive interaction within the European scientific community regarding the EU COST project TD1006 [30], of which the aim is to develop standardization methods for assessments of robotic systems.

## II. THE R3-BEG SYSTEM FOR THE EXERCISE/ASSESSMENT OF UPPER EXTREMITIES

### A. HARDWARE

The R3-BEG combines the two-segment planar manipulandum (arm) and a vertical slider that is powered or operates only as the gravity compensation for the arm (Fig. 1, A). The joints of the manipulandum were named shoulder (S) and elbow (E). Both robotic joints are instrumented with Hall-effect transducers to measure the joint angles.

The powering of the vertical movement (over the toothed belt) and both rotations of the arm joints is with 25 W asynchronous motors (driven by Omron MX2), which integrate planetary gearbox with a 1:120 ratio. The output of each of the motors is controlled (V/f regime) through Modbus communication combined with "intelligent input terminals"<sup>1</sup>. When the system operates in passive mode motors can be decoupled from the arm ensuring high back-drivability and low friction and inertia, which minimally disturbs the movement [31].

A mechanical model of the device is shown in Fig. 1C.

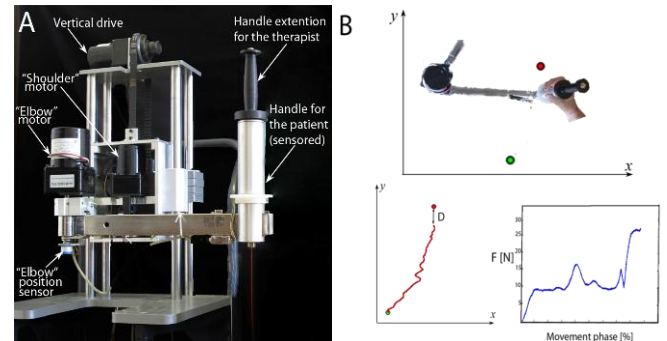


Figure 1. A) The R3-BEG robot for the hand movement exercise, B) The example of planar use of R3-BEG (top) and feedback presented to patient and therapist (bottom).

The handle (Fig. 1) comprises a multi-sensor transducer, which was designed in-house and estimates the magnitude and direction of the force in the plane orthogonal to the handle (patent pending). The handle comprises an extension that is used to allow that both the therapist and the patient hold it.

All sensory data were acquired by NI USB-6009 DAQ. The software was developed using LabVIEW 2011 with a controller and simulation module executed on a PC with an Intel core i5 processor. The sampling frequency for acquisition and control was 50 Hz due to some limitations of the hardware used to interface motors. However, the system can operate at higher frequencies. The software integrates signal processing, control and communication in real time.

### B. CONTROL

High level control is based on approach we suggested in [28], which had high rehabilitation potential [7,15], but required highly sophisticated haptic platform. Here action representation termed Probability Tube (PT) is used as lookup table to determine velocity setpoint, based on current movement phase and performance. This can be presented as

$$v_{ref}(t) = PT^{-1}(PT(v(t), i) + \frac{1-PT(v(t), i)}{k}, i), \quad k > 1, \quad (3)$$

where  $v(t)$  is current acceleration and  $i$  current phase. The factor  $k$  determines the level of allowed variability and is set up by the therapist.

In this stage of development, low level control is based on two single-input single-output MIMC linear digital controllers [29] to control the shoulder and the elbow of the system. The basic characteristics of the MIMC design and tuning concept from [32], effectively used in this phase of R3-BEG development, are: it is well suited to exploit the benefits of prior knowledge and experience gained from the open-loop dynamics of the plant; the control system structure is directly obtainable from the model used to approximate process dynamics; a small number of tuning parameters, with clear meaning, followed by simple tuning rules, fairly easy to apply. This concept also allows scalability of the presented solution, as it is suitable for designing multiple-input multiple-output (MIMO) neural network (NN) digital controllers [33], which will be used in the next phase of R3-BEG development.

Measured variables on the plant are the elbow and shoulder positions,  $p_E(t)$  [rad] and  $p_S(t)$  [rad], however, the controlled variables consist of the velocity of the elbow  $v_E(t)$  [rad/s] and the velocity of the shoulder  $v_S(t)$  [rad/s], which are obtained from

$$v_E(kT_s) = (p_E(kT_s) - p_E((k-1)T_s))/T_s, \quad (4)$$

$$v_S(kT_s) = (p_S(kT_s) - p_S((k-1)T_s))/T_s, \quad (5)$$

Their dynamic characteristics are defined by the elbow velocity model  $G_{mvE}(s)$  and the shoulder velocity model  $G_{mvS}(s)$ , which are obtained from open loop step response test, as illustrated in Fig. 2. Model  $G_{mvE}(s)$  is defined by the following transfer function:

$$G_{mvE}(s) = \frac{K_E e^{-L_E s}}{T_E^2 s^2 + 2\zeta_E T_E s + 1}, \quad (6)$$

$$K_E = 0.00024, L_E = 0.07, T_E = 0.04, \zeta_E = 0.7. \quad (7)$$

Model  $G_{mvS}(s)$  is defined by

$$G_{mvS}(s) = \frac{K_S e^{-L_S s}}{T_S^2 s^2 + 2\zeta_S T_S s + 1}, \quad (8)$$

$$K_S = 0.00023, L_S = 0.1, T_S = 0.08, \zeta_S = 0.7. \quad (9)$$

Open-loop responses of velocities  $v_S(t)$  and  $v_E(t)$  are presented in Figs. 2A–B. They were obtained from  $V_S(s) = G_{mvS}(s)U_S(s)$  and  $V_E(s) = G_{mvE}(s)U_E(s)$ , where  $V_S(s)$  and  $U_S(s)$  are Laplace transforms of  $v_S(t)$  and  $u_S(t)$ , respectively. Step inputs  $u_S(t)$  and  $u_E(t)$  in Figs. 2A–B are scaled by gains  $K_S$  and  $K_E$  for visibility. The positions presented in Figs. 2C–D were obtained from  $P_E(s) = G_{mvE}(s)U_E(s)/s$  and  $P_S(s) = G_{mvS}(s)U_S(s)/s$  according to (6)–(9).

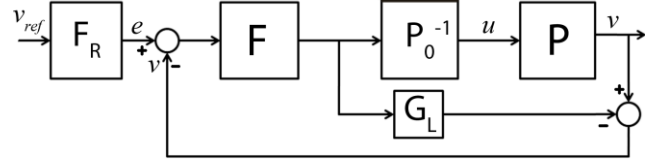


Figure 2. MIMC controller block diagram, modified from Fig. 2 in [32]

The velocity models  $G_{mvE}(s)$  and  $G_{mvS}(s)$  were used to design and tune MIMC velocity controllers, defined by the structure presented in Fig. 2, modified from [32]. The elbow MIMC velocity controller is defined by the controlled variable  $v_E(t)$ , control variable  $u_E(t)$  and following transfer functions

$$F_{rE}(z) \equiv 1, F_E(z) = \left( \frac{0.4z}{z-0.6} \right)^2, G_{LE}(z) = z^{-4}, \quad (10)$$

$$\frac{P_{m0E}^{-1}(z)}{z} = \frac{1}{0.00024} \frac{z^2 - 1.3205z + 0.4966}{0.1761z^2}, \quad (11)$$

where  $z^{-1}$  represents the unite delay operator,  $z^{-l} = e^{-lTs}$ . The shoulder MIMC velocity controller is defined by the controlled variable  $v_S(t)$ , control variable  $u_S(t)$  and following transfer functions

$$F_{rS}(z) = \frac{0.2z}{z-0.8}, F_S(z) = \left( \frac{0.2z}{z-0.8} \right)^2, G_{LS}(z) = z^{-5}, \quad (12)$$

$$\frac{P_{m0S}^{-1}(z)}{z} = \frac{1}{0.00023} \frac{z^2 - 1.6522z + 0.7047}{0.0525z^2}. \quad (13)$$

Both MIMC controllers are implemented with the sample time  $T_s = 0.02$  s.

### C. RESULTS

First we present validation results of linear models of R3-BEG joints, used to design MIMC velocity controllers (10)–(13). These models were estimated based on recordings of the open-loop step responses of plants, shown in Fig. 3 (black). In the same figure we present the open-loop step responses of obtained models (6)–(9) (red). Comparison of these two signals demonstrates the fidelity of used models. The effect of measurement noise is visible in the elbow and shoulder plant recordings of velocity, shown in Figs. 3A–B. Step input presented in Fig 3. (blue) is scaled with factor  $K$  in order to be visible.

The set-points to the elbow and shoulder controllers of the R3-BEG are defined in the phase-plane by the procedure described in [27,28]. However, to test closed-loop tracking capabilities of the MIMC controllers (10)–(13), sinusoidal set-points defined in time were applied to shoulder and elbow control systems. Results presented in Fig. 4 were obtained for the control system defined by the plant and model of the elbow, both in the loop with the MIMC elbow velocity controller (10)–(11).

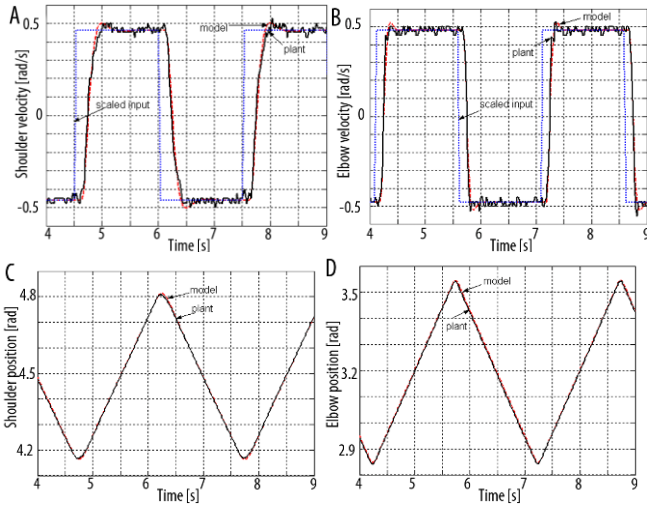


Figure 3. A comparison of the open-loop responses of the shoulder and elbow models (dashed red line) with the plant responses (solid black line): A)–B) velocity responses and C)–D) position responses.

