

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

Matija D. Štrbac

**RAZVOJ KOMPJUTERSKE VIZIJE ZA
UPRAVLJANJE FUNKCIONALNOM
ELEKTRIČNOM STIMULACIJOM**

doktorska disertacija

Beograd, 2017

UNIVERSITY OF BELGRADE
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING

Matija D. Štrbac

**DEVELOPMENT OF COMPUTER VISION BASED
CONTROL OF FUNCTIONAL ELECTRICAL
STIMULATION**

Doctoral dissertation

Belgrade, 2017

ZAHVALNICA

Da bi izrada ove disertacije, kao i svakog dela istraživanja koje je u njoj opisano, bila uspešna uticali su brojni ljudi koji su me usmeravali kada su se putevi gubili ili bili podrška u teškoćama sa kojima sam se na tim putevima suočavao. Veliki je broj ljudi koji su mi, bilo na direktan ili posredan način, pomogli da razvijem svoje inženjerske veštine, usvojim naučno-istraživački pristup u promatranju sveta koji me okružuje i želju da tražim odgovore na nepoznanice koje iz njega dolaze, ali i da razvijem različite lične i profesionalne karakteristike koje će mi pomoći da na te nepoznanice adekvatno odgovorim. U ovoj zahvalnici, nažalost, unapred znam da neću uspeti da se osvrnem na sve njih, kao ni na sve načine na koje su mi svojim delima pomogli da ispred sebe imam gomilu papira za koje verujem da nešto vrede (ako ništa drugo, onda barem toliko da se za njih napiše i poduža zahvalnica), ali potrudicu se da makar istaknem osobe za koje mislim da su bile najvažnije.

Pre svih, zahvalio bih svom profesoru i mentoru, akademiku dr Dejanu Popoviću što mi je ukazao poverenje i pružio mogućnost da radim na istraživanju u oblasti koju lično smatram atraktivnom i perspektivnom. Uprkos mom ličnom interesovanju i ambicijama, neophodno je bilo još mnogo smernica, ideja i učešća sa njegove strane kako bi gotovo svaka stvar koja je opisana u ovoj tezi bila uradjena na pravi način. Profesor je bio uvek spreman da nesebično sa mnom podeli svoje veliko iskustvo, da pruži podršku u svim aspektima istraživanja, da me "pogura" u pravo vreme u pravom smeru, a da time obezbedi i da svaki naredni korak koji bih ja napravio bude korak u pravom smeru, zbog čega nema mesta sumnji da je upravo on najzaslužnija osoba što je ova disertacija napisana i što ja mogu da se osetim ponosnim kada se gledajući u njene stranice podsetim svih lepih stvari na kojima sam radio. Profesoru moram da zahvalim i na tome što sam tokom svojih doktorskih studija imao priliku da radim sa studentima osnovnih i master studija, pokušavajući da im prenesem određena znanja koja sam ja tokom svojih istraživanja stekao. Po mom mišljenju, znanje doseže najviše nivoe kada ga je moguće preneti dalje i siguran sam da moje razumevanje određenih stvari ne bi bilo na nivou na kome je danas da nije bilo rada sa studentima. Pored svega pomenutog, profesoru Popoviću moram da zahvalim i na tome što ova teza sadrži i Prilog, koji bez njegovih smernica ne bi ni postojao.

Zahvalio bih se profesorki dr Mirjani Popović na podršci koja je postojala u svim fazama ovog istraživanja, kao i na naučnim savetima koji su sa njene strane često dolazili u najkritičnijim delovima istraživanja. Takodje želim da joj zahvalim na kritičkom mišljenju i odgovarajućem odnosu prema ovom ali i drugim istraživanjima i na komentarima na osnovu kojih su se dalje formirali i moji kritički stavovi i odnos prema naučno-istraživačkom radu. Ne mogu a da na ovom mestu profesorki Popović ne zahvalim i na prilici da budem deo tima istraživača angažovanih na projektu br. 175016 Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije "Efekti asistivnih sistema u neurorehabilitaciji: oporavak senzorno motornih

funkcija". To je bio moj prvi posao, ali i posao na kome sam imao mogućnost da se bavim istraživanjima koja se direktno odnose na naučno-istraživački rad opisan u ovoj tezi, i sve to uz grupu divnih, pametnih, mladih ljudi.

Kada je reč o ovim mladim ljudima, voleo bih da izdvojim dve osobe za koje smatram da su najviše uticale na moja inženjerska i naučno-istraživačka usavršavanja, jednim delom i zbog toga što sam sa njima imao priliku najviše da saradjujem. To su dr Nebojša Malešević, od koga sam učio važne stvari, i dr Miloš Kostić, sa kojime sam učio delom te, ali delom i neke druge stvari. Zatim slede dr Milica Janković, dr Nadica Miljković, dr Lana Popović-Maneski, dr Milica Đurić-Jovičić i poslednji, ali ne najmanje važan, dr. Andrej Savić. Smatram sebe privilegovanim samim tim što sam upoznao ove divne ljude, a mogućnost da sa njima saradjujem ostavila je za sobom i žal, jer jednostavno nije bilo dovoljno vremena da se sve što smo zajedno mogli, želeli i planirali ostvari. Nadam se da će vreme koje dolazi pružiti prilike da barem na nekom delu toga radimo u budućnosti.

Za uspeh istraživanja opisanih u ovoj tezi je u velikoj meri zaslužna i činjenica da sam tokom poslednje četiri godine radio u sklopu istraživačko-razvojnog centra Tecnia Research and Innovation, kroz koji sam uspeo da ostvarim saradnju sa nizom ljudi koji su značajno uticali na moj lični napredak. Ukoliko nauku i istraživanje posmatramo u širem kontekstu, osoba koja je u tom periodu najviše uticala na mene je Goran Bijelić. Od njega sam učio, i dalje učim, da je za svako istraživanje i razvoj bitno da postoje neki praktični okviri i da je neophodno da se resursi iskoriste na pravi način kako bi istraživanje, odnosno razvoj bili uspešni i dali željene rezultate u dogledno vreme. U usko naučnom smislu najviše sam naučio kroz saradnju sa dr. Strahinjom Došenom. Od njega sam učio, i dalje učim, koji su sve koraci ključni i kako postaviti naučni eksperiment da bi dobijeni rezultati ostvarili najveći uticaj na naučnu zajednicu. Saradnja kroz koju sam najviše znanja stekao u inženjerskom smislu, u smislu dizajniranja i razvoja elektronskih uređaja, bila je saradnja sa profesorom dr Nikolom Jorgovanovićem i dr Vojinom Ilićem sa Fakulteta tehničkih nauka u Novom sadu, i ja im se na ovom mestu zahvaljujem za nesebično deljenje svojih znanja i iskustava.

Želim da zahvalim lekarima i terapeutima sa kojima sam imao prilike da saradjujem tokom rada na doktoratu na nizu različitih istraživanja, a bez čije pomoći ne bih bio u stanju da zaista razumem klinički aspekt istraživanja i stvarnu problematiku kliničkog i rehabilitacionog inženjerstva kojime se i ova teza bavi. Na ovom mestu bih najpre istakao saradnike Klinike za rehabilitaciju dr Miroslav Zotović: profesorku dr Ljubicu Konstantinović, dr Radoja Čobeljića, dr Suzanu Dedijer-Dujović i Andjelku Pjanović, ali pored njih i dr Igora Popovića iz Specijalne bolnice za rehabilitaciju i ortopedsku protetiku, kao i jednog ali neponovljivog dr Milana Dobrića iz Kliničkog centra u Beogradu.

Sve što sam do sada spomenuo, iako nije malo, ne bi ništa značilo bez podrške porodice. Ja trenutno imam dve porodice kojima moram da zahvalim na podšci. Prvu porodicu čine moje

kolege iz firme Tecnalia Serbia, i to su: dr Andrej Savić, Vladimir Kojić, Jovana Malešević, Milica Isaković, Minja Belić i Aleksandra Ristić. Pored njih, u ovu porodicu, bez ikakve dileme računam i Gorana Bijelića. Verovatno bi bilo dovoljno reći da bez podške pomenutih ljudi i činjenice da su se svi oni svojim radom založili da firma ne ispašta u trenutcima kada sam se posvetio doktoratu, ova teza nikada ne bi bila napisana. Ali na to moram da dodam i da su oni tako sjajna ekipam, da su zapravo za mene bili i motivacija da doktoriram kako bih sebi stvorio više mogućnosti da se zajedno sa njima i u budućnosti bavim naučno-istraživačkim radom.

Moju drugu porodicu, onu pravu, biološku, čine moji roditelji, Teodora i Danilo. Najveći deo onoga što jesam od njih sam ili nasledio ili naučio, pa mi se verovatno baš iz tog razloga često čini da su za sve dobro što mi se dešava u životu njih dvoje najzaslužniji. Upravo takav osećaj imam i u vezi ove teze. Njima pripadaju zasluge i za neke od najsitnijih detalja, za koje bi svako drugi pomislio da nose lični pečat, ali sam ja svestan da su to stvari koje su mi oni preneli. Takav detalj su i citati iz pesama koji se nalaze na početku svakog poglavlja, a koje ja smatram inspirativnim i delom svojevrsne muzičke podloge ove disertacije. Iako banalna stvar, za koju moji roditelji veruju da joj i nije mesto u ovoj tezi, ja znam da će mi ti stihovi pružiti zadovoljstvo kad otvorim ovu tezu sa izvesne vremenske distance. A upravo kroz te stihove ću se verovatno i setiti da je njihova ljubav i podrška bila ključna kako bi ova teza bila napisana.

RAZVOJ KOMPJUTERSKE VIZIJE ZA UPRAVLJANJE FUNKCIONALNOM ELEKTRIČNOM STIMULACIJOM

REZIME - Sistemi za funkcionalnu električnu stimulaciju (FES) se u terapiji gornjih ekstremiteta, kod osoba koje su usled oštećenja centralnog nervnog sistema uzrokovanog povredom kičmene moždine ili moždanim udarom delimično izgubili moć voljne kontrole pokreta, izdvajaju kao potencijalno najadekvatnija rehabilitaciona tehnika. Putem sistema za FES se električni impulsi odgovarajućih oblika (amplitude, trajanja i frekvencije) dovode do motornog sistema (mišića) koji su zaduženi za pokrete koje subjekat nije u stanju samostalno da uradi, sa ciljem da se datoj osobi omogući izvršavanje nekog funkcionalnog zadatka. Da bi to bilo moguće, sam FES sistem u sebi mora da uključi interpretaciju komandi pacijenta ili terapeuta, regulaciju stimulacionih parametara, generisanje strujnih impulsa i interfejs za prenos energije do senzorno-motornog sistema subjekta koristeći implantibilne ili površinske elektrode.

Kada je reč o gornjim ekstremitetima funkcionalni zadaci koji se postavljaju pred subjekta podrazumevavaju najčešće manipulaciju predmetima, pri čemu korisnik bira tip hvata koji odgovara predmetu i kontroliše trenutke zatvaranja i otvaranja ruke kako bi obavio željenu funkciju. Definisane i realizacije upravljanja kakvo bi subjektu pružio dovoljno fleksibilnosti uz odgovarajući nivo jednostavnosti se i dalje smatra jedinim od otvorenih pitanja. U postojećim FES sistemima korisnik manuelno bira funkciju koristeći prekidač ili sličan periferal računara. Ovaj metod je nepogodan, jer je neophodno da se korisnik koncentriše na funkciju koju želi da obavi, a ne na komandu koju treba da pošalje sistemu da bi obavio datu funkciju. U literaturi su prikazana idejna rešenja koja zamenjuju ovaj konvencionalni način komunikacije i primenjuju neki oblik automatizacije. Rešenja su ponudjena kroz komande glasom, udisanjem i izdisanjem, primenom elektrofizioloških signala (elektromiografija - EMG), senzora pokreta i sile, međutim svi ovi sistemi su i dalje podrazumevali interakciju od strane subjekta koja ga zapravo kroz taj dodatni korak odvraća od zadatka koji je pred njega postavljen, a osim toga ometa pravilnu senzomotornu spregu pri obavljanju odabrane funkcije. Primena mozak-računar (*brain-computer* ili *brain-machine*) interfejsa je tema kojoj je u današnje vreme posvećena velika pažnja, a podrazumeva direktno prepoznavanje namere iz elektroencefalogramskih (EEG) signala. Ovo, logično rešenje, međutim, ne pruža odgovarajući nivo pouzdanosti kako bi sistemi postali deo kliničke prakse.

Istraživanja u motornoj kontroli su pokazala da je prirodna kontrola bazirana na vizuelnoj percepciji, i da na osnovu iskustva osoba bira način hvata i korišćenja objekta od interesa. Ova činjenja je našla primenu u istraživanjima u domenu proteze šake i ruke, i razvijeni su sistemi koji su zasnovani na pojednostavljenom modelu percepcije. Predmet istraživanja predstavljenog u ovoj tezi je unapređenje ove metodologije za automatsku kontrolu sistema

za FES gornjih ekstremiteta zasnovanog na kompjuterskoj viziji. U skladu sa tim, definisane su postavke sistema za kompjutersku viziju koja koristi mogućnosti Kinect kamere za odabiranje tipa hvata, ali i povratnu spregu u toku stimulacije. Cilj istraživanja je razvoj sistema (od ideje do inovacije) koji bi se mogao primeniti u kliničkom okruženju za restoraciju hvata i to sa minimalnim angažmanom korisnika rehabilitacionog pomagala. U radu su prikazani novi algoritmi za procenu pozicije i orijentacije ruke, u realnom vremenu, na osnovu slike sa Kinect kamere i rezultati testiranja sistema na zadatku kontrole pozicije podlaktive u odnosu na nadlakticu (stimulacija fleksora i ekstenzora lakta).