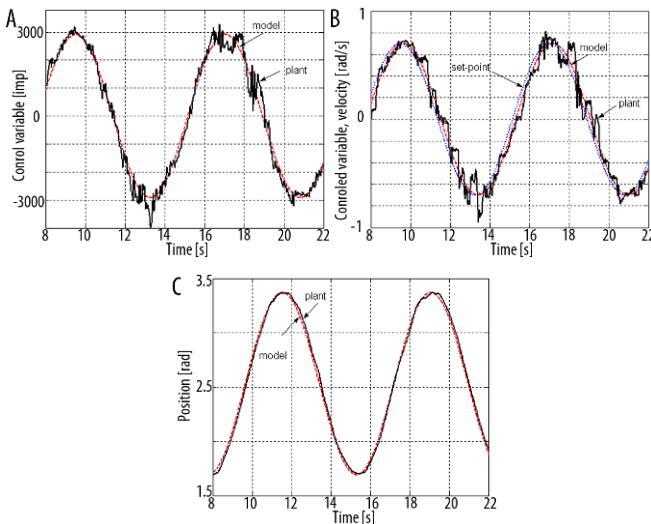


Figure 4. Closed-loop responses of the elbow in the loop with MIMC elbow controllers (10) and (11): model (dashed red line), plant (solid black line) and set-point (dotted blue line).

### III. USE OF NEW CONTROL WITH PATIENTS

#### A. METHODS

The procedure for exercising with R3-BEG comprised two phases, "demonstration" and "training" phase. In phase one, named "demonstration phase", the therapist demonstrated the movement to the patient multiple times, by guiding his/hers hand while they were both holding the handle (hilt). Here, robot operated in passive mode (decoupled motors), and captured interaction force and movement kinematics. The action representation of the desired movement was obtained using a specific procedure [25]. Thus, the set-points to the elbow and shoulder MIMC controllers of the R3-BEG, were defined in the phase-plane. The maximal force of assistance was defined as maximal interaction force measured in this phase. In phase two, named the "training phase", the robot assisted the patient in

performing the desired movement. Fig. 5 illustrates two of the movements executed by both patients.

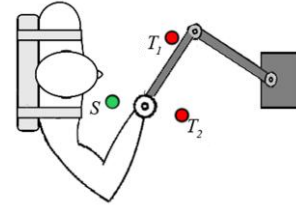


Figure 5. Movements performed in the experiment: from start (S) to target (T1) and from start (S) to target (T2)

During the training phase, the handle moved along the desired set-point in the phase plane. The patients were asked to move the handle in the manner demonstrated by the therapist. They performed six trials, where each trial consisted of five repetitive movements between the start position and the target position. Ten seconds of resting was introduced between the trials to reduce fatigue and accommodation. Start points and target points were marked with green and red circles (with diameters of 4 cm), respectively, on a white surface beneath the R3-BEG. The handle was instrumented with a laser pointer, which projected the position of the handle to the surface. During each movement, the force of interaction between the hand and the handle was measured with the sensor, as shown in Fig. 1.

Two sets of data were acquired during the tests: 1) the position of the handle and 2) the interface force between the hand and the handle along the trajectory. The interface force was estimated as the total force, without an analysis of the direction of the force with respect to the reference frame. During each movement, patients were allowed to observe the position of the handle and colored circles at points S and T.

#### B. SUBJECTS

The performed tests were supervised by the experienced therapist from the Clinic for Rehabilitation "Dr Miroslav Zotović", Belgrade, Serbia. To test the operation of the R3-BEG, healthy individuals were asked to participate in the study (not reported here). After numerous trials with healthy individuals, tests were conducted with two chronic poststroke patients. Both patients and healthy individuals provided signed informed consent, which was approved by the local ethics comity of the Clinic for Rehabilitation.

Both stroke patients (Table 1) were assessed by an experienced clinician prior to the beginning of the tests. The following scales were employed: the Ashworth test (AT) [34], the action research arm test (ARAT) [35], and the Fugl-Meyer motor test for upper extremities (FM) [36]. One spastic and one mildly spastic patient were selected.

	Sex	Age	CVA time*	AT	ARAT	FM
P1	Male	62	6 years	3	24	37
P2	Female	53	4 years	1	36	56

Table 1 Demographics of the patients who participated in the study

\*Time past since Cerebrovascular Accident (CVA)

### C. RESULTS

In this section, we only present representative data because this paper focuses on control and does not consider the evaluation of patients and their recovery.

Data presented in Figures 6 and 7 illustrates performance of patients No. 1 and No. 2, respectively. As demonstrated in Fig. 6, the patient No. 1 was not able to completely follow the task and could not reach the target point in the case in which the handle was moved to the contralateral side of his body (the distance between the endpoint of the movement and the target was 9.6 cm). However, he encountered fewer problems with the radial movement in the ipsilateral direction ( $D=2.9$  cm). The interface force indicates that the robot was pulling the handle along the trajectory. Thus, the robot assisted the movement with large force during the last 25% of the actual movement ( $F\approx 30$  N), whereas the force gradually increased to approximately 10 N during the first 75% of the movement.

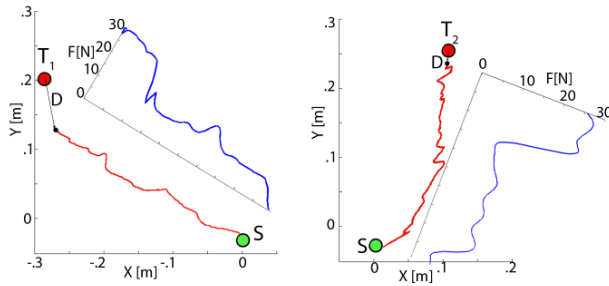


Figure 6. Trajectories (red lines) achieved by the patient No. 1 (severe spasticity) for two target points. F is the interface force (blue lines) along the trajectory starting at S and the ending at black dot. The black dot is the end of the achieved trajectory, and D is Euclidian distance between the end point of the trajectory and the target T.

Fig. 7 illustrates the performance of the patient with mild spasticity (No. 2). In this case, the interface force was substantially smaller than the interface force estimated during the tests with patient No. 1. The distance between the endpoint and the target was only 2 cm and an interface force higher than 15 N was not achieved.

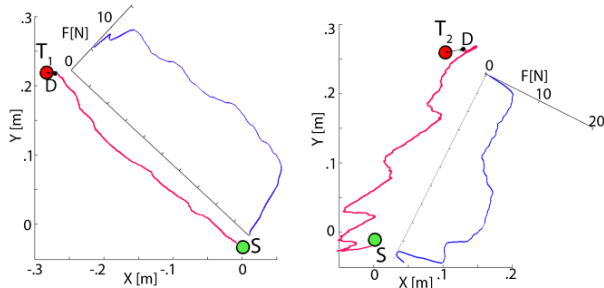


Figure 7. Trajectories (red lines) achieved by the patient No. 2 (mild spasticity) for two target points. F is the interface force (blue lines) along the trajectory starting at S and the ending at black dot. The black dot is the end of the achieved trajectory, and D is Euclidian distance between the end point of the trajectory and the target T.

Both patients were asked to repeat the movements to assess their performance during a session that was representative of a typical rehabilitation session. Results of the first, fifteenth and last movement for patient No.1 and No. 2 are presented in Figs. 8 and 9, respectively. The corresponding Euclidian distances (D) between the final

points obtained by the patient were 9.6, 7.7, and 4.9 cm. A significant change in force was also observed.

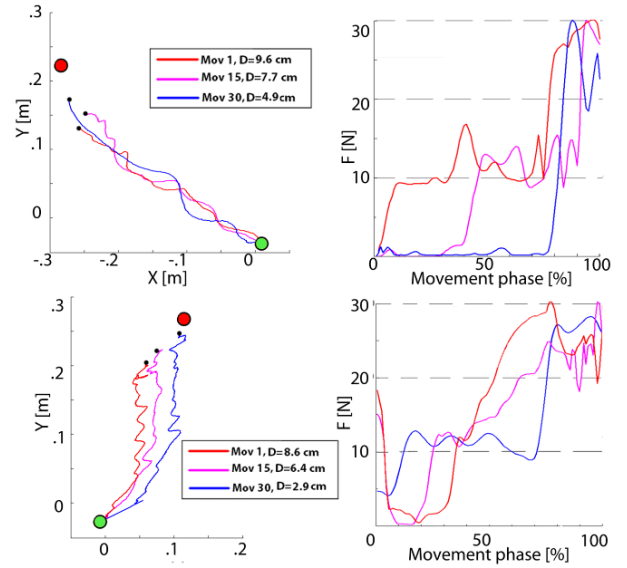


Figure 8. Recorded trajectories (left) and assistive forces (right) of the patient No 1 for the first (red), fifteenth (magenta) and thirtieth (blue) trial, while performing the target movements. The interaction force F is presented in respect to movement phase, starting at green circle (0%) and ending at the black dot, the end of the achieved trajectory (100%). D is the Euclidian distance between the end point of the trajectory and the target, shown by red circle.

For the contralateral movements performed by the patient No. 1, three distinctive stages of the movement were evident: movement without assistance, movements with moderate assistance ( $F_c[10$  N and 20 N]) and movement with maximum assistance. All three shown movements start without assistance. In the first movement, the moderate assistance stage began quickly ( $\sim 10\%$ ), in the fifteenth movement it began near the middle of the movement, and in the last movement, it did not occur. The maximal assistance was exhibited in the last quarter of all three movements.

For the ipsilateral movements, the interface force was approximately 15 N at movement initialization; however, it decreased to approximately 5 N until 40% of the movement. A force of 10 N was obtained after 40% of the movement, a force of 20 N was obtained after approximately 50% of the movement and a force of 30 N was obtained after approximately 80% of the movement. In the last trial, the force began at approximately 5 N, continued to approximately 10 N, and subsequently reached nearly 30 N at approximately 80% of the movement. The Euclidian distances for the three movements were 8.6 cm, 6.4 cm and 2.9 cm.

Data for patient No. 2. are presented in Fig. 9. The interface force was comparable in all trials and substantially lower than the interface force of Patient No. 1, which suggests that the patient had a larger active range of movement and was less spastic compared with patient No. 1. The maximal force was approximately 12 N. The trend of decreasing interface force in subsequent trials was evident. A distinct difference was observed between the two movements: the movement in the ipsilateral direction was compromised compared with the movement from the starting point in the contralateral direction. For the contralateral movement, the trials reached the point that was located within the marked circle T ( $d < 2$  cm) from the center of the target point. In the

ipsilateral direction, the distance from the target was 3.5 cm in the first trial, 3.9 cm in the fifteenth trial and 1.2 cm in the last trial.