Uveden je koncept artificijelne percepcije i razvijeni su algoritmi kompjuterske vizije na bazi kojih se prepoznaju predmeti koje subjekat može da uhvati, a zatim i procenjuje namera subjekta, kako bi se omogućio automatski izbor odgovarajućeg tipa hvata tokom FES terapije. Na kraju je na bazi razvijenih algoritama putem bežičnog komunikacionog interfejsa zatvorena sprega u sistemu za hvatanje asistirano FES-om. Omogućeno je da se parametri stimulacije automatski biraju kroz algoritam artificijelne percepcije, dok se na osnovu estimacije pozicije i orijentacije ruke pravovremeno pokreće adekvatna stimulaciona sekvenca za otvaranje ruke, odnosno formiranje hvata. Kroz testove na tri hemiplegična pacijenta potvrđeno je da se korišćenjem predložene metodologije smanjuje vreme potrebno za formiranje hvata tokom vežbanja i samim tim skraćuje i olakšava proces rehabilitacije.

Direktan rezultat istraživanja predstavljenih u ovoj tezi je sistem za kompjutersku viziju koji omogućava automatski izbor stimulacione sekvence i njenu pravovremenu aktivaciju prilikom vežbanja hvata asistiranog FES-om. Algoritmi koji su razvijeni tokom ovog istraživanja mogu se pokazati korisnim u raznim drugim aspektima rehabilitacionih tehnologija (npr. u proceni oporavka i kroz aplikacije proširene veštačke realnosti). Glavni naučni doprinos ostvaren kroz istraživanja je generisanje modela upravljanja oponašanjem bioloških sistema (sekvencijalna integracija artificijelne vizuelne percepcije i kompjuterske integracije internog i eksternog referetnog sistema). Osnovni rezultat primenjenih istraživanja je prenos rezultata bazičnih istraživanja u sistem koji kotisti elektrostimulaciju za neruorehabilitaciju.

Ključne reči: restoracija motorne kontrole, funkcionalna električna stimulacija, vežbanje hvata, kompjuterska vizija, obrada slike, prepoznavanje predmeta, klasifikacija tipa hvata, upravljanje pokretima

Naučna oblast: Tehničke nauke, Elektrotehnika

Uža naučna oblast: Biomedicinsko inženjerstvo

UDK broj:

DEVELOPMENT OF COMPUTER VISION BASED CONTROL OF FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION

ABSTRACT - Functional electrical stimulation (FES) based systems for the treatment of upper extremity in people who have, due to the central nervous system lesion, caused by spinal cord injury or stroke, to some extent lost the voluntary control offer great potential as a rehabilitation technique to improve the lost functionality. In a FES system electrical pulses of appropriate electrical parameters (shape, amplitude, duration and frequency) are transmitted to the motor system (muscles) that are responsible for the movements that the subject is not able to perform in a satisfactory manner, with an aim to enable the person perform some functional task with the help of this external muscle activation. In order to function, FES system needs to include a mechanism for interpretation of the patient or therapist commands, control of stimulation parameters, generation of adequate electrical pulses and an interface for transfer of electrical energy to the sensory-motor system of the subject through the implantable or surface electrodes.

Considering the upper extremity treatment, the functional tasks the subject is performing are mostly related to reaching, grasping and manipulating with objects of daily living. In order to perform desired function with the help of electrostimulation, user must, therefore, select the adequate grasp type in respect to the object of interest and timely trigger the stimulation to perform hand opening and closing. The implementation of the control mechanism that would provide the user with the adequate flexibility and the desired level of simplicity is still considered an open question. In conventional FES systems user needs to select the grasp type and trigger the stimulation manually via keyboard, joystick or similar peripheral device. This method is inappropriate because the user should concentrate solely on performing the desired function and not on communicating the desired command to the stimulation system. A variety of methods for ease and automation of the control mechanism can be found in literature. Control mechanisms based on voice commands, electromyographic (EMG) control, motion sensors and force transducers were developed and tested, however, all these systems still required interaction from the subject that considers additional steps which may distract the subject from the task at hand and could result with the development of the incorrect sensorimotor loop while practicing the desired function. The methodology of the brain-computer interface relies on identifying the intentions of the subject directly from electroencephalography (EEG) signals and, thus, represents the most appropriate solution to the problem. However, this solution still does not provide the adequate level of reliability in order to be used in daily clinical practice.

Previous research in motor control has shown that natural control is based on visual perception, and that the choice of adequate grasp type and appropriate object interaction is based on experience. This fact was first exploited in the field of prostheses hands and arms,

where several systems that are based on simplified model of perception were developed. The main topic of the research presented in this thesis is the further improvement of this methodology to enable automatic control of the upper extremity FES system. With this in mind, we have defined the system setup for computer vision that guarantees easy integration of Kinect camera in the standard clinical environment and requires minimal interaction from the user. We developed novel algorithms for the real-time assessment of the position and orientation of the hand based on images from the Kinect camera and we have tested their work for closed loop control of hand position through electrical stimulation of the elbow flexor and extensor muscles (biceps and triceps).

We have introduced the concept of artificial perception and developed computer vision algorithms for detection and identification and objects that the user can interact with, along with the estimation of the intention of the subject, with the aim to enable automatic selection of the appropriate grasp type during the FES therapy. Using the developed algorithms and the wireless communication interface we managed to close the loop in the system for FES assisted grasping. Automatic selection of stimulation parameters by the artificial perception algorithm and timely triggering of the chosen stimulation pattern based on the estimation of the position and orientation of the hand was implemented. Performed tests on three hemiplegic patients confirmed that the use of the proposed methodology reduced the time required for performing the grasping exercises and could thereby shorten and simplify the rehabilitation process.

Computer vision system that enables automatic selection of the appropriate stimulation sequence and can timely activate stimulation during the FES assisted grasping exercise can be considered a direct result of the research presented in this thesis. Most of the developed computer vision algorithms that are result of this research and are in detail described in this thesis could prove useful in various other aspects of the rehabilitation technologies (e.g. assessment of recovery and the augmented reality applications). The main scientific contribution of the research described in this thesis is the design of the control models that are based on biological system and consider sequential integration of artificial perception. Application of this methodology for external control of electrostimulation in the neurorehabilitation system should be considered a significant outcome of applied research.

Keywords: restoration of motor control, functional electrical stimulation, grasping exercise, computer vision, image processing, object recognition, grasp type classification, control of movement

Scientific area: technical sciences, electrical engineering

Specific scientific area: biomedical engineering

UDK number:

PREDGOVOR

U disertaciji je predstavljen istraživački rad koji je realizovan u okviru aktivnosti grupe za Biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet. Ideja za primenu kompjuterske vizije u svrhu upravljanja sistemom za funkcionalnu električnu stimulaciju za rehabilitaciju hvata potekla je od mog mentora, profesora Dejana Popovića, a ja sam se sa tom idejom upoznao tokom diplomskih studija, kada mi je profesor ukazao poverenje da na bazi te ideje radim na razvoju stereovizijskog sistema. Horizonti koje je kompjuterska vizija za mene tada otvorila su me podstakli da odlučim da svoja istraživanja tokom doktorskih studija baziram upravo na temi kompjuterske vizije i njenoj primeni u rehabilitaciji. Mogu se izdvojiti dva elementa koja su bila presudna za ovu odluku, od kojih je prvi želja da se bolje razumeju mehanizmi na koji ljudi posmatraju svet oko sebe i formiraju odluke na osnovu vizuelnih informacija, a drugi je namera da se kroz ovo istraživanje razvije sistem koji bi mogao da se jednostavno poveže sa sistemom za elektrostimulaciju i da kroz automatsku kontrolu poboljša postojeći vid terapije koji se koristi za rehabilitaciju hvata. Iz ove teze i rezultata koji su u njoj prikazani može se zaključiti da sam imao sreće jer su istraživanja koja su uradjena tokom doktorskih studija zaista uspela da u značajnoj meri odgovore na oba izvora motivacije.

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“, 2012-2015, pod rukovodstvom Prof. Mirjane Popović. Deo rezultata ne bi bio moguć bez podrške preduzeća Tecnia Serbia u okviru kog je kroz saradnju sa Elektrotehničkim fakultetom razvijen elektronski stimulator koji omogućuje primenu FES-a.

Ova teza je zasnovana na sledećim publikacijama:

Radovi štampani u međunarodnim časopisima:

Štrbac, M., Kočović, S., Marković, M., Popović, D.B., “Microsoft Kinect-Based Artificial Perception System for Control of Functional Electrical Stimulation Assisted Grasping,” BioMed Research International (J Biomedicine and Biotechnology), vol. 2014, Article ID 740469, 12 pages, 2014, (IF2014: 3.169) (ISSN 2314-6133, doi:10.1155/2014/740469) **(M21)**

Malešević J., **Štrbac, M.,** Isaković M., Kojić V., Konstantinović Lj., Vidaković A., Dedijer S., Kostić M., Keller T., “Temporal and spatial variability of surface motor activation zones in hemiplegic patients during 20 FES therapy sessions,” Artificial Organs, 2017, (in review, invited manuscript) (IF2015: 1.993) (ISSN 0160-564X) **(M22)**

Štrbac, M., Popović, D.B., "Software Tool for the Prosthetic Foot Modeling and Stiffness Optimization," Computational and Mathematical Methods in Medicine, vol. 2012, Article ID 421796, 8 pages, 2012, (IF2013: 1.018), (ISSN 1748-670X, doi:10.1155/2012/421796) **(M23)**

Štrbac, M., Belić, M., Isaković, M., Kojić, V., Bijelić, G., Popović, I., Radotić, M., Došen, S., Fradina, D., and Keller, T., "Integrated and flexible multichannel interface for electrotactile stimulation," Journal of neural engineering, vol. 13, p. 046014, 2016, (IF2015: 3.493) (ISSN 1741-2560, doi:10.1088/1741-2560/13/4/046014) **(M21)**

Došen, S., Markovic, **M.**, **Štrbac, M.**, Belić, M., Kojic, V., Bijelic, G., Keller, T., and Farina, D., "Multichannel electrotactile feedback with spatial and mixed coding for closed-loop control of grasping force in hand prostheses," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2016, (IF2015: 2.583), (ISSN 1534-4320, doi: 10.1109/TNSRE.2016.2550864) **(M21)**

Franceschi, M., Seminara, L., Došen, S., **Štrbac, M.**, Valle, M., and Farina, D., "A system for electrotactile feedback using electronic skin and flexible matrix electrodes: Experimental evaluation," IEEE Transactions on Haptics, 2016, (IF2015: 1.031) (ISSN 1939-1412, doi:10.1109/TOH.2016.2618377) **(M22)**

Štrbac, M., Isaković, M., Belić, M., Popović, I., Simanić, I., Farina, D., Keller, T., and Došen, S., "Short- and Long-Term Learning of Feedforward Control of a Myoelectric Prosthesis with Sensory Feedback by Amputees," IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, p. 12, 2017, (accepted manuscript) (IF2015: 2.583) (ISSN 1534-4320) **(M21)**

Radovi štampani u časopisima od nacionalnog značaja:

Štrbac, M., Malešević, N., Čobeljić, R., Schwirtlich, L. "Feedback control of the forearm movement of tetraplegic patient based on Microsoft Kinect and multi-pad electrodes," Journal of Automatic Control, vol. 21(1), pp 7-11, 2013, (doi: 10.2298/JAC1301007S) **(M52)**

Perović, M., Stevanović, M., Jevtić, T., **Štrbac, M.**, Bijelić, G., Vučetić, Č., Popović Maneski, L., Popović, D.B., "Electrical stimulation of the forearm: a method for transmitting sensory signals from the artificial hand to the brain," Journal of Automatic Control, vol. 21, pp. 13-18, 2013, (doi: 10.2298/JAC1301013P) **(M52)**

Štrbac, M., and Marković, M., "Stereovision system for estimation of the grasp type for electrotherapy." Serbian Journal of Electrical Engineering, vol. 8, no. 1, pp. 17-25, 2011, (doi: 10.2298/SJEE1101017S) **(M52)**

Saopštenja na medjunarodnim skupovima štampana u celini:

Štrbac, M., Popović, D.B. " Computer vision with Microsoft Kinect for control of functional electrical stimulation: ANN classification of the grasping intentions," in 12th Symposium on Neural Network Applications in Electrical Engineering (NEUREL), Belgrade, Serbia, pp. 127-132, 2014. **(M33)**

Štrbac, M., Malešević, N., Čobeljić R., Schwirtlich, L. "Feedback control of the forearm movement of tetraplegic patient based on Microsoft Kinect and multi-pad electrodes", IFESS Conference, San Sebastian, Spain, 2013. **(M33)**

Štrbac, M., Marković, M., Popović, D.B. "Kinect in neurorehabilitation: computer vision system for real time hand and object detection and distance estimation," in 11th Symposium on Neural Network Applications in Electrical Engineering (NEUREL), Belgrade, Serbia, pp. 127-132, 2012. **(M33)**