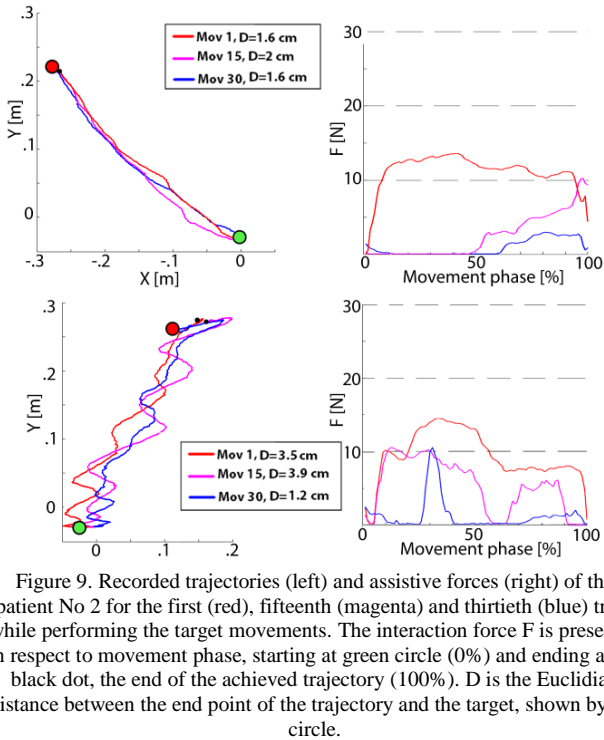


Figure 9. Recorded trajectories (left) and assistive forces (right) of the patient No 2 for the first (red), fifteenth (magenta) and thirtieth (blue) trial, while performing the target movements. The interaction force  $F$  is presented in respect to movement phase, starting at green circle (0%) and ending at the black dot, the end of the achieved trajectory (100%).  $D$  is the Euclidian distance between the end point of the trajectory and the target, shown by red circle.

#### IV. DISCUSSION

The design of the MIMC controllers was based on the plant model obtained from the recorded open-loop step responses. The results shown in Fig. 3 demonstrate that experimentally obtained models accurately describe the plant in the open-loop analysis. In the closed-loop simulations, some discrepancies between the simulation and the plant recordings of the control variable and the controlled variable responses were observed (shows elbow control) at moments of maximal and minimal velocity and between 18 s and 19 s, as shown in Fig. 4. These comprise the effects of measurement noise, amplified by derivation and closed loop, and of dynamic coupling between segments. Therefore, the next step of control development for R3-BEG employs data from the experiments with two single MIMC controllers to design an MIMO NN controller, which considers interjoint coupling to achieve even better control.

The patient measurement results are presented in Figs 6 to 9. Set-points for the movements of each patient were created on the spot by the therapist, according to the procedure described in [27]. Figs 6 and 7 demonstrate how the measured forces were observed with respect to the performed movements. The proposed measures show significant difference between the movement performances of the two patients. Patient No. 2 received less assistive force than patient No. 1 and the Euclidean distance from the endpoint was also smaller for the second patient; these results are consistent with the performed clinical measures.

During observations of the repeated movements of each patient, we observed characteristic patterns of the movement performance that varied over time. The interface forces in the

initial trials were relatively high, which is likely the result of improper synchronization between the robot and the patient.

The results for patient No. 1 show that repetitive movements do not cause the force to significantly change the amplitude or sequence of required assistance; however, the sequence duration was influenced. The results of both ipsilateral and contralateral movements indicate that repetition enables patient to synchronize with the robot and achieve a motor strategy that requires minimal assistance for the part of the movement in his workspace. This may also be attributed to the reduction (later onset) of spasticity, as expected in repeated assisted movements. Such conclusion is also supported by the workspace increase, as the Euclidian distance to the target decreased over time.

Patient No. 2, who was less spastic and only experienced problems with coordination, also showed improvements regarding interaction with the robot. In both directions patient relied on robot assistance during entire movement in the first trial, but that was significantly reduced in later trials. She was able to reach the target point nearly every time but required assistance from the robot. In the middle and last repetitions of contralateral movement, assistance was only required in the second half of the movements. This finding is consistent with impeded coordination, as with stretching, coordination becomes more difficult. In ipsilateral movements, a repeated pattern of required assistance is evident. Two distinct points, at approximately one-third and two-thirds of the movement, indicate positions in which the patient encountered difficulty performing the movement. This was also noted by the therapist during movement demonstration.

#### V. CONCLUSION

We have demonstrated a low level control method for rehabilitation robot device which does not require high performance sensors nor actuators, and is simple to tune and implement. When applied with novel "teach-and-repeat" method for high level control, described in [27,28], it shows promising therapeutic potential. Described changes in Euclidian distance ( $D$ ) and interaction force ( $F$ ) may suggest the success of such simple control method as a therapeutic tool. If patient is exposed to these exercises for an extensive period, changes in arm motor control with a carry-over effect is possible, as detailed in [3]. On the other hand, these changes imply that these two measures might be used as feedback in robot assisted rehabilitation and indicate their potential to quantify patient performance.

Future research should include a comprehensive investigation of this therapy in a randomized clinical trial.

#### ACKNOWLEDGMENT

We would like to thank Prof. Aleksandar Veg of the Faculty of Mechanical Engineering at the University of Belgrade for his valuable contribution to the design of the robot assistant. We would also like to thank Prof. Laszlo Schwirtlich, MD and Anđelka Pjanović, PT for their assistance with the selection of patients and patient testing.

## REFERENCE LIST

1. C. J. Winstein and S. L. Wolf, "Task-oriented training to promote upper extremity recovery", *Stroke Recovery & Rehabilitation*, pp. 267-290, 2009.
2. B. Kollen, G. Kwakkel, and E. Lindeman, "Functional recovery after stroke: a review of current developments in stroke rehabilitation research", *Reviews on recent clinical trials*, vol. 1, no. 1, pp. 75-80, 2006.
3. G. Kwakkel, "Intensity of practice after stroke: More is better", *Schweizer Archiv für Neurologie und Psychiatrie*, vol. 160(7), pp. 295-298, 2009.
4. G. Kwakkel, B. J. Kollen, and H. I. Krebs, "Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review", *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 22, no. 2, pp. 111-121, 2008.
5. M. B. Popovic, D. B. Popovic, T. Sinkjar, A. Stefanovic, and L. Schwirtlich, "Clinical evaluation of functional electrical therapy in acute hemiplegic subjects", *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 40, no. 5, pp. 443-454, 2003.
6. J.G. Robertson, A. Roby-Brami, "Augmented feedback, virtual reality and robotics for designing new rehabilitation methods", In: *Rethinking physical and rehabilitation medicine* Springer: Paris, 223-245, 2010.
7. R. Riener, T. Nef, and G. Colombo, "Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities", *Medical and biological engineering and computing*, vol. 43, no. 1, pp. 2-10, 2005.
8. N. Hogan, H. I. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, and A. Sharon, "MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I", pp. 161-165, 1992. IEEE.
9. M. Casadio, V. Sanguineti, P. G. Morasso, and V. Arrichiello, "Braccio di Ferro: a new haptic workstation for neuromotor rehabilitation", *Technology and Health Care*, vol. 14, no. 3, pp. 123-142, 2006.
10. T. Nef and R. Riener, "ARMin-design of a novel arm rehabilitation robot", vol. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 57-60, 2005. IEEE.
11. J. A. Cozens, "Robotic assistance of an active upper limb exercise in neurologically impaired patients", *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 7, no. 2, pp. 254-256, 1999.
12. M. L. Aisen, H. I. Krebs, N. Hogan, F. McDowell, and B. T. Volpe, "The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke", *Archives of Neurology*, vol. 54, no. 4, pp. 443, 1997.
13. S. P. Lum, S. L. Lehman, and D. J. Reinkensmeyer, "The bimanual lifting rehabilitator: an adaptive machine for therapy of stroke patients", *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 3, no. 2, pp. 166-174, 1995.
14. L. E. Kahn, P. S. Lum, W. Z. Rymer, and D. J. Reinkensmeyer, "Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does?", *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 43, no. 5, pp. 619, 2006.
15. L. Marchal-Crespo and D. J. Reinkensmeyer, "Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, no. 1, pp. 20, 2009.
16. M. Casadio, P. Giannoni, L. Masia, P. Morasso, G. Sandini, V. Sanguineti, V. Squeri, and E. Vergaro, "Robot therapy of the upper limb in stroke patients: rational guidelines for the principled use of this technology", *Functional neurology*, vol. 24, no. 4, pp. 195-202, 2009.
17. H. I. Krebs, J. J. Palazzolo, L. Dipietro, M. Ferraro, J. Krol, K. Rannekleiv, B. T. Volpe, and N. Hogan, "Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy", *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, pp. 7-20, 2003.
18. E. Vergaro, M. Casadio, V. Squeri, P. Giannoni, P. Morasso, and V. Sanguineti, "Self-adaptive robot training of stroke survivors for continuous tracking movements", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 7, no. 1, pp. 13, 2010.
19. R. Q. Van der Linde, P. Lammertse, E. Frederiksen, and B. Ruiters, "The HapticMaster, a new high-performance haptic interface", vol. Proc. Eurohaptics., pp. 1-5, 2002.
20. R. Loureiro, F. Amirabdollahian, M. Topping, B. Driessen, and W. Harwin, "Upper limb robot mediated stroke therapy: GENTLE/s approach", *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, pp. 35-51, 2003.
21. J. Mehrholz, A. Hedrich, T. Platz, J. Kugler, and M. Pohl, "Electromechanical and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke", *The Cochrane Library*, no. 6, 2012.
22. J. F. Israel, D. D. Campbell, J. H. Kahn, and T. G. Hornby, "Metabolic costs and muscle activity patterns during robotic-and therapist-assisted treadmill walking in individuals with incomplete spinal cord injury", *Physical therapy*, vol. 86, no. 11, pp. 1466-1478, 2006.
23. E. T. Wolbrecht, V. Chan, V. Le, S. C. Cramer, D. J. Reinkensmeyer, and J. E. Bobrow, "Real-time computer modeling of weakness following stroke optimizes robotic assistance for movement therapy", pp. 152-158, 2007. Proc. of IEEE Conference on Neural Engineering.
24. J. L. Emken, S. J. Harkema, J. A. Beres-Jones, C. K. Ferreira, and D. J. Reinkensmeyer, "Feasibility of manual teach-and-replay and continuous impedance shaping for robotic locomotor training following spinal cord injury", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 55, no. 1, pp. 322-334, 2008.
25. T. Nef, M. Mihelj, and R. Riener, "ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy", *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 45, no. 9, pp. 887-900, 2007.
26. B. D. Argall, S. Chernova, M. Veloso, and B. Browning, "A survey of robot learning from demonstration", *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 57, no. 5, pp. 469-483, 2009.
27. M. D. Kostic, M. B. Popovic, and D. B. Popovic, "A Method for Assessing the Arm Movement Performance: Probability Tube", *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 51, no. 12, pp. 1315-1323, 2013.
28. M. D. Kostic, M. B. Popovic, and D. B. Popovic, "Control of robot assistant for rehabilitation of upper extremities", pp. 3918-3921, 2012. San Francisco, CA, USA, IEEE EMBS. Proc. 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
29. M. R. Matausek and D. M. STIPANOVIC, "Modified nonlinear internal model control", *Control and intelligent systems*, vol. 26, no. 2, pp. 57-63, 1998.
30. COST, "COST Action TD1006", <http://www.rehabilitationrobotics.eu/>, 2013.
31. M. D. Kostic, M. B. Popovic, and D. B. Popovic, "Influence of Planar Manipulandum to the Hand Trajectory During Point to Point Movement", pp. 468-471, 2011. Zurich, Switzerland, IEEE. Proc. 12th International Conference on Rehabilitation Robotics.
32. M. R. Matausek, A. D. Mici-ç, and D. B. Daci-ç, "Modified internal model control approach to the design and tuning of linear digital controllers", *International Journal of Systems Science*, vol. 33, no. 1, pp. 67-79, 2002.
33. M. R. Matausek, D. M. Miljkovic, and B. I. Jeftenic, "Nonlinear multi-input-multi-output neural network control of DC motor drive with field weakening", *Industrial Electronics, IEEE Transactions on*, vol. 45, no. 1, pp. 185-187, 1998.
34. A. D. Pandyan, G. R. Johnson, C. I. M. Price, R. H. Curless, M. P. Barnes, and H. Rodgers, "A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity", *Clinical rehabilitation*, vol. 13, no. 5, pp. 373-383, 1999.
35. J. H. Van der Lee, V. De Groot, H. Beckerman, R. C. Wagenaar, G. J. Lankhorst, and L. M. Bouter, "The intra- and interrater reliability of the action research arm test: a practical test of upper extremity function in patients with stroke", *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 82, no. 1, pp. 14-19, 2001.
36. A. R. Fugl-Meyer, L. Jaasko, I. Leyman, S. Olsson, and S. Steglind, "The post-stroke hemiplegic patient. I. a method for evaluation of physical performance", *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, vol. 7, no. 1, pp. 13-31, 1974.