Malešević, J., **Štrbac, M.,** Isaković, M., Kojić, V., Konstantinović, L., Vidaković, A., Kostić, M., Keller, T. "Evolution of surface motor activation zones in hemiplegic patients during 20 sessions of FES therapy with multi-pad electrodes", IFESS Conference, La Grande Motte, France, 2016. **(M33)**

Isaković, M., Belić, M., **Štrbac, M.,** Popović, I., Došen, S., Farina, D., Keller, T. "Electrotactile feedback improves performance and facilitates learning in the routine grasping task", IFESS Conference, La Grande Motte, France, 2016. **(M33)**

Isaković, M., **Štrbac, M.,** Belić, M., Bijelić, G., Popović, I., Radotić, M., Farina, D., Došen, S., Keller, T. "Dynamic Stimulation Patterns for Conveying Proprioceptive Information from Multi-DOF Prosthesis", 3rd International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR2016), October 18-21, Segovia, Spain, 2016. **(M33)**

Štrbac, M., Kevac, Lj., Popović, I., Jovičić, N. " Wireless camera network system: test of concept," in Proceedings of TELFOR conference 2012, Belgrade, Serbia, pp. 1001-1004, 2012. **(M33)**

Saopštenja na medjunarodnim skupovima štampana u izvodu:

Jevtić, T., **Štrbac, M.,** Janković, M., Popović-Maneski, L., Bijelić, G., Popović, D.B. "Optimization of active pads on a multipad electrode for selective finger movements based on accelerometer data", 10th Mediterranean Congress of PRM, Budva, Montenegro, pp. 119, 2013. **(M34)**

Štrbac, M., Kljajić, J., Okošanović, M., Popović, M. "Computer vision system for assessment of hand manipulation", 10th Mediterranean Congress of PRM, Budva, Montenegro, pp. 121, 2013. **(M34)**

Sadržaj

STRUKTURA TEZE.....	1
HIPOTEZE.....	3
1. Stanje u oblasti.....	4
2. Microsoft Kinect u FES okruženju	12
2.1 Uvod.....	13
2.2 Metod	15
2.2.1 Postavke sistema.....	15
2.2.2 RANSAC algoritam za detekciju površi stola	16
2.2.3 Identifikacija predmeta i praćenje ruke u sceni	18
2.3 Rezultati.....	25
2.4 Diskusija.....	27
3. Kontrola podlaktice električnom stimulacijom bicepsa i tricepsa.....	30
3.1 Uvod.....	31
3.2 Metod	33
3.2.1 Senzorski sistem - obrada slike	33
3.2.2 Upravljački sistem - električna stimulacija	34
3.2.3 Kontrolni algoritam	36
3.2.4 Subjeki i protokol eksperimenta	39
3.3 Rezultati neanalitičkog pristupa	39
3.3.1 Zdravi dobrovoljci	39
3.3.2 Tetraplegični pacijent	41
3.4 Diskusija.....	42
4. Kompjuterska vizija za izbor hvata i prepoznavanje namere	45
4.1 Uvod.....	46
4.2 Metod prepoznavanja predmeta i izbora hvata.....	49
4.2.1 Segmentacija slike po boji i izdvajanje predmeta.....	50
4.2.2 Mapiranje 3D koordinata i rotiranje koordinatnog sistema.....	52
4.2.3 Izbor odgovarajućeg tipa hvata	54
4.2.4 Postavke eksperimenta	57

4.3	Rezultati klasifikacije hvatova.....	58
4.4	Metod prepoznavanja namere	61
4.5	Rezultati prepoznavanja namere.....	64
4.6	Diskusija.....	66
5.	Upravljanje IntFES v2 stimulatorom i klinički testovi	70
5.1	Uvod.....	71
5.2	Metod	73
5.2.1	<i>IntFES v2 stimulator</i>	73
5.2.2	<i>Sistem za definisanje parametara hvata</i>	75
5.2.3	<i>Komunikacioni protokol</i>	78
5.2.4	<i>Procedura za eksternu kontrolu stimulacije</i>	82
5.2.5	<i>Algoritam upravljanja kompjuterskom vizijom</i>	82
5.2.6	<i>Eksperimentalni protokol i subjekti</i>	84
5.3	Rezultati.....	87
5.4	Diskusija.....	89
6.	Zaključak	92
	PRILOG: Upravljanje stimulacijom na osnovu biomehaničkog modela	97
P.1	Uvod.....	97
P.2	Metod	99
P.2.1	<i>Mehanički model</i>	99
P.2.2	<i>Model pobude</i>	101
P.2.3	<i>Funkcija prenosa i upravljanje</i>	103
P.2.4	<i>Kompjuterska simulacija</i>	106
P.3	Rezultati analitičkog pristupa	106
P.4.	Diskusija	110
	LITERATURA.....	112

STRUKTURA TEZE

U prvom poglavlju predstavljeno je stanje u oblasti funkcionalne električne stimulacije, koja u ovom istraživanju predstavlja krajnju primenu, i dat je opšti osvrt na razvoj kompjuterske vizije, koja predstavlja metod kroz koji se traži rešenje postavljenog problema. U kratkim crtama je predstavljen istorijat funkcionalne električne stimulacije kao rehabilitacione tehnike, bitna dostignuća u ovom polju istraživanja, pre svega sa fokusom na sisteme koji se baziraju na ovoj tehnici a koriste se za rehabilitaciju hvata, nakon čega su istaknute mogućnosti i ograničenja sistema koji se trenutno aktivno primenjuju u ovu svrhu. Kada je reč o kompjuterskoj viziji, objašnjen je koncept na kome se zasniva ova tehnika, nakon čega su prikazane različite primene kompjuterske vizije u upravljačkim sistemima, pri čemu je dat kratak osvrt na ubrzani razvoj *hardware-a* koji se koristi za ovu namenu, što se može pretpostaviti da će omogućiti širu primenu ove tehnologije u svakodnevnoj praksi, pa tako i u kliničkoj primeni.

U drugom poglavlju su predstavljene usvojene postavke sistema za integraciju kompjuterske vizije u postojeće okruženje koje se koristi za rehabilitaciju hvata primenom funkcionalne električne stimulacije, kao i razvijene metode koje omogućavaju da se kroz kompjutersku viziju dodje do parametara od interesa. Ovi parametri se pre svega odnose na poziciju i orijentaciju ruke u 3D prostoru, ali i na detekciju predmeta koji se mogu koristiti tokom rehabilitacije. Rezultati ovog poglavlja prikazuju prostornu i vremensku rezoluciju ovako postavljenog sistema, što je od ključnog interesa za upravljanje u zatvorenoj sprezi.

Treće poglavlje prikazuje rezultat istraživanja koje se odnosi na primenu kompjuterske vizije za upravljanje pozicijom ruke električnom stimulacijom mišića nadlaktice. U ovu svrhu je korišćen heuristički definisan algoritam upravljanja i prikazani su rezultati eksperimenta na pet zdravih dobrovoljaca, kao i validacije koja je uradjena na jednom tetraplegičnom pacijentu.

U četvrtom poglavlju prikazan je razvoj artificalne percepcije koja podrazumeva razumevanje postavljenog zadatka od strane računara, tačnije prepoznavanje predmeta i izbor odgovarajućeg tipa hvata na osnovu oblika i veličine predmeta i procene namere subjekta. U ovom poglavlju su prikazana dva nova metoda za klasifikaciju na osnovu snimljene slike sa Kinect senzora, od koji se prvi zasniva na ravanskim projekcijama izdvojenog primitiva predmeta, a drugi na trajektoriji ruke subjekta tokom pripreme za hvat.

Peto poglavlje zapravo zaokružuje celokupno istraživanje i prikazuje rad razvijenih algoritama kompjuterske vizije za automatsku kontrolu funkcionalne električne stimulacije

tokom vežbanja hvatanja i manipulacije predmetima u stvarnom kliničkom okruženju. U ovom poglavlju je najpre opisan korišćeni sistem za električnu stimulaciju i razvijeni protokol koji omogućava eksterno upravljanje od strane sistema za kompjutersku viziju, a zatim su prikazani rezultati eksperimenta na tri hemiplegična pacijenta koji se odnose na vremena formiranja hvata i manipulacije predmetom asistirano od strane sistema za funkcionalnu električnu stimulaciju kontrolisanog algoritmom kompjuterske vizije.

U šestom poglavlju predstavljeni su zaključci istraživanja koje je obuhvaćeno ovom tezom, dato je lično vidjenje generalnog razvoja kompjuterske vizije i upravljanja elektrostimulacijom u zatvorenoj sprezi posredstvom iste, kao i preporuke za budući rad na ovom polju istraživanja.

Prilog tezi predstavlja nadogradnju na treće poglavlje, i odnosi se na ispitivanje mogućnosti analitičkog upravljanja pozicijom ruke zasnovanog na biomehaničkom modelu. U ovom prilogu je detaljno opisan matematički model, izvedeni su optimalni uslovi upravljanja elektrostimulacijom na osnovu modela i prikazani su rezultati kompjuterskih simulacija.

HIPOTEZE

Artificijelna vizuelna percepcija integrisana u sistem za funkcionalnu električnu stimulaciju omogućava automatski izbor stimulative šeme i sinhronu aktivaciju sa očuvanim prirodnim upravljanjem čime se unapređuje terapija. Artificijelna vizuelna percepcija omogućuje da se pacijent koncentriše na funkciju koju obavlja, a pritom može i smanjiti vreme potrebno za izvršavanje hvata, što sve doprinosi boljem oporavku.

Artificijelna vizuelna percepcija se može realizovati primenom Microsoft Kinect senzora uz odgovarajući algoritam kompjuterske vizije. Ovakav sistem može u reanom vremenu da proceni poziciju i orijentaciju ruke, prepozna predmet, i odredi relativni položaj ruke u odnosu na predmet u sceni sa preciznošću i tačnošću koje su upotrebljive za automatsko upravljanje sistemom za funkcionalnu električnu stimulaciju.

Kako bi se dokazale polazne hipoteze, postavljena su sledeće naučna pitanja:

1. Da li je moguće razviti sistem kompjuterske vizije zasnovan na Microsoft Kinect senzoru koji je moguće lako integrisati u kliničko okruženje kakvo se koristi pri vežbanju hvata primenom funkcionalne električne stimulacije?
2. Da li je rezolucija koju pruža sistem kompjuterske vizije zasnovan na Microsoft Kinect-u dovoljna za regulaciju pozicije ruke u zatvorenoj sprezi primenom električne stimulacije?
3. Da li je moguće razviti algoritam artificijelne percepcije kojim se na osnovu snimljene scene unutar serije slika u boji izdvajaju predmeti i na osnovu njihovih 3D koordinata prepoznaje odgovarajući tip hvata?
4. Da li je moguće kroz artificijelnu percepciju prepoznati nameru subjekta i obezbediti da se izbor tipa hvata ne zasniva isključivo na fizičkim karakteristikama predmeta?
5. Da li se automatskom regulacijom parametara električne stimulacije olakšava izvršavanje pokreta i skraćuje vreme vežbanja prikom hvatanja predmeta palmarnim i lateralnim hvatom?

*“ 'Cause we can't take back
What is done, what is past
So let us start from here...”*

*Damien Rice
Trusty and True*

1. STANJE U OBLASTI

U procesu rehabilitacije osoba sa oštećenjem centralnog nervnog sistema, uzrokovanog povredom kičmene moždine ili moždanim udarom, osnovni zadatak je restoracija ili poboljšanje funkcija koje su izgubljene kao posledica ove povrede sa ciljem da se tim osobama omogući da obavljaju aktivnosti svakodnevnog života i funkcionišu samostalno [1-3]. Funkcionalna električna stimulacija (FES) se izdvaja kao jedan od pristupa koji tokom procesa rehabilitacije mogu da utiču na poboljšanje određenih motornih funkcija, kao što su hodanje i hvatanje. Iako FES ne predstavlja novu metodologiju i već više od 50 godina nalazi različite primene kroz veliki broj rehabilitacionih protokola, činjenica je da ova tehnologija i dalje nalazi vrlo malo prostora u rehabilitaciji hemiplegičnih i tetraplegičnih pacijenata [4]. Objašnjenje za ovo se može naći u generalnom utisku kliničkog osoblja, lekara i terapeuta koji su primenjivali FES kao terapijsku metodu, da je ova tehnologija komplikovana, zahteva često veliki angažman sa njihove strane i ne poseduje željenu jednostavnost primene kako bi se koristila u svakodnevnoj terapiji, pri čemu istovremeno ne garantuje poboljšanje funkcije [5]. Pored toga, očekivanja pacijenata od svakog vida asistivnih sistema su često prevelika, zbog čega vrlo brzo nakon prvobitnog ushićenja postaju razočarani ovom tehnologijom iz prostog razloga što je pomoć koju ona pruža ograničena i često daleko ispod nivoa funkcije koji su posedovali pre povrede/bolesti, tako da i kod kranjih korisnika FES asistivni sistemi još uvek ne nalaze širu primenu. Istraživanje koje je opisano u ovoj tezi je usmereno ka otklanjanju jednog broja nedostataka koji postoje kod FES sistema za rehabilitaciju gornjih ekstremiteta, a krajnji cilj je da se pojednostavi i olakša primena ove tehnologije kako od strane kliničara u procesu rehabilitacije, tako i od strane pacijenta tokom asistivne primene.