# PRILOG G

**Kostić, M. D.** and Popović, D. B.

"Action Representation for Wii Bowling: Classification"

in Proc. 10th Symposium on Neural Network Applications in Electric Engineering, NEUREL ,  
pp. 23-26, Belgrade, Serbia, (2010)

ISBN 3-900928-09-5.

# Action Representation for Wii Bowling: Classification

Miloš D. Kostić, Dejan B. Popović, *Member, IEEE*

**Abstract**— We present the method for classifying kinematical data required for control of a rehabilitation robot for upper extremities. The classification to two cases (success, no-success) was analyzed by two methods: Bayes estimation and artificial neural network (ANN). The results are presented for an example being envisioned for rehabilitation: playing the Wii bowling with the specially constructed pantograph. The pantograph transforms the pointing-like movement into the appropriate motion of the WiiMote (hand held controller for Wii game); thereby, the user is playing Wii bowling with greatly simplified movement of the hand (range and speed) compared with normal play. The data analysis reduced the information to two key parameters for distinction of success vs. no-success: 1) maximal acceleration of WiiMote and 2) the acceleration of the WiiMote at the ball release time. The Bayes estimation resulted with 82% of correct classification, while the ANN reached the level of 90%.

**Index Terms** — artificial neural network, Bayes classification, rehabilitation, robot, Wii bowling

## I. INTRODUCTION

ROBOTS are today considered as an important assistance for the treatment of hemiplegic patients [1]. The amount of external power added to the paralyzed arm and the type of interface between the patients' arm and a robot determine the type of therapy that can be provided (e.g., assessment only, trajectory or path constrainer [2], externally driven motion [4]). Recent research suggests that the increased motivation is an important element in the therapy. The motivation can be increased with properly tuned feedback. The feedback can be provided by the application of virtual reality and gaming [5]. The popularity of Wii games [7], mostly due to the attractive feedback and ease of use, were the main reasons for the research that led us to integrate the Wii into rehabilitation robotics.

The approach adopted in the EC FP7 funded project HUMOUR [8] is that the rehabilitation robots could be enhanced if the control follows biological principles. The simplest method to translate the biological control is to “clone” the expertise (sensors data) during the execution of the task (playing the game) to the controller of the robot that is subsequently used in the therapy of patients. This cloning could be interpreted as block-box modeling where inputs are

movements (sensory information), and the outputs are the control signals implemented on the robot actuators (Fig. 1).

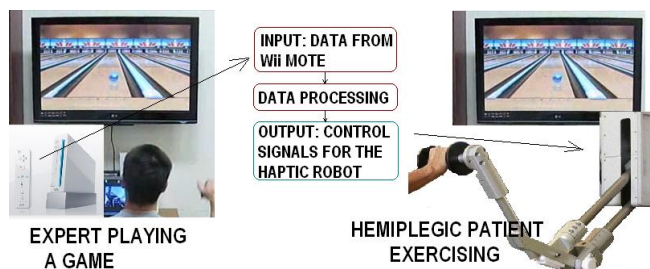


Fig. 1. The implementation of the Wii game integrated into the robot based exercise of hemiplegic patients with the robot Braccio di Ferro (right panel).

The implementation of the cloning consists of two subsequent phases: 1) data capturing during the play of the game with the pantograph (Fig. 2) and extraction of sensors data that are characteristic for successful movements, and 2) controlling of the robot to generate the required sensors data when the patient is controlling the robot handle (Fig. 1).

Here we present the method used for capturing of sensors data with the emphasis on classification to success and no-success.

Two different classifying techniques were considered in this research: two forms of the classical Bayes estimator for experimentally determined statistical properties of classes [9], and the adaptive neural network [10] trained with data from the experiments (playing the game). The results were tested in real world with the Braccio di Ferro robot [11].

## II. METHODS

### A. Subjects

Six healthy subjects participated in this study: four males (age between 19 and 27) and two female subjects (age 24 and 28). All subjects signed the informed consent approved by the local ethics committee.

### B. Experimental Task

Bowling is a sport in which a player attempts to score points by rolling a bowling ball along an alley into pins positioned at the end. The WiiBowling uses 10 pins as the targets. In the original setup of WiiBowling the gamer needs to generate rotational movements of the WiiMote and let the ball roll (switch control) as she/he would do in a normal bowling. Since this type of movement is not appropriate for therapy of patients a special pantographs was designed that transforms the pointing like movement into rotation of the WiiMote (Fig. 2).

Subjects were asked to play the Nintendo WiiBowling by moving the handle of the pantograph. In terms of mechanics,

Manuscript received August 15, 2019. This work was supported by the EC strep project HUMOUR, No. 231724 and Fatronik Serbia, Belgrade.

M. Kostić is with the Aalborg University, Department of Health Science and Technology, Aalborg University of Belgrade, Faculty of Electrical Engineering, Belgrade, phone: +381-113218348; fax: +381113248681, e-mail: [theksotic@gmail.com](mailto:theksotic@gmail.com).

D. B. Popović is with the University of Belgrade, Faculty of Electrical Engineering, Belgrade, and Aalborg University, Department of Health Science and Technology, Aalborg, e-mail: [dbp@etf.rs](mailto:dbp@etf.rs) or [dbp@hst.aau.dk](mailto:dbp@hst.aau.dk).



subjects were performing a planar movement. The lengths  $a$ ,  $b$  and  $c$  (Fig. 2) directly determine the ratio of accelerations of the WiiMote and the handle of the pantograph. This allows that the range of motion ( $x$ ) and speed ( $v$ ) are set to the level which is appropriate for the patient; yet, still successful performance. The performance was assumed as successful if the ball hits at least one pin.

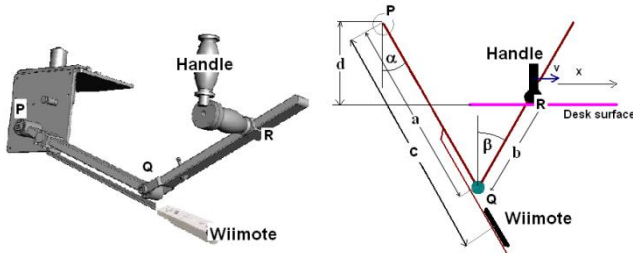


Fig. 2. The pantograph (left) and the sketch of the geometry which allows adjustments for the range of motion being appropriate for the treatment of patients.

Subjects were first allowed to get used to the game in several sessions which lasted as long as they felt motivated to improve the performance. All subjects played the game with their dominant arm/hand. The procedure included the control of the switch on the WiiMote when releasing the bowling ball. The WiiConsole was connected to a plasma screen with (106 cm diagonal, 16:9 screen) for feedback. The feedback screen was at about 2 m in front of the player.

After practice sessions the recordings started. During each recording session a subject played one game: 10 trials, 10 pins as target. The number of throws varied between 20 and 30 (maximum) for finishing the game. This variation came from the game itself (three throws are allowed for hitting all 10 pins). One trial consisted of the following events: 1) the subject presses the control button on the handle that was connected to the switch on the WiiMote, 2) pulls the handle back into the starting position, 3) moves the handle forward, and 4) releases the button at the self-selected instant that she/he feels to be optimal. If a trial was successful (hitting at least one pin) the subject pressed the button on the handle twice (marker of success for later classification).

The primary analysis of data suggested that the key information comes from the accelerometer that is transversal to the pantograph (tangential acceleration); hence, the goal was reduced to the determination of the tangential acceleration during the throw. This acceleration was measured with a 3D accelerometer (ADXL330, Analog Device) connected to operational amplifier as a buffer for the output. The full range of the accelerometers is  $\pm 3g$ . Signals from accelerometers (channel 1) and the button activity signal (channel 2) were transmitted via Bluetooth connection to a computer instrumented with the A/D card with 12 bits resolution and 100 Hz sampling rate. The data processing and analysis was done in MATLAB 7.0.