FES se zasniva na metodologiji koja podrazumeva generisanje niza kratkih električnih impulsa sa ciljem da se prouzrokuje mišićna kontrakcija [6]. Ideja je da odgovarajući električni impulsi mogu na motornim neuronima izazvati akcione potencijale koji će se propagirati do mišića i dovesti do njegove kontrakcije [7]. Osnovni uslov da bi došlo do propagacije akcionog potencijala kroz akson jeste da je dati motorni neuron očuvan, odnosno da mišić koji se želi aktivirati nije denervisan [8]. Imajući u vidu da je za pobudu neurona parametar od interesa količina naelektrisanja, jasno je da amplituda i trajanje generisanih impulsa moraju biti odabrani iznad praga pobude [9]. Postoji minimalna impulsna širina neophodna za stvaranje akcionog potencijala (pri kojoj je potrebna maksimalna amplituda stimulacije), a nadalje povećanjem impulsne širine se neophodna amplituda smanjuje sve do vrednosti reobaze ispod koje se nerv ne može pobuditi bez obzira na dalje povećanje širine stimulaionog impulsa [10, 11]. Uz odgovarajuću učestanost slanja električnih impulsa koja će izazvati preko 20 akcionih potencijala u sekundi na istom neuronu, stimulacijom se može doći do fuzione mišićne kontrakcije koja će rezultovati netremoroznim pokretom i/ili silom. Sam stimulaioni impuls može biti strujno ili naponski kontrolisan, pri čemu ukoliko se radi o strujnoj kontroli očekuje se bolja kontrolabilnost stimulacije (zbog manjeg uticaja impedanse tkiva, odnosno interfejsa

između stimulatora i tkiva), dok je prednost naponske kontrole veća sigurnost. Impulsi koji se koriste za stimulaciju su najčešće pravougaonog oblika (čime se omogućava precizna kontrola količine elektriciteta). Pobudu nerva mogu izazvati monofazni ili bifazni stimulusi [12], ali zbog činjenice da monofazni impulsi rezultuju nagomilavanjem neizbalansiranog naelektrisanja, zbog čega mogu izazvati oštećenje tkiva usled galvanskih procesa, u praksi se najčešće koriste bifazni stimulusi sa kompenzacijom koja može imati eksponencijalni, simetrični ili asimetrični oblik [13].

Interfejs za prenos spoljno generisanih električnih impulsa do tkiva su elektrode, koje zapravo imaju ulogu da transformišu struju elektorona u jonsku struju koja će pobuditi nerv. Ova struja se prostire kroz tkivo između dva kontakta, odnosno dve elektrode, od kojih prva, koja se naziva katoda, ima aktivnu ulogu u depolarizaciji ćelija zahvaćenih električnim poljem, dok se ispod druge elektrode, koju nazivamo anodom, dešava obrnuti efekat, jer kroz hiperpolarizaciju ćelija inhibira proces pobude i propagacije akcionog potencijala. U praksi, aktivne elektrode (katode) se postavljaju što bliže inervacionoj zoni ili nervu, dok se neaktivna elektroda (anoda) postavlja u blizini mišićne tetive [14].

Po pitanju kontakta sa tkivom superioran tip elektroda su svakako implantibilne elektrode [15], koje mogu biti u formi manžetne koja obavija nerv [16, 17], mogu biti transverzalne intraneuralne koje prolaze direktno kroz nerv [18, 19] ili mogu biti u formi matrice koja se ubada u nerv [20]. Međutim, implantibilne elektrode nažalost karakterše i niz negativnih osobina koje se odnose na robusnost i kratak životni vek ovih sistema. Kao osnovni problem može se identifikovati nepouzdanost konektora i nestabilnost kontakta koje mogu stvoriti potrebu za novim hirurškim intervencijama kako bi se obezbedilo odgovarajuće funkcionisanje. Zbog pomenutih nedostataka implantibilne elektrode i dalje nisu našle široku primenu i ne koriste se u terapiji. Najmanje invazivne implantibilne elektrode su perkutane intramuskularne elektrode koje se postavljaju u mišić pomoću epidermalne igle, a uklonjaju jednostavnim izvlačenjem nakon završetka terapije [21, 22]. Postoji mali rizik od periferne infekcije, ali je jednostavno tretirati potencijalne probleme. Površinske elektrode, koje ne mogu pružiti odgovarajući nivo selektivnosti, zbog neinvazivnog metoda postavljanja i još jednostavnijeg uklanjanja koje ne ostavlja mogućnost kasnije infekcije i dalje zadržavaju primat. Površinska elektroda se postavlja na kožu, što bliže nervu, odnosno mišiću koji se želi aktivirati. Usled dugog niza nepoznatih faktora (koji uključuju impedansu kože i tkiva, anatomije subjekta i same lokacije željenog nerva i mišića) neophodno je da se optimalna lokacija elektrode utvrdi iterativnim postupkom, tokom koga se testira mišićni odgovor na pobudu. Jedan od načina da se ovaj proces pojednostavi i olakša, kao i da se poveća selektivnost stimulacije, može se naći u primeni matičnih elektroda [23-25].

Upotreba FES tehnologije za asistenciju hvatanja je najpre predložena kao deo sistema [26] za asistenciju tetraplegičnim pacijentima, nakon čega je ubrzo za predloženu metodologiju razvijen mioelektrični kontrolni mehanizam [27]. Upotrebom dvokanalnog stimulatora

omogućeno je da se koristeći ovu metodologiju kontroliše otvaranje i zatvaranje ruke [28, 29], nakon čega je kroz prve kliničke testove potvrđeno da postoji terapijski efekat nakon primene FES-a [30]. Dalji razvoj i napredak ove tehnologije je doveo do kliničkih testova predložene metodologije uz korišćenje različitih interfejsa, tačnije površinskih [2, 31-34], intramuskularnih [35, 36] i implantibilnih elektroda [37, 38] kao deo sistema za asistenciju hvata. Ciljna populacija za većinu ovih sistema tokom njihovog razvoja su bile osobe sa povredom kičmene moždine, međutim, kako je tehnologija tokom godina značajno napredovala, a usled činjenice da FES može dovesti do terapijskog efekta (trajno poboljšanje funkcije) kod osoba kod kojih su ovi nedostaci posledica moždanog udara ili traumatske povrede mozga, danas je upotreba FES sistema značajno proširena [2, 39].

Od konvencionalnih FES sistema za restoraciju i asistenciju funkcije hvata možemo izdvojiti *Freehand* sistem [40], *Handmaster* [41], *Bionic Glove* [31], *NEC-FES* [42], *Compex motion* [43, 44], kao i *Beogradski sistem* za rehabilitaciju hvata [45, 46]. *Freehand* sistem se oslanja na osam implantibilnih elektroda, a izbor stimulacionog protokola se obavlja preko eksternog prekidača. Aktivacija stimulacije koji će u skladu sa izabranim protokolom dovesti do otvaranja ili zatvaranja ruke se kontroliše uz pomoć senzora pozicije koji se postavlja na rame zdrave ruke, a kalibriše u skladu sa ostvarivim funkcijama datog subjekta. *Handmaster* je površinski sistem za električnu stimulaciju u kome se koriste tri para elektroda. Izbor stimulacionog protokola se u ovom sistemu vrši putem eksternog kliznog otpornika koji reguliše fleksiju palca, dok se aktivacija stimulacije ostvaruje putem eksternog prekidača. Uz ovo, u ovom sistemu postoje još i dva dodatna prekidača kojima je moguće povećati ili smanjiti jačinu stimulacije kako bi se regulisalo ostvareni stisak pri hvatanju. *Bionic Glove* je FES sistem za hvatanje koji koristi tri površinski postavljene aktivne elektrode i jednu anodu, a namenjen pacijentima koji imaju očuvanu aktivnu kontrolu fleksije i ekstenzije zgloba na paretičnoj ruci. Uz pomoć pozicionog pretvarača ovaj sistem nakon detekcije fleksije zgloba pokreće stimulacionu sekvencu za otvaranje ruke, i obrnuto, nakon što se ekstenzijom zgloba aktivira drugi pozicioni pretvarač pokreće se stimulaciona sekvencu za zatvaranje ruke. *NEC-FES* je implantibilni FES sistem koji poseduje čak 16 stimulacionih kanala. Iako kroz veliki broj kanala omogućava selektivnu aktivaciju, a takodje poseduje i unapred ugradjene stimulacione sekvence zasnovane na ispitivanju EMG aktivnosti zdravih osoba, sama aktivacija stimulacije je i u ovom sistemu zasnovana na prekidaču, odnosno pneumatskom senzoru pritiska. *Compex motion* sistem za hvatanje se zasniva na površinskoj FES stimulaciji kroz četiri kanala putem kojih omogućava generisanje dva tipa hvata. Kontrola je moguća kroz različite kontrolne interfejsa koji uključuju proporcijalnu i diskretnu EMG, prekidač i klizni otpornik. *Beogradski sistem* za hvatanje zasnovan na *UNA-FET* stimulatoru, čija je unapredjena verzija poznata pod nazivom *Actigrip*, takodje se zasniva na korišćenju površinskih elektroda i četiri stimulaciona kanala, pri čemu je jedan od kanala zamišljen da se koristi za stimulaciju tricepsa kako bi se pokretu asistiralo i tokom pripreme za hvat i dohvatanja

predmeta. Izbor stimulacione šeme za hvat i njena aktivacija se ostvaruje putem dugmića koji postoje na stimulatoru, dok se triceps u fazi dohvatanja može aktivirati i na osnovu informacije sa goniometra postavljenog na rame paretične ruke.



Slika 1.1. Konvencionalni sistemi za FES (preuzeto i adaptirano iz [5]) i savremeni komercijalni sistemi za elektrostimulaciju: a) Handmaster, b) Bionic glove, c) Beogradski sistem za rehabilitaciju manipulacije, d) Actigrip tokom vežbanja hvata, e) Compex stimulator, f) Compex motion za rehabilitaciju hvata tokom kliničkih testova, g) STIWELL med4 (MED-EL, Innsbruck, Austria) , h) RehaStim (Hasomed, Magdeburg, Germany)

U daljem razvoju FES tehnologije, istraživanja su pre svega bila usmerena na poboljšanje selektivnosti i pojednostavljenje korišćenja kroz povećanje broja stimulacionih kanala i korišćenja tehnologije matričnih elektroda [23, 47, 48]. Tako je na bazi Actigrip sistema najpre na bazi prekidačke kutije razvijen višekanalni interfejs za matričnu elektrodu Actitrode [23], a ovo praktično rešenje vremenske distribucije jednog stimulacionog kanala na više različitih polja je nakon toga automatizovano korišćenjem demultiplekserske jedinice i sistema optokaplera [48], na osnovu čega je dalji razvoj doveo do IntFES v2 stimulatora (Tecnalia Research and Innovation, San Sebastian, Spain) koji je korišćen tokom izrade ove doktorske disertacije, a čije su tehničke specifikacije detaljno opisane u poglavlju 5. Oslanjajući se na istu ovu metodologiju, za osmokanalni RehaStim stimulator (Hasomed GmbH, Magdeburg, Nemačka) ponudjena je opcija korišćenja dodatka u vidu demultiplekserske jedinice koja pruža interfejs ka elektrodama sa većim brojem polja [49]. Ono što je potrebno istaći jeste da je tehnologija matričnih elektroda našla primenu ne samo u sistemima za FES, već su na ovoj metodologiji ponudjena i različiti elektrotaktilni interfejsi [50, 51] koji kroz pobudjivanje receptora u koži i aferentnih nervnih vlakana [52] mogu do korisnika preneti proprioceptivne i taktilne informacije sa proteze [53, 54].

Iz opisa konvencionalnih FES sistema za asistenciju hvata, koji su zapravo i dan danas najzastupljeniji u kliničkoj praksi, odnosno primeni ove tehnologije uopšte, uočava se da postoji potreba i za unapredjenjem metodologije njihovog upravljanja, u smislu izbora stimulacione šeme i njene aktivacije. Ovaj problem je odavno uočen u od strane naučnika koji se bave istraživanjima u oblasti, pa su tako za upravljanje ovim sistemima ponudjena različita rešenja koja su se zasnivala na novim tehnologijama. Kao jedno od prvih tehničkih unapredjenja koje je ponudjeno izdvaja se upravljanje glasovnim komandama [14, 55, 56], što se iz testova pokazalo kao znatno intuitivniji korisnički interfrejs i omogućilo je prirodinije izvršavanje pokreta tokom vežbanja. Naravno, ovaj pristup je uneo i ograničenja koja su svojstvena ovoj tehnologiji, a odnose se na zahtev za tihim okruženjem, ograničenu vokalnu varijabilnost pri izdavanju komande i kašnjenje procesiranja, zbog čega se može reći da nije pužio zadovoljavajuću fleksibilnost i robusnost krajnjem korisniku. Jedan od interesantnih pristupa koji je testiran u skorije vreme zasniva se na procesiranju moždanih signala, odnosno korišćenju EEG/EOG signala za izbor odgovarajuće šeme električne stimulacije. Već danas se može konstatovati da postoji nekoliko uspešnih primera mozak-računar interfejsa (MRI) [57-59]. Imajući u vidu da su ovi sistemi i dalje vrlo zahtevni za postavljanje i još uvek ih ne karakteriše dovoljan nivo robusnosti, činjenica je da će proći izvesno vreme pre nego što MRI sistem nadje širu primenu u kliničkoj praksi.