### C. Data analysis

Recorded data contained two signals, acceleration and button activity. The channel used for button activity allowed the estimation of the moment of release, but also the comprised information about the outcome of the trial (success or no/success). The channel used for the recordings of the acceleration contained several parameters used for observations: maximal acceleration, minimal acceleration,

acceleration in the moment of release, time delay between the moment of release and the time of maximal acceleration. All of these parameters were analyzed in order to determine their effect on the outcome of the trial.

We used three different methods for classification of success and no-success.

1) Single parameter Bayes estimator. Histograms of both successful and unsuccessful trials in respect to observed parameter were used as data for estimating statistical parameters of both classes. Classification was done by applying maximum likelihood criteria on probability density functions obtained in this way.

2) Bayes estimator that takes into account two different parameters. Similar to the first method statistical parameters for both classes are calculated, but in this case 2D Gaussian distribution is assumed.

3) Neural network (NN) classification. Neural network used was a feed-forward backpropagation NN. It has one hidden layer with two nodes, while input and output layer have two and one nodes, respectively. The number of nodes in hidden layer was obtained heuristically. The transfer function of first two layers in the NN was Tan-Sigmoid transfer function, while in the output layer linear function was used. Afterwards all of the outputs were rounded so that a binary output can be obtained. This two-step process has proven to be more successful than using a Hard-Limit transfer function.

## III. RESULTS

Each of the six subjects performed four recording sessions, resulting in total of 675 trials with 255 unsuccessful and 420 successful throws.

The typical appearance of signals acquired during one trial is shown in Fig. 3. Acceleration of WiiMote has one distinct peak followed by several smaller peaks, ripples, caused by oscillations of the extension rod on which the WiiMote was mounted. Since these ripples occurred after the throw, they had no effect on the experiment. The button activity determines the moment of release, which is ideally in moment of maximal acceleration. If the trial had positive outcome then button activity contains two high pulses, signaling successfulness, these pulses are absent in unsuccessful trials.

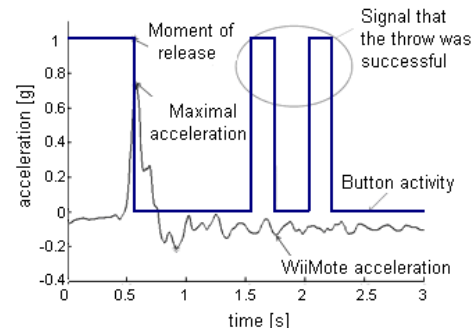


Fig. 3. The typical acceleration recorded during a trial.

The parameter that dominantly dictates whether the throw has positive or negative outcome is maximal acceleration. Fig. 4 is the histogram of maximal accelerations for all trials. Two Gaussian curves, which represent experimentally determined probability density functions (PDF) for both

classes in respect to this parameter, are superimposed to the histogram. Curves are scaled with the same factor in order to fit the plot size. Parameters of the curve for unsuccessful class are  $\mu_0 = 0.59$  and  $\sigma = 0.057$ , and for the successful class are  $\mu_0 = 0.85$  and  $\sigma = 0.052$ .

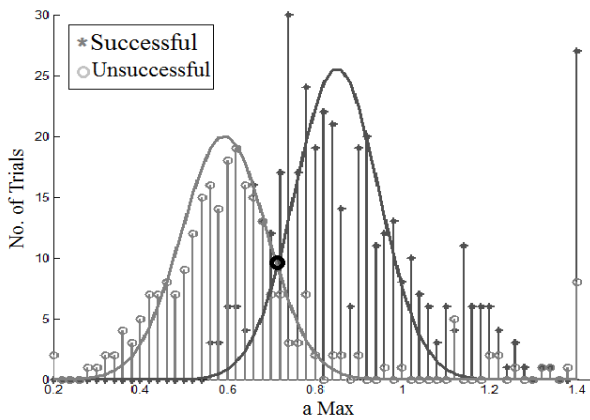


Fig. 4. Histogram of maximal accelerations for of 675 (420 successful and 255 unsuccessful) trials and the scaled probability density functions (PDF). The small circle at the crossing of PDFs is the threshold determined by Bayes method.

The data was also analyzed in respect to both maximal acceleration and acceleration in the moment of release. In Fig. 5 all of the trials were presented in this space. In this figure we can see good clustering of unsuccessful trials in lower left side, some of them are scattered across the middle and right side, and there is another, smaller group of such trials in the lower right corner. Trials with positive outcome are mostly distributed in the middle and right side of the graph, with higher concentration around the diagonal. Trials with positive and negative outcome seem to intertwine in the area around the vertical line that was determined as threshold in Fig. 4.

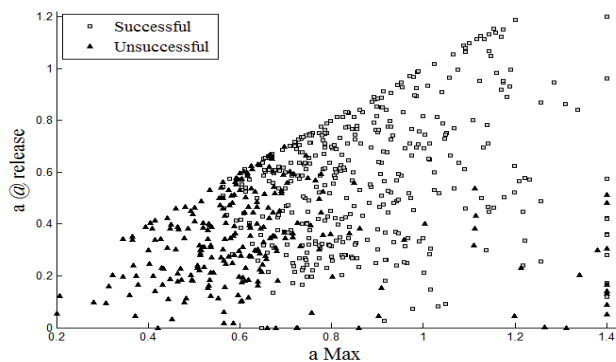


Fig. 5. Phase space presentation of all (420 successful and 255 unsuccessful) trials. The successful throws are populating the right side, while the unsuccessful throws the left side of the phase space.

Starting from the premise that both classes have normal distribution in this space, 2D PDF are formed by using experimentally obtained data, as shown in Fig. 6. The PDF of unsuccessful class calculated in this way has larger variance than the PDF of successful class. The reason for this is that the grouping in the lower right corner is big enough to be statistically significant and increases the variance of that class. The Bayes criteria was used once again in order to get the threshold function that determines the space of successful throws. Such estimator is inherently linear and is only as good as the estimation of PDFs.

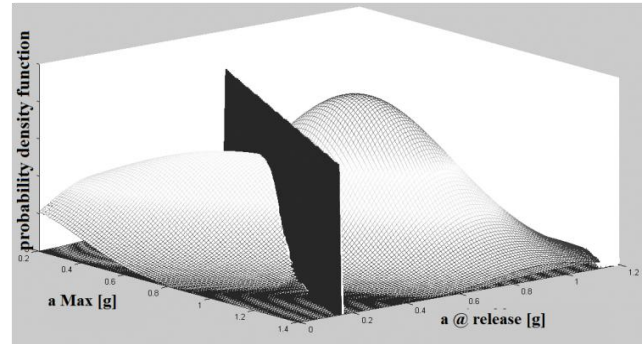


Fig. 6. Bayes criteria function derived from experimentally determined PDF.

Estimator made by the NN is shown in Fig. 7. The criteria function derived in this way is a curve that separates three different areas in the given space. Results of such estimator are in accordance with the ones obtained by 1D Bayes threshold for maximal acceleration, but with some additional information that makes the estimation more accurate.

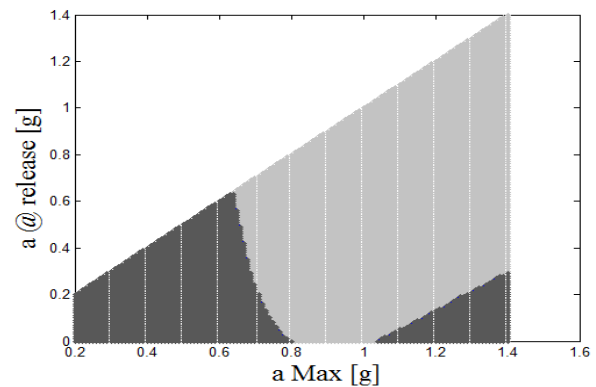


Fig. 7. Criteria function determined by neural network. Success is more likely to occur if a trial is in lighter area, while if it is in darker areas, it is prone to failure.

The experiment in which the adaptive neural network classifier was tested with powered planar robot, Braccio di Ferro is presented in Fig. 8. The Braccio di Ferro controller was programmed to generate controls to exert forces on the handle of the pantograph so that the measured accelerations belong to “success” by using the results of the NN classifier. The analysis of the results from this experiment showed 75% correct performance.

## IV. DISCUSSION

### A. One parameter analysis

After the preliminary data analysis we found a strong correlation between the maximal acceleration of the WiiMote and the successfulness of the throw. As shown in histogram in Fig. 4 there is a normal distribution of successful and unsuccessful trials, in respect to maximal acceleration. Gaussian curves in Fig. 4 are experimentally derived PDF. By using the Bayes criteria we have determined a threshold for maximal acceleration at 0.72g or 7.06 m/s<sup>2</sup>.

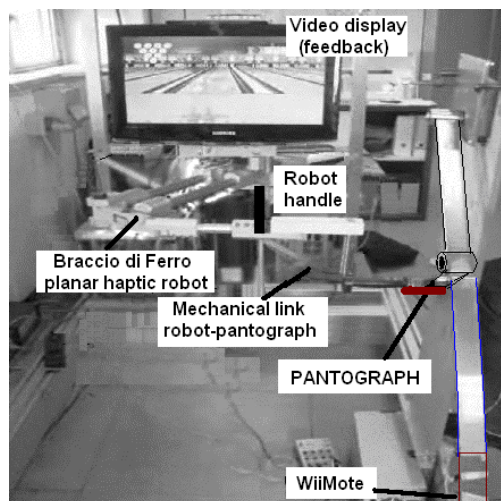


Fig. 8. Setup of the experiment in which planar robot plays Wii Bowling by using information from NN classifier.

Further analysis of data shows that there is approximately 18% chance that the throw will fail even if the maximal acceleration is above this threshold. This led to the conclusion that although maximal acceleration plays major role, other parameters need to be considered.

### B. Multiple parameter analysis

We analyzed several other parameters that correlated with successfulness: acceleration at the moment of release, delay between the moment of maximal acceleration and release, minimal acceleration (the inverse peak), etc.

In order to keep decision making process as simple as possible we decided to take only one more parameter along with the maximal acceleration. This decision was made based on the fact of high correlation of all studied parameters with the successfulness.

We selected to use the parameter that is related to the time of release based on heuristics. As shown on Fig. 5 there is rather obvious clustering of good and bad trials when observing the results in the acceleration space formed by maximal acceleration and acceleration at the time of let the ball roll (release time).

We calculated 2D PDF for both classes, and applied Bayes criteria. As shown in Fig. 6 this gave estimation similar to one obtained in case when only maximal acceleration was considered. However, we found that the error was increased to about 21%.

The reason for this decrease of good classification of Bayes criteria in 2D case is the distribution of good and bad trials in respect to acceleration at the moment of release. Unlike the case with maximal acceleration here the distribution was more uniform than normal. Therefore the premise of Gaussian distribution of trials in 2D space was not the best.

Deriving a distribution that would, with sufficient accuracy, describe behavior of data in this case would be a very complex task. That is why we have decided to use machine learning (neural network). We applied feed-forward, backpropagation, 2-2-1, neural network, and the results were significantly better than in 1D case.

In the Fig. 7 the criteria function separated the space into two zones: dark zone where the chances of failure are bigger compared to the light zone where the trials are likely to

succeed. It is important to notice that there are actually three distinctive areas in this figure. The dark zone (left) is separated from the light one by a curve which is similar to the threshold found by Bayes criteria in 1D case. The advantage follows the fact that it also takes into account that there are greater chances of success if acceleration at release time is closer to maximal acceleration, and lower chances of success in the opposite case. This means that if the release occurs at the moment of maximal acceleration, or shortly before or after it, the chances of success are good even if these accelerations are lower. This suggests that synchronization of the let go and accelerating the hand are important. This principle was confirmed by analysis of trials with positive outcome that have maximal acceleration lower than  $7.06 \text{ m/s}^2$ . We found that the efficiency is good as long as the ratio of the accelerations at the time of release ( $a_{\text{rel}}$ ) and maximal acceleration ( $a_{\text{max}}$ ) is high:  $a_{\text{rel}}/a_{\text{max}} > 0.7$ .

The dark area on the right side represents the case where there was a very high maximal acceleration but low acceleration at time of release. This means that the time of release was “ill” timed. This scenario is quite common, but Bayes threshold from 1D case does not recognize it. Such sophisticated discrimination function greatly improved the performance (error reduced to about 10%).

### C. Real-world pilot test

The NN classifier was tested with planar robot for rehabilitation, Braccio di Ferro. It repeatedly performed the desired movement with success rate that was well within the theoretically established parameters. It threw the ball successfully 75% of the time. 80% of all robot trials with negative outcome were in the area near the left threshold curve. Since the expert data displayed in Fig 4 suggests high likelihood of failure in this area such performance was expected.

### ACKNOWLEDGMENT

The testing of the system integration with Braccio di Ferro robot was done jointly with Prof. V. Sanguineti, IIT, Genoa Italy.

### REFERENCES

- [1] G. Kwakkel, B. J. Kollen, H. I. Krebs, “Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review” *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 22 no. 2, March 2008, pp. 111-121.
- [2] <http://www.hocoma.com/en/products/armeo/>
- [3] H.I. Krebs, J.J. Palazzolo, L. Dipietro, M. Ferraro, J. Krol, K. Rankelev, B.T. Volpe and N. Hogan, “Rehabilitation Robotics: Performance-Based Progressive Robot-Assisted Therapy” *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, 2003, pp. 7-20.
- [4] S. Subramanian, L. A. Knaut, C. Beaudoin, B. J. McFadyen, A. G. Feldman and M. F. Levin, “Virtual reality environments for post-stroke arm rehabilitation” *J of NeuroEng Rehab*, 2007, 4:20
- [5] <http://www.nintendo.com/wii>
- [6] <http://www.humourproject.eu>
- [7] T.S. Ferguson, “A Bayesian analysis of some nonparametric problems” *The Annals of Statistics*, vol. 1 no. 2, 1973, pp. 209-230.
- [8] D. Michie, D. J. Spiegelhalter, C. C. Taylor, J. Campbell, “Machine learning, neural and statistical classification”, 1994.
- [9] M. Casadio, V. Sanguineti, P. G. Morasso, V. Arrichiello, “Braccio di Ferro: A new haptic workstation for neuromotor rehabilitation” *Techn and Health Care*, vol. 14, 2006, pp. 123-142.

# PRILOG H

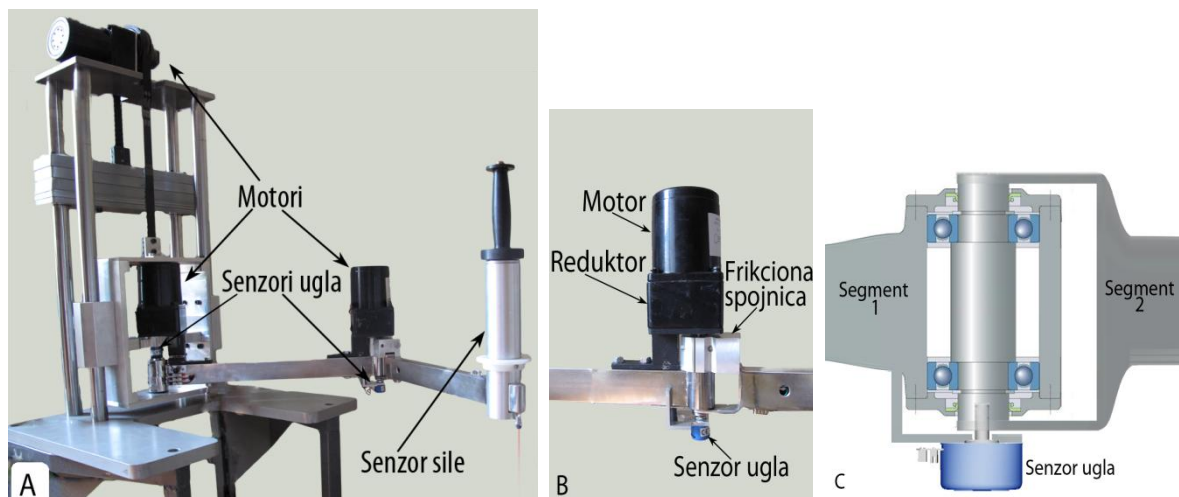
## OPIS RAZVIJENE ROBOTSKE PLATFORME R3-BEG

O okviru istraživanja predstavljenog u ovoj tezi razvijen je robotski sistem, manipulandum, sa tri stepena slobode. Ovaj uređaj konstruisan je u Laboratoriji za dinamičko uravnoteženje Mašinskog fakulteta u Beogradu, na osnovu naših specifikacija.

Osnovni element ovog uređaja je planarni mehanizam za kretanje u horizontalnoj ravni. On se sastoji od dva kruta segmenta međusobno povezanih zglibom. Na kraju jednog segmenta je postavljena ručka koju drži korisnik, dok je kraj drugog segmenta zglibom povezan sa kućištem. Oba zgliba su realizovana pomoću spregnutih kuglastih ležajeva čime je postignuto kretanje segmenata sa malim trenjem i sprečeno uvijanje upravno na osu rotacije (slika H1C). Kućište planarnog elementa postavljeno je na klizače koji omogućavaju vertikalno kretanje (treći stepen slobode). Kontra teg, postavljen paralelno sa kućištem, kompenzuje težinu planarnog elementa, a po potrebi može delimično ili potpuno kompenzovati težinu ruke korisnika.

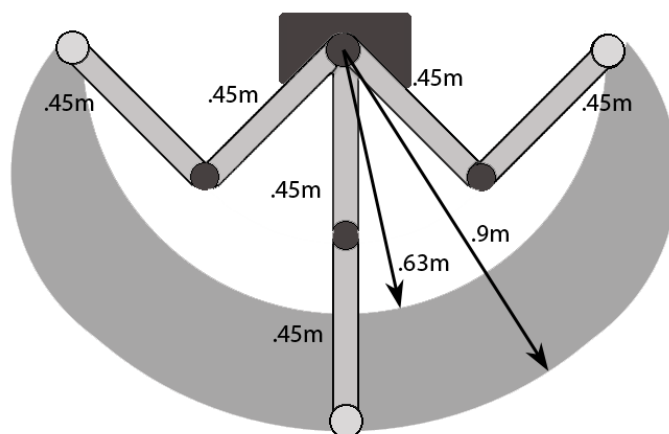
Kao što je prikazano na slici H1A svi segmenti su izrađeni od čeličnih profila 40x20 (Č 4580) čime je, uz jednostavnost sklopa, postignuta velika robusnost. Pored toga, konstrukcija zglibova je takva da obezbeđuje kretanje bez trenja i u slučaju postojanja sile paralelne sa osom rotacije (slika H1C). Uređaj je testiran tako da može izdržati vertikalno opterećenje od 150 kg u potpuno opruženom položaju.

Sva tri stepena slobode mogu biti aktivna i pokreću se asinhronim motorima snage 25W koji sadrže planetarne reduktore prenosnog odnosa 1:120. Zglibovi planarnog mehanizma su direktno povezani sa osovinom reduktora preko frikcionih spojnika, dok je motor za vertikalno kretanje povezan preko zupčastog kaiša. Korišćenjem frikcionih spojnika omogućeno je hardversko ograničenje momenta koji može preneti svaki motor i izbegnuta je pojava dodatnih zazora. Zazori koji postoje u ovom sistemu su zazori u planetarnim reduktorima i manji su od  $2^{\circ}$ .



**Slika H1.** Razvijeni robotski sistem R3-BEG. A) Planarni manipulator postavljen na vertikalni klizač. B) Detalj motorizovanog zgloba sa frikcionom spojnicom i senzorom ugla. C) Detalj konstrukcije zgloba. Sistem sa dva spregnuta kuglična ležaja sprečava uvijanje segmenta upravno na osu rotacije u slučaju velikog opterećenja.

Radni prostor ovog robotskog sistema definisan je pomoću radnog prostora proksimalnog zgloba, koji iznosi  $90^\circ$ , radnog prostora distalnog zgloba, koji je  $180^\circ$  i vertikalnog hoda manipulatora koji iznosi 0.34m. Planarni radni prostor uređaja prikazan je na slici H2.



**Slika H2.** Planarni radni prostor R3-BEG robotskog sistema.

Upravljanje motora realizovano je preko monofaznog invertora MX2 (Omron, Kyoto, Japan). Frekvencija invertora se kontroliše preko *ModBus* protokola, dok se smer kontroliše slanjem digitalnog signala na logičke ulazne terminale ("inteligentni ulazni terminali").