Tehnologija koja je danas u povoju i ubrzano se razvija, a može da odgovori na postavljene zahteve koji podrazumevaju automatski izbor adekvatne stimulacione sekvence i njenu pravovremenu aktivaciju je kompjuterska vizija [60]. Pored značajne prostorne i vremenske razolucije koju današnji sistemi zasnovani na kompjuterskoj viziji poseduju, glavni razlog za izbor kompjuterske vizije kao kontrolnog mehanizma može se naći u tome

što se kroz ovaj princip mogu najdirektnije oponašati prirodni mehanizmi kontrole koji postoje tokom prehenzije i hvatanja. Ovo su zapravo i glavna pitanja koja će biti ispitana u ovoj tezi.

Svakako da suština ove nove tehnologije zapravo leži u veštačkoj inteligenciji [61], tačnije, kompjuterskoj viziji [62] i algoritmima za obradu slike [63] koji omogućavaju računaru da prepozna prirodne pokrete i govor tela ljudi i reaguje na njih na odgovarajući način. Ovakav vid kontrole računara je oduvek bio aktivno polje istraživanja, ali je, uz korišćenje prostih video kamera i algoritama za analizu stereovizijske slike, praćenje gestova [64, 65] u trodimenzionalnom prostoru u realnom vremenu bilo teško ostvarivo i unosilo previše zahteva i ograničenja. Korišćeni su različiti pristupi kako bi se omogućilo praćenje pokreta u neurorehabilitaciji na osnovu slike u boji sa kamere, pri čemu se kao dve glavne mogućnosti izdvajaju praćenje markera pozicioniranih na referentnu tačku [66] i detekcija kože subjekta i određivanje tačaka od interesa na osnovu anatomskih proporcija [67].

Razvoj RGB-D kamera [68] koje su u stanju da slici u boji pridruže i odgovarajuću informaciju o dubini je značajno produbio mogućnosti sistema koji se zasnivaju na slici sa kamere i time otvorio novo poglavlje u razvoju kompjuterske vizije. RGB-D kamere se najčešće oslanjaju na princip aktivne stereovizije zasnovanoj na kalkulaciji dispariteta između para slika ili na principu *time-of-flight* (vreme leta) detekcije zasnovanoj na merenju vremena potrebnog da se reflektovana svetlost vrati do kamere. Ukoliko se traže analogije u biološkim sistemima, stereovizijski sistem je zapravo način na koji funkcioniše čulo vida i osećaj za dubinu kod čoveka [69], dok se *time-of-flight* princip može uporediti sa eholokalizacijom i načinom na koji delfini i slepi miševi percipiraju dubinu pomoću ultrazvuka [70]. Senzori koji su razvijeni na ovom principu umesto refleksije zvuka zapravo mere apsolutno vreme koje je potrebno da svetlost projektovana od strane izvora reflektuje od mete i vrati do senzora. Na ovaj način, kako je brzina prostiranja svetlosti kroz vazduh poznata za različite ulove, dolazi se do indirektno mere apsolutnog rastojanja mete od senzora. U praksi se aktivan izvor svetlosti i detektor postavljaju blisko jedan drugome kako bi se senzor učinio kompaktnim i minimizovala mogućnost zaklanjanja izvora. Prednost koju nudi *time-of-flight* je što omogućava estimaciju dubine za veliki broj piksela direktno, na osnovu reflektovane svetlosti izmerene od strane pojedinačnih senzora kamere, dok stereovizija zahteva trijangulaciju koja podrazumeva kompleksne matematičke operacije kako bi se uparili pikseli u dve slike i na osnovu njihovog dispariteta izračunala razdaljina. Dodatna prednost koju pruža *time-of-flight* metoda je što ne zahteva da postoje karakteristična područja u slici sa razlikom u kontrastu, na kojima se zapravo zasniva kalkulacija kada je u pitanju stereovizija.

Senzorski sistemi zasnovani na *time-of-flight* principu u trenutku početka izrade ovde doktrokse disertacije su postojali već više od decenije [71], a tokom godina njihove performanse su značajno unapredjene, po preciznosti su postali uporedivi sa

stereovizijskim sistemima i različitim drugim sensorima dubine [68], a pored toga razvijeni su razni algoritmi kompjuterske vizije zasnovani na 3D estimaciji prostornih koordinata dobijenih sa ovih senzora. Nakon izlaska Microsoft Kinecta na tržište, posebno konstruisanog da estimaciju 3D koordinata zasniva na trijangulaciji kroz deformaciju posebnog šablona svetlosti, došlo je do ekspanzije u korišćenju RGB-D kamera, što je omogućilo i znatno širu primenu [72] prethodno razvijenih algoritama za obradu dubinske slike. Kao posledica toga laboratorije i grupe koje nisu specijalizovane za kompjutersku viziju upustile su se u primenu ove metodologije u oblasima kojima se bave i pokušale da pronadju nova rešenja za postojeće probleme primenom ove metodologije. Oblast za koju se tražilo adekvatno rešenje u okviru Laboratorije za biomedicinsko inženjerstvo i tehnologije Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu bilo je automatska kontrola FES sistema za hvatanje.

*"When the color goes out of my eyes,
She's usually too..."*

Ryan Adams

Damn, Sam (I Love A Woman That Rains)

2. MICROSOFT KINECT U FES OKRUŽENJU

Adaptirano iz rada:

Štrbac, M., Marković, M., Popović, D.B. "Kinect in neurorehabilitation: computer vision system for real time hand and object detection and distance estimation," in 11th Symposium on Neural Network Applications in Electrical Engineering (NEUREL), Belgrade, Serbia, pp. 127-132, 2012. **(M33)**

2.1 UVOD

Kinect sensor je razvijen od strane Microsofta kao periferija za Xbox 360 igračku konzolu [73] sa ciljem da omogući korisnicima interakciju sa konzolom i kontrolu igara kroz korisnički interfejs koji se zasniva na gestovima [74], glasovnim komandama [75] ili slikama [76]. Pomenuti vid kontrole se često ističe kao prirodni način interakcije jer podrazumeva da je mašina u stanju da razume ljude radije nego da ljudi uče da koriste različite uređaje za kontrolu (poput miša, tastature, džojstika...) da bi komunicirali sa mašinom [77]. Rešenje zasnovano na kompjuterskoj viziji predstavlja značajni napredak u odnosu na kontroler u formi džojstika ili korišćenje sistema senzora. Ovaj pristup je napravio pravu malu revoluciju [72] u načinu na koji ljudi interaguju sa računarem, igraju kompjuterske igre i, uopšte uzev, doživljavaju zabavu. Pojava ovakvog kontrolera na masovnom tržištu je navela inženjere i naučnike širom sveta da se utrkuju [78] ko će pre “provaliti” u ovaj sistem, odnosno metodama obrnutog inženjeringa omogućiti da se njegovi potencijali iskoriste u oblastima kojima se svako od njih bavi. Sa iskustvom u oblasti biomedicinskog inženjerstva i neurorehabilitacionih sistema, u okviru Laboratorije za biomedicinsko inženjerstvo i tehnologije Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu, stvorena je upravo u to vreme ideja da se ovaj senzor iskoristi za upravljanje FES sistemom za hvatanje.

Tipičan FES sistem se sastoji od elektronskog stimulatora i elektroda preko kojih se serija električnih impulsa prenosi do kože subjekta sa ciljem da se pobude eferentna nervna vlakna, koja se nalaze ispod kože u datoj regiji, i aktiviraju mišići od interesa čime se generiše ili asistira motorna funkcija koja je izgubljena kao posledica neurološke povrede. Kada je reč o funkciji hvata, elektrode se postavljaju na podlakticu kako bi se aktivirali fleksori i ekstenzori ručnog zgloba i pristiju sa ciljem da se obezbedi otvaranje i zatvaranje šake [46, 79, 80]. Pošto je hvatanje zapravo vrlo kompleksna radnja koja zahteva pravovremeno sekvencijalno aktiviranje više različitih mišićnih grupa, ovakav sistem u sebe najčešće uključuje više stimulacionih kanala, odnosno elektroda. Za svaki tip hvata definisana je odgovarajuća vremenska sekvenca uključivanja i isključivanja ovih stimulacionih kanala [24, 35]. Sama vremenska sekvenca je zasnovana na uskladenosti prostornih sinergija koje imaju zadatak da obezbede finu motornu kontrolu i što prirodniji pokret paralizovane ruke [81, 82].

Osnovni i najjednostavniji princip koji se koristi za aktivaciju željene stimulative sekvence u najvećem broju FES sistema jeste manuelno pritiskanje tastera [56] od strane pacijenta ili terapeuta. Unapredjenje u odnosu na pomenuti pristup odnose se na dodatak nekog složenijeg senzora umesto prostog tastera. Tako postoje komercijalni sistemi koji se aktiviraju primenom senzora pozicije za detekciju pokreta ramena [21] ili ručnog zgloba [31]. Glavni nedostatak u svim ovim sistemima ogleda se u tome što zahtevaju dodatne pokrete kako bi se aktivirala stimulative sekvenca i samim tim onemogućavaju korisnika

da se koncentriše na hvat i pokrete koji učestvuju u formiranju datog hvata i mogu rezultovati stvaranjem neprirodne senzorno-motorne sprege. Za uspešnu obnovu funkcije neophodno je da se sistem bazira na oponašanju prirodnih bioloških mehanizama [83]. Korak u ovom smeru je i korišćenje istih ulaznih informacija, odnosno vizuelnih informacija i kompjuterske vizije kako bi se automatizovala aktivacija stimulacionih šablona.

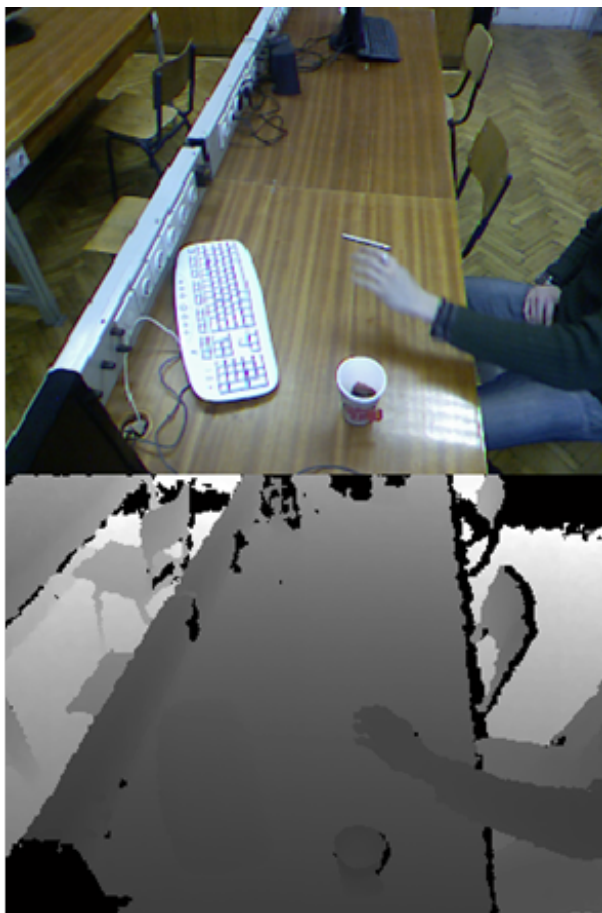
Postavke sistema za vežbanje FES asistiranog hvatanja podrazumevaju u najvećem broju slučajeva subjekta koji sedi za stolom na kome se nalaze različiti predmeti koje on hvata, manipuliše sa njima i premešta ih ili ih vraća na istu poziciju. Uključivanje kamere i kompjuterske vizije u ovaj sistem je testirano u više različitih metodologija. Prvobitno se nametnulo rešenje koje je, po ugledu na postojeće robotske sisteme, podrazumevalo dinamičku kameru (tzv. Eye-in-hand metodologija) koja prati i prepoznaje predmete u sceni. Koristeći ovaj pristup razvijena su dva sistema, od kojih se jedan sastojao od proste kamere i ultrazvučnog senzora rastojanja [84], dok je drugi uključivao stereovizijsku kameru [85]. Glavni nedostatak ovih rešenja ogledao se, osim u komplikovanoj proceduri postavljanja i kalibracije, u tome što su podrazumevala da subjekat na paretičnoj ruci može da nosi ceo senzorski sistem dovoljno stabilno, što je zapravo retko slučaj. Ovo je delom i konceptualni problem, jer je subjektu koji je došao na rehabilitaciju potrebno olakšati i pomoći, a nikako otežati da uradi određene pokrete datom rukom, pa je iz tog razloga ovaj koncept u sledećem koraku napušten. Alternativa ovom rešenju ponudjena je kroz stereovizijsku kameru koja se postavlja na glavu subjekta, tako da radi u kvazi-statičkim uslovima [86]. Iako ovaj pristup ne nosi uz sebe osnovne nedostatke eye-in-hand rešenja, problem prezahtevnog postavljanja je nasledjen, a uneta su i dodatna ograničenja time što se kamera više nije nalazila na ruci. Ta ograničenja se pre svega odnose na problem u proceni pozicije i orijentacije ruke, koje se u prvobitnom rešenju direktno preslikavalo na poziciju i orijentaciju kamere, dok u ovom slučaju postoji 11 stepeni slobode izmedju kamere i ruke. Uz odgovarajuće algoritme kompjuterske vizije dati sistem bi bio u stanju da prepozna ruku u sceni i da proceni rastojanje ruke od predmeta, ali bi vremeska zahtevnost značajno porasla, pa bi tako uključivanje stimulacionog šablona kasnilo. Kako bi se to rešilo, moglo bi se ponuditi rešenje koje bi podrazumevalo integraciju dodatnih senzora u sistem, npr. inercijalnih jedinica, ali bi to samo dodatno usložnjilo sistem i proceduru njegovog postavljanja. Imajući u vidu da je naš cilj bio da dodatno pojednostavimo ovu proceduru i zapravo prilagodimo kompjutersku viziju i sam sistem kliničkom okruženju i FES sistemu za hvatanje, mi smo se odlučili za drugačiji pristup i okrenuli smo se statičkim uslovima koji ne zahtevaju kontakt izmedju subjekta i senzora. Naravno, ovaj uslov direktno se preslikao na povećanje kompleksnosti kompjuterske vizije koja je u ovakim postavkama zahtevala da se uz predmet koji se hvata u svakom trenutku proceni pozicija i orijentacija ruke koja je sad apsolutno slobodna u odnosu na kameru koja posmatra scenu. Kinect je bio senzor sa kojim smo želeli da probamo da odgovorimo na ove zahteve. Prvo pitanje na koje smo tražili odgovor je na koji način da senzor jednostavno uključimo u postojeći FES sistem za

hvatanje, a drugo da li sistem kompjuterske vizije u ovim postavkama može da obezbedi dovoljnu prostornu i vremensku rezoluciju da bi se omogućila automatska kontrola uključivanja i isključivanja stimulacionih sekvenci prilikom vežbanja.