Manipulator je opremljen senzorima koji mere uglove između segmenata, kao i senzorom sile interakcije smeštenim u ručku. Merenje položaja realizovano je senzorima ugla (Vishay, SPECTROL - 351HE0B4WA1S22), postavljenim na osovine motora, koji se zasnivaju na Hall-

ovom efektu, i vrše transformaciju ugla  $[0, 180^\circ]$  u napon  $[0.5V, 4.5V]$ . Zbog visoke preciznosti i malog vremena odziva ovim sensorima se osim ugla može meriti i ugaona brzina. Uticaj šuma koji se javlja na ovim sensorima, delimično je poništen uvođenjem niskopropusnih *Butterworth* filtera četvrtog reda, sa frekvencijom odsecanja 15Hz.

Merenje sile interakcije je od instrumentalnog značaja za realizaciju kontrole rehabilitacionih robotskih sistema. U narednom segmentu detaljno je opisan sistem za merenje sile interakcije, razvijen u okviru ovog istraživanja.

Algoritmi akvizicije signala i upravljanja robota realizovani su u aplikaciji razvijenoj u LabVIEW (Instruments, Austin, TX, USA) razvojnom okruženju. Aplikacija je razvijena poštujući principe modularnosti i skalabilnosti. Na ovaj način dobijen je kod koji je podeljen u zasebne funkcionalne celine (module) tako da izmena koda u jednom od realizovanih modula ima minimalan ili nikakav uticaj na rad drugih modula i obezbeđena je mogućnost daljeg razvoja funkcionalnosti koda bez promena realizovane strukture aplikacije. Kod je funkcionalno podeljen u tri celine: inicijalizaciju, akviziciju i obradu podataka sa senzora i slanje komandi aktuatorima. Inicijalizacija se izvršava samo jednom, pri startovanju aplikacije, i obuhvata set procedura u kojima se postavljaju početne vrednosti svih promenljivih, podešavaju se parametri invertora i testiraju se komunikacione linije sa perifernim hardverom. Glavni deo programa je modul u kome za akviziciju podataka sa senzora. Ovaj modul sadrži i sve funkcije i procedure za obradu podataka kao i diskretne MIMC regulatore kojim je realizovano upravljanje.

Očitavanje senzora i kontrola aktuatora prikazanih na slici H1 realizovani su sa učestalošću od 50 Hz. Windows je operativni sistem koji ne radi u realnom vremenu, a *ModBus* komunikacija koja se odvija sa tri invertora zahteva određeno vreme izvršavanja i važno je da se omogući da se poruka pošalje ispravno i kompletno i ako je premašeno vreme jedne periode. Iz tog razloga arhitektura aplikacije je takva da je slanje komandi aktuatorima izdvojeno u poseban modul, koji se izvršava kao nezavisan paralelan proces, koji dobija informacije od glavnog modula putem *Notifier* softverskog alata. Jedina funkcija ovog modula jeste da na osnovu primljenih izlaza regulatora šalje odgovarajuću poruku invertorima motora putem *ModBus*-a i digitalnih izlaza AD/DA kartice. Na ovaj način se izbegava kumulativno kašnjenje i obezbeđuje se da je poruka poslata invertorima uvek ažurna, čime je postignuto "*near real-time*" upravljanje pod Windows operativnim sistemom.

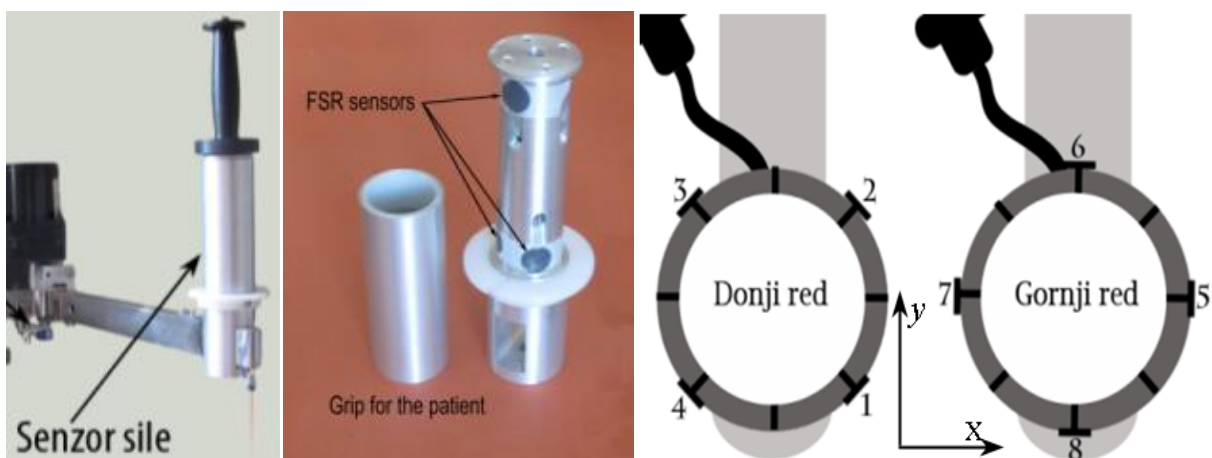
## **SISTEM ZA MERENJE SILE INTERAKCIJE**

Za vreme vežbanja sa asistencijom terapeut pomaže pacijentu da izvede pokret, tako što drži više oštećenu ruku pacijenta i zajedno izvode pokret. Tokom interakcije terapeut prilagođava pokret mogućnostima pacijenta. Jedan od najvažnijih parametara koji terapeut prati je sila interakcije. Da bi robotski sistem bio u stanju da imitira radnje terapeuta važno je meriti silu interakcije sa pacijentom.

Cilj razvoja rehabilitacionog sistema bio je napraviti sistem koji može da meri silu interakcije između robota i pacijenta na sličan način kao što to radi terapeut. Iz ovog razloga napravljen je omnidirekcionni senzor sile u horizontalnoj ravni sa distribuiranim senzorima pritiska.

Robotski sistem razvijen u ovom istraživanju je manipulandum, te je tačka interakcije između pacijenta i robota ručka. Senzorski sistem je smešten u ručku manipulanduma kako bi se interakcija snimala bez ometanja pokreta. Sistem se sastoji od dva koaksijalna cilindra sa malim zazorom (~1mm) i osam senzorskih ćelija delimično ugrađenih u unutrašnji cilindar, tako da popunjavaju zazor. Senzorske ćelije su pretvarači pritiska, koji se zbog konstantne kontaktne površine mogu koristiti kao pretvarači sile. Ovaj sistem namenjen je merenju interakcije između ruke pacijenta i manipulanduma pri planarnim pokretima. Pošto spoljni cilindar slobodno rotira, sprečavajući stvaranje momenta, interakcija se može predstaviti vektorom sile koji je ortogonalan na osu cilindra.

Osam ćelija postavljene su u dva reda, pri čemu sve ćelije u jednom redu imaju ekvidistantna ugaona rastojanja,  $90^\circ$ , a gornji red je u odnosu na donji smaknut za  $45^\circ$ . U ovakvoj konstrukciji omogućeno je merenje sile u svim pravcima, kao i kompenzacija pojave sile usled naprezanja ručke upravno na glavnu osu.



**Slika H3.** Prikaz senzorskog sistema. Senzorski sistem postavljen na manipulandum (levo); komponente sistema (centralno); raspored senzora 1-8 (desno).

Akvizicija signala na računar se ne vrši direktno sa senzora, već kroz predpojačavačko kolo. Senzorske ćelije rade na principu promene otpornosti, te je ovo kolo, zasnovano na aktivnom mostu, projektovano tako da se obezbedi linearnost senzora u opsegu od interesa, (5N-50N). U prvoj fazi razvoja svih osam kanala direktno su snimana A/D karticom, a sva obrada izvedena je softverski.

U okviru softverske analize izvedeno je fitriranje signala i transformacija signala osam senzora u vektor sile. Filtracija je izvedena niskopropusnim *moving average* filtrom koji je u kombinaciji sa *over sampling* principom omogućavao otklanjanje šuma na visokim učestanostima sa minimalnim faznim kašnjenjem u opsegu od interesa (0-20Hz). Transformacija signala u vektor sile može se definisati na osnovu geometrijske distribucije ćelija. Polazeći od pretpostavke da senzorske ćelije mere komponentu sile koja je radijalna na osu cilindra, merena sila se može predstaviti kao superpozicija sila izmerenih na svakom senzoru. Ovo se može predstaviti formulom

$$F_x = \sum_{k=1}^8 w_{xk} S_k, \quad F_y = \sum_{k=1}^8 w_{yk} S_k, \quad (\text{H1})$$

pri čemu su  $F_x$  i  $F_y$  ortogonalne komponente vektora sile,  $S_k$  je signal  $k$ -tog senzora, a  $w_{xk}$  i  $w_{yk}$  su težinski faktori kojim  $k$ -ti signal doprinosi odgovarajućoj komponenti rezultujuće sile. Doprinosi svakog senzora komponentama vektora rezultujuće sile mogu se izračunati primenom

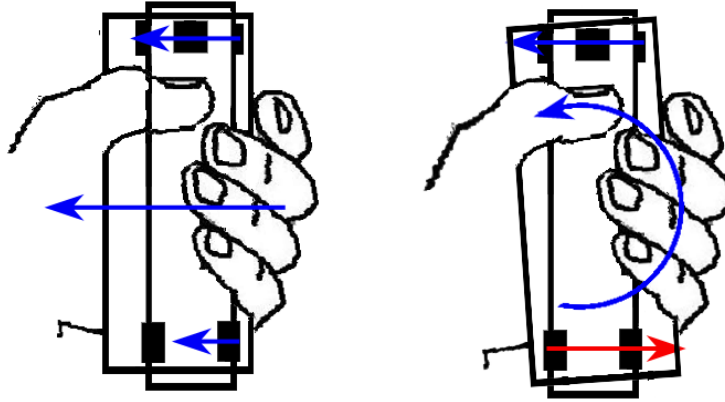


elementarnih trigonometrijskih relacija (Tabela H1). Komponente su računane u skladu sa koordinatnim sistemom vezanim za stacionarni cilindar povezan na manipulandum, kao što je prikazano na Slici H3.

Tabela H1. Faktori doprinosa svakog senzora komponentama rezultantne sile

<b>Senzor</b>	<b>X komponenta</b>	<b>Y komponenta</b>
1	$\cos(7/4\pi)$	$\sin(7/4\pi)$
2	$\cos(\pi/4)$	$\sin(\pi/4)$
3	$\cos(3/4\pi)$	$\sin(3/4\pi)$
4	$\cos(5/4\pi)$	$\sin(5/4\pi)$
5	$\cos(0)$	$\sin(0)$
6	$\cos(\pi/2)$	$\sin(\pi/2)$
7	$\cos(\pi)$	$\sin(\pi)$
8	$\cos(3/2\pi)$	$\sin(3/2\pi)$

Ovakav način merenja sile interakcije rešava jedan od ključnih problema merenja sile kod osoba sa lošom motornom kontrolom. Usled nemogućnosti adbukcije ramena, spastičnosti ili neke druge pojave, pacijenti tokom držanja ručke često izvode rotaciju šake oko ručnog zgloba dovodeći do naprezanja ručke. Kao što je prikazano na slici H4B, moment ruke pri naprezanju ručke dovodi do pojave momenta, koji u sistemu predstavlja spreg sila. Konvencionalni sistemi za merenje sile zasnivaju se na merenju naprezanja krutog segmenta pomoću mernih traka (*strain gauge*). S obzirom da je kruti segment fiksiran na jednom kraju merenje njegovog naprezanja svodi se na merenje ukupnog momenta koji deluje u tački fiksacije. Iz ovog razloga, osim sile od interesa (Slika H4A) ovakvi senzori detektuju i moment naprezanja ručke (Slika H4B), odnosno mere samo jednu komponentu spregnutih sila (plava komponenta sa slike H4B). Ovakav način merenja sile dovodi do pogrešne procene interakcije između robota i pacijenta. Kod predloženog metoda mere se obe komponente spregnutih sila naprezanja (Slika H4B). Kako je njihova rezultantna sila u spoljnom referentnom sistemu jednaka nuli, ova pojava ne utiče na procenu interakcije.



**Slika H4.** Sila interakcije: A) koja se javlja usled relativnog kretanja ručke u odnosu na robota; B) koja se javlja usled naprezanja ručke radio-humeralnom.

Ovaj uređaj ima ograničenja koja su posledica toga što senzorske ćelije mere samo radijalnu komponentu sile, a njihova merna karakteristika nije linearna u celom opsegu uglova pod kojim ih sila može napasti,  $[-\pi/4, \pi/4]$ . Drugim rečima, u koliko je napadna tačka vektora sile takva da se nalazi blizu jednog kraja ručke, a između dva senzora, tada je moguća greška detekcije intenziteta i pravca vektora sile. S obzirom da je ova greška funkcija lokacije napadne tačke sile, korišćenjem inverzne transformacije moguće je delimično poništavanje njenih efekata. Međutim kako je funkcija, kojom je opisana greška, surjektivna, ali nije bijektivna, u nekim slučajevima ne postoji jednoznačno rešenje inverzne funkcije, te i dalje postoji greška merenja.

Značajno smanjenje greške moguće je korišćenjem većeg broje senzorskih ćelija. Međutim koristeći pristup direktne akvizicije signala svake ćelije povećanje broja ćelija implicira i povećanje broja korišćenih ulaznih A/D kanala, a oni su ograničeni. Ovaj problem je rešen modifikacijom akvizicionog kola, kako bi filtriranje signala senzorskih ćelija i računanje ortogonalnih komponenta sile bili na nivou ovog kola. Na ovaj način smanjena je potrebna količina softverske obrade podataka, a još važnije za akviziciju sile koriste se samo dva A/D kanala, bez obzira na broj senzorskih ćelija. Primenom ovakvog pristupa postignuta je modularnost sistema, odnosno omogućeno je korišćenje hardverske platforme sa proizvoljnim brojem ćelija, bez potrebe za menjanjem akvizicionog sistema.

## BIOGRAFIJA AUTORA



**Miloš D. Kostić** je rođen 1. februara 1986. godine u Beogradu. Osnovnu školu "Vladislav Ribnikar" i "Matematičku Gimnaziju" u Beogradu završio je kao nosilac diplome "Vuk Karadžić".

Elektrotehnički fakultet u Beogradu upisao je 2005. a diplomirao na odseku Signali i Sistemi u oktobru 2009. sa prosečnom ocenom studija 9.71, kao najbolji student na odseku u generaciji 2009/2010. Diplomski rad na temu „Formiranje sistema za određivanje strategije hvata ciljanog predmeta korišćenjem senzora daljine i kamere“, koji je nagrađen trećom nagradom na ETF BAFA takmičenju za najbolji diplomski rad u 2009. godini, odbranio je sa ocenom 10 pod mentorstvom prof. Dejana Popovića.

Diplomske akademske-master studije, modul Biomedicinsko i ekološko inženjerstvo, završio je sa prosečnom ocenom 10. Master rad na temu „Parametrizacija pokreta rukom pomoću modela zasnovanog na primitivima“ je uradio (mentor Prof. Dejan Popović) i odbranio sa ocenom 10.

Miloš Kostić je u periodu april-novembar 2010. godine bio istraživač saradnik u *Center for Sensory-Motor Interaction (SMI)*, Univerzitet u Alborgu, Danska. Od januara 2011. radi na Univerzitetu u Beogradu - Elektrotehnički fakultet kao saradnik na projektu sa zvanjem istraživač saradnik. Pored istraživačkog rada, učestvovao je i u praktičnoj nastavi na predmetima Električna merenja i Praktikum iz softverskog paketa *Labview*. Od 2013. godine, organizator je i predavač *LabVIEW* kursa u Matematičkoj Gimnaziji u Beogradu, u organizaciji Laboratorije za Biomedicinsku Instrumentaciju i Tehnologije (BMIT) na Elektrotehničkom fakultetu Univerziteta u Beogradu i *National Instruments-a*.

Miloš Kostić je svoje naučnoistraživačke aktivnosti vezane za doktorsku tezu usmerio na proučavanje motorne kontrole i motornog učenja, razvoj novih metoda reprezentacije pokreta ruke, razvoj novih uređaja i metoda za restoraciju motorne kontrole gornjih ekstremiteta. U toku rada, ostvario je uspešnu saradnju sa lekarima iz Klinike za rehabilitaciju "Dr Miroslav Zotović", Beograd. Kao istraživač u domenu doktorske disertacije je učestvovao na tri međunarodna projekta iz programa FP7, SCOPES i COST, kao i na projektu Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije br. 175016.

Uporedo se bavi i razvojem instrumentacije i metoda za interventnu kardiologiju u saradnji sa istraživačima sa Kardiološke klinike Kliničkog centra Srbije, Beograd. U okviru ovog istraživanja razvijene su inovativne metode i instrumentacija za dijagnostiku koji su rezultovali sa dve patentne prijave i naučnim radovima u pripremi.

Miloš Kostić je autor/koautor na tri rada i jednog apstrakta u časopisima koji su na SCI listi (jedan kao prvi autor). Do sada je publikovao i dva rada u časopisu nacionalnog značaja sa recenzijom, devet radova na međunarodnim konferencijama i jedno poglavlje u knjizi.

Ukupna citiranost 10 radova na SKOPUS listi je 14, a bez samocitata 4 (pristupljeno 10. decembra 2013. godine).

Прилог 1.

## Изјава о ауторству

Потписани-а Милош Д. Костић

број индекса 5009/2010

### Изјављујем

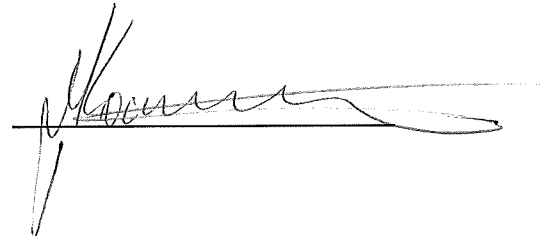
да је докторска дисертација под насловом

**РОБОТСКИ СИСТЕМ ЗА ВЕЖБАЊЕ И ПРОЦЕНУ ФУНКЦИОНАЛНОСТИ ГОРЊИХ  
ЕКСТРЕМИТЕТА ТОКОМ РЕХАБИЛИТАЦИЈЕ ОСОБА ПОСЛЕ МОЖДАНОГ УДАРА**

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

Потпис докторанта

У Београду, 31.01.2014



Прилог 2.

## Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Милош Д. Костић

Број индекса 5009/2010

Студијски програм Управљање системима и обрада сигнала

Наслов рада РОБОТСКИ СИСТЕМ ЗА ВЕЖБАЊЕ И ПРОЦЕНУ  
ФУНКЦИОНАЛНОСТИ ГОРЊИХ ЕКСТРЕМИТЕТА ТОКОМ РЕХАБИЛИТАЦИЈЕ  
ОСОБА ПОСЛЕ МОЖДАНОГ УДАРА

Ментор Проф. др Дејан Б. Поповић

Потписани Милош Д. Костић

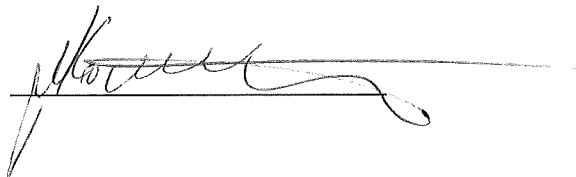
Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис докторанта

У Београду, 31.01.2014



Прилог 3.

## Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

**РОБОТСКИ СИСТЕМ ЗА ВЕЖБАЊЕ И ПРОЦЕНУ ФУНКЦИОНАЛНОСТИ ГОРЊИХ ЕКСТРЕМИТЕТА ТОКОМ РЕХАБИЛИТАЦИЈЕ ОСОБА ПОСЛЕ МОЖДАНОГ УДАРА**

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

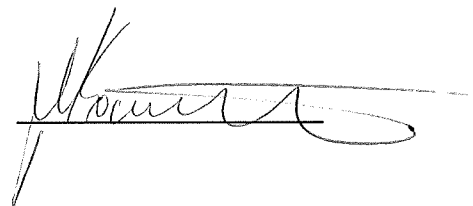
① Ауторство

2. Ауторство - некомерцијално
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

У Београду, \_\_\_\_\_ 31.01.2014 \_\_\_\_\_

Потпис докторанта



1. Ауторство - Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.

2. Ауторство – некомерцијално. Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.

3. Ауторство - некомерцијално – без прераде. Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.

4. Ауторство - некомерцијално – делити под истим условима. Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.

5. Ауторство – без прераде. Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.

6. Ауторство - делити под истим условима. Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.