2.2 METOD

2.2.1 POSTAVKE SISTEMA

U ovom istraživanju, koje je predstavljalo prvi korak ka uključivanju Kinecta u FES sistem za hvatanje, korišćen je XBOX Kinect senzor koji se preko različitih dinamičkih biblioteka i drajvera povezivao sa PC okruženjem iz prostog razloga što u datom trenutku još nije izašla Windows verzija senzora. Pored znatno komplikovanijeg povezivanja i instalacije, ovaj senzor je sa sobom unosio još jedno ograničenje, a to je nedostatak *near mode* opcije. Drugim rečima, senzor je mogao da detektuje rastojanja u opsegu od 0.8 do 4 m, što je uticalo i na izbor postavki sistema. Kako bi se optimizovao radni prostor u kome bi se merilo ovim senzorom, a senzor sa druge strane prilagodio tipičnom FES sistemu za kontrolu hvata, odlučeno je da se Kinect postavi na stalak za kameru visine 1,5 m pod uglom od 45 stepeni u odnosu na transverzalnu ravan, dok se stalak postavlja pored stola, tako da



Slika 2.1 Slika u boji (gore) i dubinska slika (ispod) preuzete sa odgovarajućih tokova Kinect senzora putem dinamičkih biblioteka predstavljaju polazne tače za sistem kompjuterske vizije

kamera nadgleda sto i predmete koji se nalaze u sceni. Ovakva postavka uz jednostavnu integraciju u kliničko okruženje takodje garantuje mobilnost, jer je zahteva jedino da se kamera postavi pored stola za kojim se vežba hvat. Kroz princip mobilnosti koji je usvojen, osim što se osigurava da se terapija može obaviti za bilo kojim stolom u klinici, takodje se pruža mogućnost da se sto za kojim se postavlja sistem koristiti i za druge vidove terapije.

Sva obrada slike koja će u nastavku biti detaljno opisana je uradjena u okviru softverskog paketa MATLAB, pri čemu je kao ulazni parametar korišćena dubinska slika sa Kinect senzora rezolucije 320x240 piksela (Slika 2.1). Ova slika se od strane MATLAB softvera preuzima kroz OpenNI dinamičke biblioteke [77] preko kojih se definišu tokovi (eng. *stream*) prenosa podataka. Za Kinect senzor je tako moguće definisati tokove za kameru u boji i infracrvenu kameru preko kojih se podaci sa ovih senzora mogu preuzeti u realnom vremenu sa učestalošću od 30 frejmova u sekundi. Treba napomenuti da je za svaki od tokova moguće je definisati rezoluciju slike, i da je pritom Kinect u mogućnosti da odredi IR mapu dubina u rezoluciji 640x480 piksela, ali da je radi smanjenja procesorske zahtevnosti odlučeno da se ipak koristi slika rezolucije 320x240 piksela. Preuzeta IR slika koja predstavlja mapu dubina se nakon toga obradjuje za svaki frejm primenom algoritma koji je opisan u nastavku.

2.2.2 RANSAC ALGORITAM ZA DETEKCIJU POVRŠI STOLA

Odlučeno je da prvi korak u algoritmu bude identifikacija radne površine. Radna površina je definisana kao površina iznad stola jer se pri standardnom vežbanju hvata primenom FES-a manipulacija predmetima uglavnom odvija iznad stola. Nakon inicijalne kalibracije senzora [87], estimacija 3D kooridanta na osnovu matrice dubina je proces koji podrazumeva prosto mapiranje dubinske informacije u prostorne koordinate. Drugim rečima, za svaki piksel u dubinskoj slici i svaku vrednost tog piksela je definisano preslikavanje u prostornu koordinatu na osnovu pozicije tog piksela, a odgovarajuća preslikavanja za svaki od piksela su odredjena u procesu kalibracije.

Kako bi se odredile granice stola, potrebno je na osnovu dobijenih 3D kooridnata i poznate geometrije, odnosno matematičkog modela, estimirati koji od ovih piksela zapravo predstavljaju sto. Algoritam koji se u literaturi nalazi kao najčešće citirano i preporučeno rešenje za problem fitovanja geometriskog modela u okvire izmerenih podataka je RANSAC (Random Sample Consensus). Osim toga, ovaj algoritam je najšire primenjen robustni estimator u oblasti kompjuterske vizije koji je našao mnogo različitih formi [88, 89] uz prateće optimizacije uvedene radi smanjenja vremenske i procesorske zahtevnosti algoritma. Na sličan način i mi uvodimo optimizaciju koja poboljšava performanse algoritma ukoliko se traži najveći objekat date geometrije u slici, što se u našem slučaju zasniva na pretpostavci da sto predstavlja najveću ravan u slici.

Primenom osnovnog RANSAC algoritma ravan je moguće detektovati u dva koraka. U opštem slučaju u prvom koraku se iz ulaznih parametra slučajnim procesom bira minimalan set koji je dovoljan da opiše geometriju od interesa, definiše se njegov model i na taj način se formira određeni broj setova N . U našem slučaju, dakle, radi detekcije ravni na osnovu 3D koordinata, ovo znači da se N puta slučajnom raspodelom formira triplet tačaka u okviru slike i da se za svaki od tripleta definiše odgovarajuća ravan na osnovu geometrijske jednačine. U drugom koraku se procenjuje kvalitet svakog od ovih N modela na celokupnom uzorku, odnosno, u našem slučaju, za svaki piksel u slici se procenjuje da li pripada ovoj ravni. Za procenu kvaliteta mogu se koristiti različite funkcije cene ili vrednosti [90], pri čemu se standardna funkcija odnosi na broj *inlier-a*, odnosno broj tačaka koji odgovaraju definisanom modelu. U našem slučaju, ovo se odnosi na proveru da li 3D koordinate piksela zadovoljavaju matematičku jednačinu ravni u okviru nekog predefinisano opsega odstupanja i prebrojavanje piksela koji zadovoljavaju tu jednačinu za svaku od N ravni definisanih u prvom koraku. Imajući u vidu da je za korišćenu rezoluciju slike (320x240) neophodno izvršiti proveru 76800 piksela unutar slike za svaku od N konstruisanih ravni postaje jasno da je ovo kompleksan računski zadatak za program koji bi trebalo da radi u realnom vremenu. Zbog toga smo u naš algoritam uključili medjukorak koji značajno smanjuje broj neophodnih kalkulacija.

Ideja iza ovog medjukoraka je bila da se na neki način iskoristi informacija o N ravni koje su konstruisane u prvom koraku pre nego što se udje u prebrojavanje *inlier-a* za svaku od ravni. Umesto parametarske jednačine ravni, izabrali smo da N konstruisanih ravni predstavimo njihovim ortogonalnim vektorima i da grupišemo ove vektore na osnovu ugla koji grade jedan sa drugim. Nakon toga se samo u okviru najvećeg klastera prebrojavaju *inlier-i* koji pripadaju ovim ravnima. Ravan iz klastera oko koga postoji najveće grupisanje čiju parametarsku jednačinu zadovoljava najveći broj piksela slike proglašava se za ravan od interesa, odnosno za sto. Ovde je potrebno naglasiti da je ovaj medjukorak u okviru RANSAC algoritma kojime su grupisane ravni bio moguć jer je usvojena pretpostavka da će sto zauzimati više od 50% posmatrane scene. Iako ovaj korak odgovara problemu koji se rešava, on ipak značajno ograničava primenjivost algoritma kao takvog, jer u najvećem broju drugih slučajeva ovakav uslov nije ispunjen. U konkretnoj studiji se, međutim, pokazalo da je za isti broj konstruisanih ravni N kroz ovaj dodatni korak grupisanja ravni rezultovalo smanjenom verovatnoćom greške i značajno smanjenom vremenskom zahtevnošću RANSAC algoritma.

Imajući u vidu da je usvojena postavka kamere i sistema definisana tako da sto zapravo zauzima najveći deo posmatrane scene (sasvim sigurno preko 70%), ovaj algoritam je više nego odgovarajući za detekciju piksela koji pripadaju stolu u pomenutom slučaju. Geometrija stola diktira da svi pikseli koji pripadaju stolu zadovoljavaju jednačinu ravni, pa se tako inverznim procesom, znajući ovu jednačinu lako određuju svi pikseli koji pripadaju stolu (Slika 2.2).



Slika 2.2. Rezultat predloženog RANSAC algoritam za nalaženje piksela koji pripadaju stolu (dole) dobijen odgovarajućom obradom ulazne IR slike (iznad) na osnovu 3D koordinata svakog piksela. Na slici se može uočiti da je algoritam uspešno izdvojio piksele koji pripadaju stolu, dok se u okviru radne zone izdvajaju ruka subjekta, tastatura (koja je spojena sa ivicom stola i nije od interesa) i šolja (koja predstavlja predmet od interesa).

2.2.3 IDENTIFIKACIJA PREDMETA I PRAĆENJE RUKE U SCENI

Odlučeno je da se za identifikaciju predmeta iskoristi najjednostavniji pristup koji se oslanja na identifikaciju zatvorenih kontura u crno beloj slici koja je formirana na osnovu RANSAC estimacije piksela koji pripadaju stolu. Pikseli koji pripadaju objektu, pa samim tim i njegove 3D koordinate se na ovaj način mogu izdvojiti korišćenjem niza prostih morfoloških operacija. Nedostatak ovog pristupa je što je neosetljiv na niske predmete, pa se njime ne bi mogli izdvojiti predmeti koji leže na stolu, poput olovke, ključa, četkice za zube ili bilo kog sitnijeg predmeta. Ovo je direktna posledica korišćenog RANSAC algoritma, koji traži piksele koji zadovoljavaju jednačinu ravni u okviru neke definisane margine greške ϵ , koja se sa druge strane postavlja u skladu sa rezolucijom samog senzora. Imajući u vidu da je cilj



Slika 2.3. Algoritam za izdvajanje predmeta od interesa na osnovu RANSAC estimacije piksela koji pripadaju stolu (gornja slika). Prvi korak podrazumeva popunjavanje svih zatvorenih kontura u slici (slika u sredini), a drugi oduzimanje prvobitno estimiranih piksela stola od ovako popunjene slike kako bi se došlo do piksela koji pripadaju predmetima koji se nalaze na stolu (donja slika)

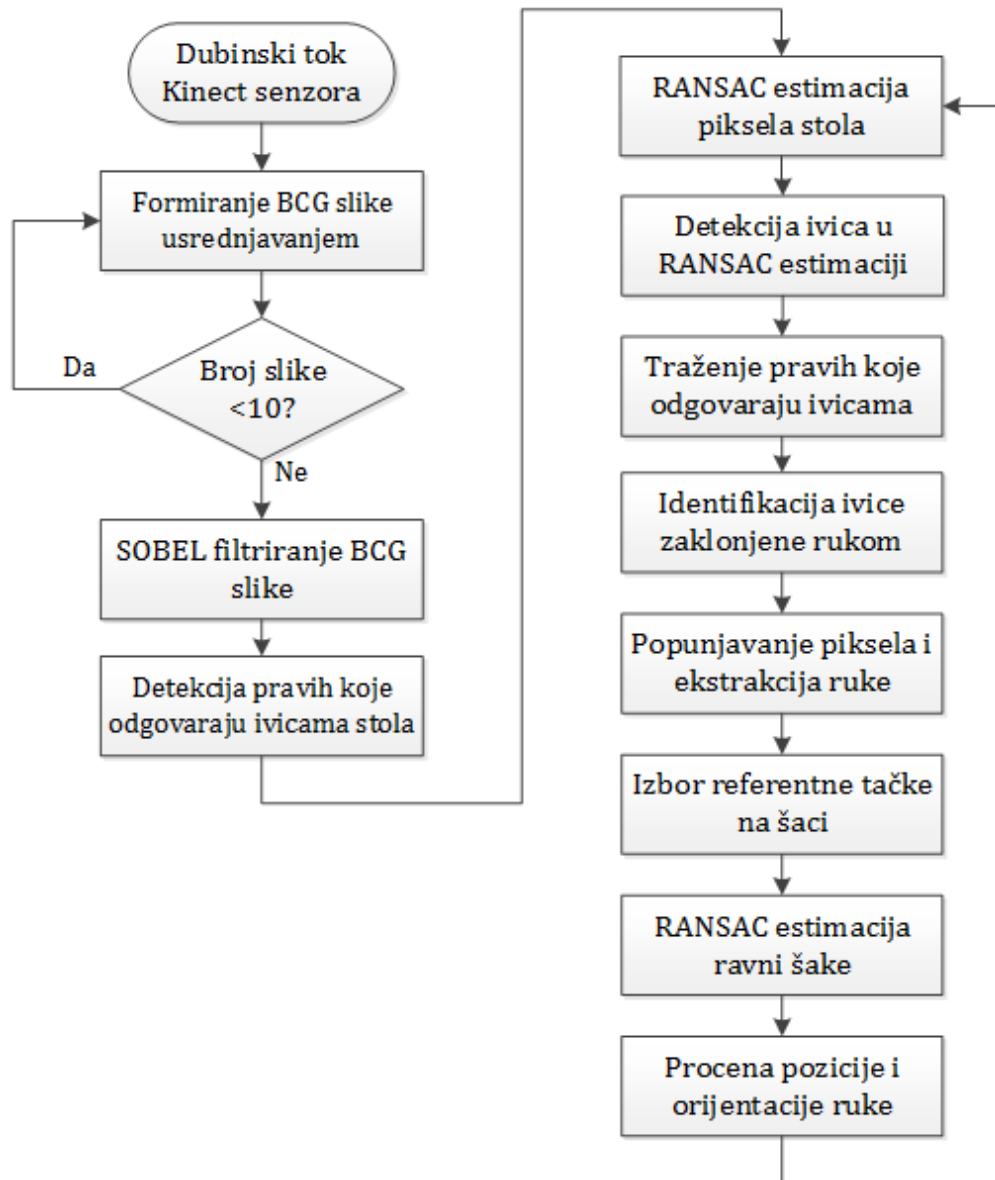
ove studije bio da ispita da li Kinect senzor uz odgovarajući algoritam kompjuterske vizije može da u nekim predefinisanim uslovima, koji odgovaraju uslovima koji postoje pri konvencionalnoj FES terapiji za vežbanje hvata, pruži zadovoljavajuću procenu parametara od interesa uz dovoljnu vremensku rezoluciju pri radu u realnom vremenu, problem detekcije niskih predmeta, odnosno predmeta koji leže na stolu, nije rešavan na ovom mestu. Detaljno rešenje ovog problema kao i problema klasifikacije različitih tipova predmeta predstavljeno je u okviru poglavlja 4.2.

Prvi korak u izdvajanju predmeta na osnovu RANSAC estimacije podrazumeva popunjavanje svih rupa u datoj slici, što imajući u vidu da se radi o RANSAC estimaciji koja je prethodno opisana predstavlja zapravo popunjavanje delova stola na kojem su se nalazili objekti (podrazumevajući da sto nije bušan i da ne postoje udubljenja ili ispupčenja). Drugi korak je prosto oduzimanje prvobitne RANSAC estimacije od popunjene slike (Slika 2.3), čime se dobijaju primitivi svih objekata koji leže na stolu, pod uslovom da u perspektivi infracrvene kamere ne dodiruju ivicu stola. Radi jednostavnosi za potrebe ove studije odlučeno je da se u eksperimentu koristi jedan predmet, jer bi u suprotnom moralo da postoji jasno definisan kriterijum izbora objekta od interesa. U nekim kasnijim istraživanjima kao ovaj kriterijum je korišćeno rastojanje predmeta od ruke subjekta ili sam oblik i veličina predmeta. Nakon izdvajanja primitiva predmeta i izbora predmeta od interesa, referentna tačka na ovom predmetu se određuje kao centralni piksel izdvojenog primitiva. Preslikavanjem pozicije tog piksela u IR slici i njegove vrednosti, odnosno dubine, u 3D koordinate, primenom već opisane metode, dolazi se do estimacije pozicije predmeta u odnosu na referentni sistem kamere.

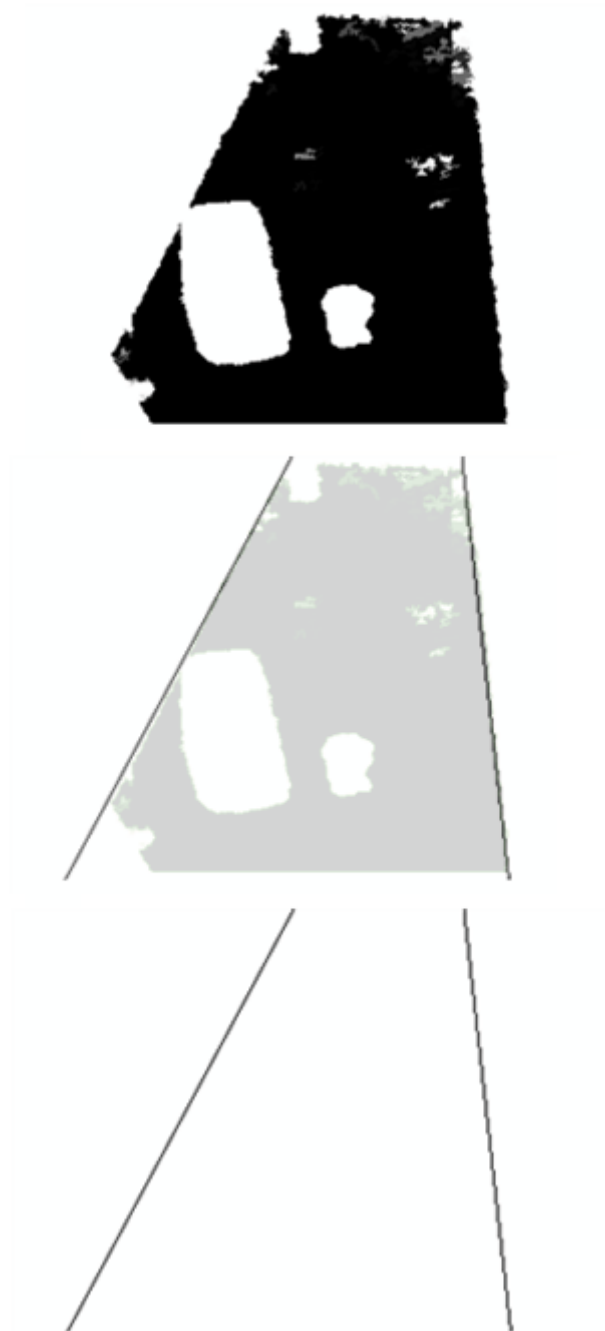
Identifikacija i praćenje ruke je nešto kompleksniji problem. Prvi korak u ovoj analizi podrazumeva definisanje statične pozadinske slike BCG (eng. *background image*) na osnovu srednje vrednosti RANSAC procene piksela koji pripadaju stolu. Ovaj korak je važan kako bi se smanjio šum koji postoji pri refleksiji IR zraka, koji je posebno izražen na ivicama, odnosno povećala tačnost estimacije. BCG slika se formira usrednjavanjem prvih 10 piksela ulaznog toka IR slike. Ovaj proces je neophodno uraditi samo prilikom pomeranja Kinect senzora, dok se pri ponovnom pokretanju programa može koristiti prethodno formirana BCG slika. Ukoliko se ne koristi ranije definisana BCG slika, prilikom formiranja BCG slike, dakle tokom prvih 400 ms od pokretanja programa, ruka subjekta ne bi trebalo da se nalazi iznad stola. Na ovaj način se garantuje da BCG slika predstavlja preciznu estimaciju piksela koji pripadaju stolu u posmatranoj slici.

Ovako formirana BCG slika se zatim filtrira pomoću SOBEL ivičnog filtra [91] visoke osetljivosti sa ciljem da se estimiraju granice stola. Algoritam za detekciju ivica stola se zasniva na istom principu kao RANSAC za detekciju ravni stola, čiji princip rada je već detaljno opisan. Jedina razlika je što se umesto modelovanja ravni na osnovu 3D podataka, u ovom slučaju modeluju linije iz SOBEL filtrirane BCG slike i zatim traže dve najduže linije,

za koje se veruje da predstavljaju širinske ivice stola (Slika 2.5). Matematički model pravih koje definišu ove dve linije u filtriranoj BCG slici se čuva i kasnije koristi za detekciju ruke u realnom vremenu. Na ovom mestu bi trebalo napomenuti da postoje mnogobrojne matematičke metode za detekciju linija u slici. Mi smo se prvobitno okrenuli Hough transformaciji [92], ali je RANSAC metoda ponudila više opcija za fino podešavanje parametara, pa se na kraju pokazala kao robusniji estimator.



Slika 2.4. Dijagram toka izvršavanja algoritma za detekciju ruke u sceni i estimaciju njene pozicije i orijentacije u 3D prostoru. Deo algoritma koji je prikazan sa leve strane, a koji se odnosi na BCG sliku i njenu obradu, se odvija samo tokom prvih deset frejmova (<400 ms), dok se deo algoritma koji je prikazan sa desne strane ponavlja za svaki naredni frejm preuzet za Kinect ulaznog toka.

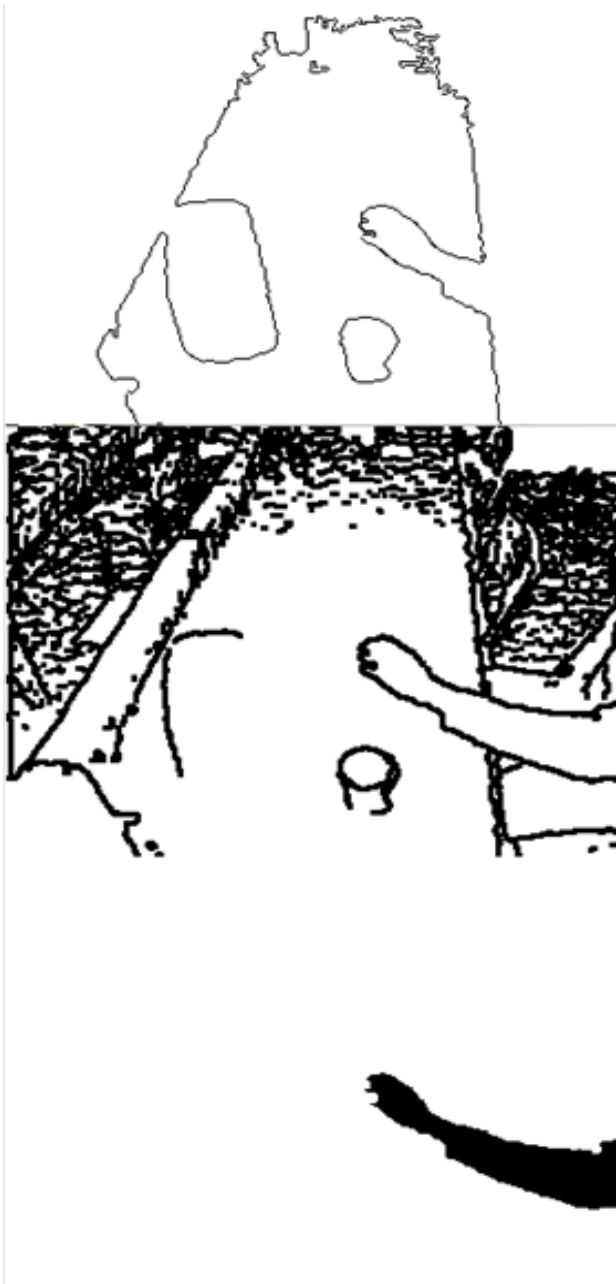


Slika 2.5. Primer rada algoritma za detekciju ivica stola na BCG slici koja definiše piksele koji pripadaju stolu usrednjavanjem prvih deset frejmova (gore). Preklapanjem slika se potvrđuje da formiran matematički model odgovara ivicama stola (srednja slika), pa se na osnovu pozicije ovih piksela (dole), odnosno odstupanja njihove pozicije u narednim frejmovima može odrediti da li neki predmet zaklanja ivicu stola.

Nakon što je na osnovu BCG slike formiran model pravih koje definišu ivice stola od interesa, bilo da je za ovo iskoršćena prethodno formirana BCG ili je ona formirana tokom prvih 400 ms od pokretanja programa, za svaki naredni frejm ivice stola se određuju taženjem tačaka u RANSAC estimaciji stola koje zadovoljavaju matematičku jednačinu prethodno definisanih modela ivica prema BCG slici. Podrazumeva se da je RANSAC estimacija prethodno takodje filtrirana istim SOBEL filtrom kao i BCG slika pri definisanju modela ivica. Ideja je da će se duž ivica tokom rada programa pojaviti rupa određene veličene na prostoru gde se nalazi ruka subjekta. Da bi subjekat uhvatio predmet, on mora najpre da primakne ruku na odgovarajuću razdaljinu pre nego što krene u pripremu za hvat, pa će tako deo stola biti u perspektivu zaklonjen njegovom rukom, a mi ćemo detekcijom koji deo stola je zaklonjen zapravo detektovati poziciju ruke. Kao verifikacija da je ta ivica stola zaista zaklonjena nečime, i da se ne radi o prostoju grešci u podacima sa senzora ili u morfološkim operacijama pri obradi slike i matematičkim kalkulacijama pri formiranju modela, srednja vrednost dubine (odnosno rastojanja izmerenog IR senzorom) se estimira sa obe strane ivice i poredi. Ukoliko je ova vrednost približna, odnosno postoji neka kontinualna promena dubine, znamo da je neki objekat u perspektivi kamere zaklonio ivicu stola, a pretpostavljamo da se zapravo radi o ruci subjekta. Dakle, na ovom mestu je uvedena zdravorazumska pretpostavka da je ruka subjekta jedino što se može naći u kadru, a da preseca širinsku ivicu stola, što ujedno unosi i neka ograničenja u algoritam, koja će biti komentarisana u okviru diskusije ovog poglavlja (2.4). Ruka se dalje ekstrahuje primenom operacije popunjavanja kontura počevši od centralnog piksela rupe do prve ivice koja postoji u SOBEL filtriranoj slici tekućeg frejma sa toka dubinske slike. Oduzimanjem slike pre popunjavanja se uklanjaju sve ivice koje su dobijene SOBEL filtracijom i u slici preostaju samo pikseli koji pripadaju ruci. Time je dobijen primitiv ruke subjekta (Slika 2.6).

Naredni korak je definisanje referentne tačke na ruci koja će služiti za procenu njene pozicije, odnosno procenu njene udaljenosti od predmeta, na osnovu 3D koordinata. Kako ova tačka treba da bude zapravo što bliža mestu kontakta prilikom hvata, očekuje se da će se ona nalaziti u predelu šake, odnosno na vrhu ruke. Odgovarajuća oblast u slici je definisana kao oblast heuristički selektovane površine unutar primitiva ruke koja je najudaljenija od ivice stola. Jedini slučaj kada najudaljenija tačka od ivice stola neće pripadati šaci je kada je ruka savijena tako da je ugao u laktu veći od 90 stepeni. Usvajanjem pretpostavke da ovo neće biti slučaj se podrazumeva da će subjekat predmetima prilaziti direktno i hvatati ih od sebe, čime se još jednom u algoritam unose ograničenja koja će kasnije biti diskutovana (2.4). Kao referenta tačka na ruci izabran je medijan piksel u ovako definisanoj oblasti šake.

Za procenu orijentacije ruke se još jednom pribegava RANSAC algoritmu. Na osnovu 3D koordinata piksela koji pripadaju oblasti šake traži se jednačina ravni koja odgovara šaci. Iz prostornog ugla koji postoji između ove ravni i ranije definisane ravni stola, estimira se orijentacija ruke, tačnije ugao koji ruka zaklapa sa transverzalnom ravni.



Slika 2.6. Detekcija ruke subjekta se zasniva na slici ivica dobijenoj SOBEL filtriranje ulazne dubinske slike (gornji panel) i ekstrakciji rupa koje se javljaju duž ivica za koje je definisan model na osnovu BCG slike. Kada se na ovaj način detektuje pozicija piksela koji pripadaju delu ruke koji zaklanja ivicu stola, odgovarajućim morfološkim operacijama i popunjavanjem date konture koja postoji u estimaciji ivica (srednji panel), dolazi se do primitiva ruke subjekta (donji panel)

Radi provere funkcionisanja predloženog algoritma za kompjutersku viziju i ekstrakciju referentnih tačaka u slici, zatim estimacije udaljenosti izmedju ruke i predmeta, kao i vremenske i procesorske zahtevnosti razvijenog algoritma, kreiran je MATLAB program sa grafičkim korisničkim interfejsom koji obradjuje sliku, iscrtava i prikazuje rezultate u realnom vremenu, za svaki frejm. Za proveru greške u proceni rastojanja izmedju ruke i

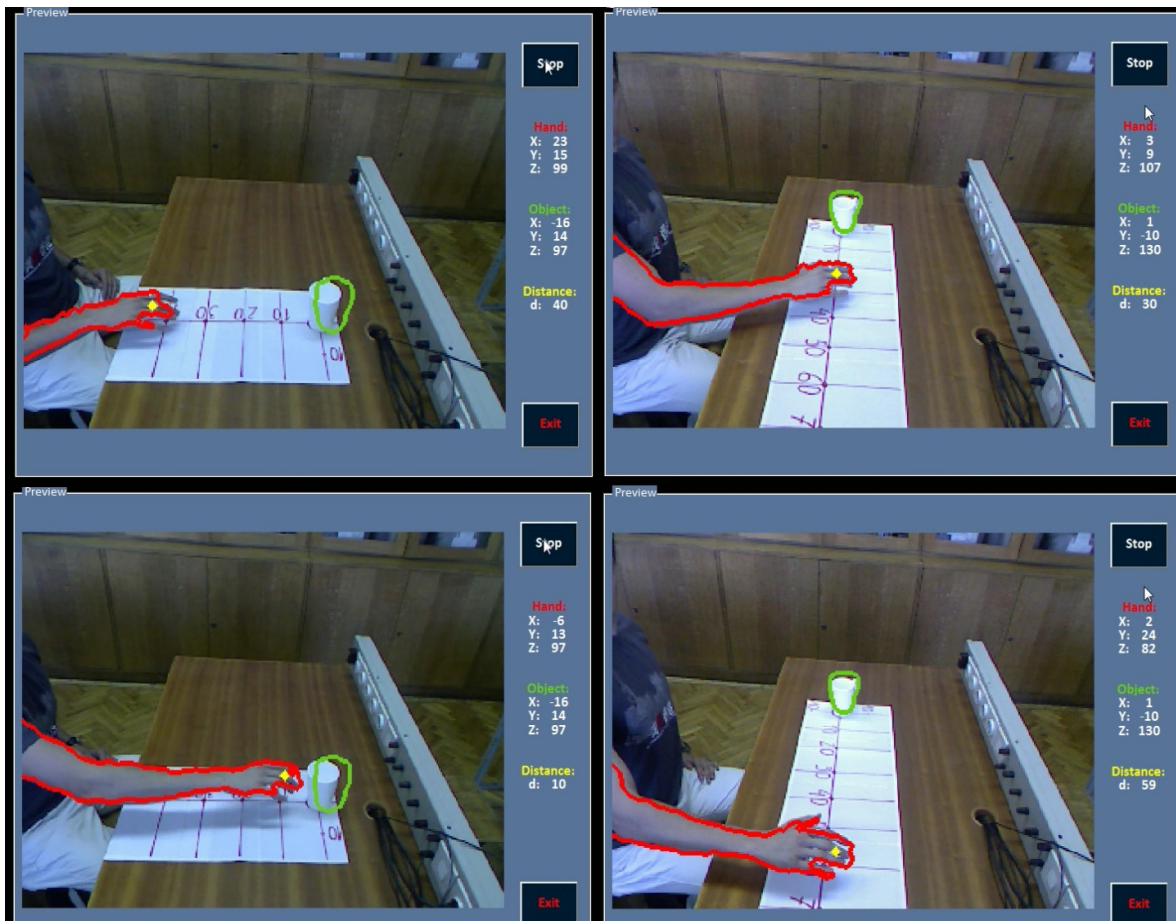
predmeta korišćen je milimetarski papir na kome su izbaždarena rastojanja od referentne pozicije na koju je planirano da se postavi objekat. Preciznost estimacije rastojanja između ruke i predmeta i brzina rada programa je prvobitno testirana u realnom vremenu, a kasnijom analizom niza sekvenci od 300 snimljenih slika, odnosno niza sekvenci trajanja 10 s, precizno je utvrđena vremenska zahtevnost algoritma i rezolucija, odnosno relativna greška, u proceni parametra od interesa, pri čemu je rastojanje sa milimetarskog papira određeno vizuelnom inspekcijom usvojeno kao zlatni standard.

2.3 REZULTATI

Prosečna brzina izvršavanja programa, odnosno razvijenog algoritma za obradu slike i ekstrakciju ruke i predmeta u sceni, na personalnom laptop računaru (Intel Core i5 2430M @ 2.4GHz, 4GB of RAM) procenjena na osnovu sekvence od 300 slika u kojima su se odvijali pokreti od interesa (dakle, uključene su i slike u kojima je samo objekat u sceni) je bila 9 ± 2 ms. Iz ovoga se može zaključiti da je brzina izvršavanja datog algoritma za red veličine manja od brzine akvizicije slike, koja je 30 frejmova u sekundi, pa će tako brzina programa pri radu u realnom vremenu biti zapravo definisana na osnovu ograničenja samog Kinect senzora. Analizom procenjenog rastojanja ruke od predmeta od strane predloženog algoritma i poredjenjem ovih vrednosti sa rastojanjima obeleženim na milimetarskom papiru, zaključeno je da je srednja greška estimacije u radnoj zoni (ruka iznad stola, a senzor postavljen prema definisanoj postavci sistema) manja od 1 cm za sve tri koordinate. Pri kvazi-statičkim uslovima (u trenucima kada ruka miruje) estimacija 3D koordinata je vrlo konzistentna i nije dolazilo do skokova u procenjenim vrednostima usled greške pri samim morfološkim operacijama i obradi slike, već je čisto posledica greške koju unosi sam senzor. Pri dinamičkim uslovima (pokretima ruke unutar radnog prostora) procenjena pozicija referentne tačke na ruci je varirala više od 1 cm usled promena u orijentaciji i veličine šake u samoj slici.

Procenjeno rastojanje između ruke i predmeta je takodje analizirano u realnom vremenu (Slika 2.7), što zapravo predstavlja analizu zajedničkog uticaja vremenske zahtevnosti algoritma i greške u proceni rastojanja koja je posledica morfoloških operacija pri obradi slike i direktne greške merenja senzora. Ovi testovi su pokazali da je sistem u transverzalnoj ravni osetljiviji na pokrete ruke duž horizontalne ose nego na pokrete duž vertikalne ose. Uprkos ovom ograničenju, za usvojene postavke sistema, greška estimacije u oblasti iznad stola površine 80x60 cm, za koju podrazumevamo da odgovara potrebnom radnom prostoru u kome će se nalaziti ruka subjekta prilikom vežbanja (pri visini 10 cm do 30 cm iznad površine stola), ova greška nikada nije bila značajno veća od 1 cm.

Na ovom mestu bi bilo važno istaći da za rastojanja ruke od predmeta u transversalnoj ravni koja su manja od 10 cm duž horizontalne ose i 5 cm duž vertikalne ose (u odnosu na scenu posmatranu od strane kamere) postoji mogućnost da algoritam neće biti u stanju da detektuje objekat jer će u datoj perspektivi IR kamere on biti zaklonjen rukom. Međutim, ukoliko se usvoji pretpostavka o statičkoj prirodi objekta, poslednja poznata lokacija predmeta se može uzeti kao trenutna vrednost dok se predmet ne detektuje ponovo u sceni, pa se na ovaj način neće uneti greška u računicu rastojanja. Sa druge strane, ukoliko predmet maskira ruku u sceni, ovime se unosi značajna greška prilikom računanja rastojanja, pa je zbog toga važno da se kamera pozicionira tako da se minimizuju ove situacije. Iz ovoga se može zaključiti da je Kinect senzor najbolje postaviti na stranu stola koja odgovara ruci koja se koristi prilikom vežbanja i da bi predmet trebalo da bude uvek postavljen na većem rastojanju od ruke.



Slika 2.7. Prikaz rada programa kojim je u realnom vremenu testirana procena rastojanja ruke od predmeta primenom razvijenog sistema za kompjutersku viziju. Crvenom bojom je obeležena estimacija položaja ruke u slici, a zelenom estimacija položaja predmeta dobijene predloženim morfološkim operacijama, dok je žutom tačkom označena referentna tačka na ruci. Prilikom eksperimenta subjekat je ruku držao iznad odgovarajuće kote na milimetarskom papiru, a na osnovu datog grafika se može uočiti da je procenjeno rastojanje odgovaralo stvarnom rastojanju za različite pozicije duž horizontalne i vertikalne ose.

Što se tiče procene orijentacije ruke, preciznost estimacije je značajno varirala u zavisnosti od konfiguracije šake i prstiju. Kako se ova procena zasniva na modelu šake u vidu ravni, svakako da je ova estimacija najtačnija kada su prsti na šaci ispruženi. U tom slučaju se može očekivati da je tačnost estimacije oko 20 stepeni.

2.4 DISKUSIJA

Iz priloženih rezultata se može zaključiti da predloženi algoritmi za obradu slike i estimaciju koordinata ruke i predmeta zadovoljavaju postavljene zahteve za uključivanje u sistem za funkcionalnu električnu terapiju pružajući mogućnost praćenja ruke u sceni i procenu rastojanja od predmeta u realnom vremenu sa odgovarajućom rezolucijom (20-25 fps). Izabrani algoritam i usvojene morfološke operacije nisu značajno promenile vremensku zahtevnost u odnosu na hardverska ograničenja samog senzora (30 fps). Takodje, greška u proceni rastojanja između ruke i predmeta u radnoj zoni gotovo nikad nije bila značajno veća od greške merenja koju unosi sam senzor (1 cm). Različita osetljivost estimacije duž horizontalne i vertikalne ose je posledica usvojene pozicije i orijentacije senzora pri datoj postavci sistema koja zapravo podrazumeva da se duž vertikalne ose u transverzalnoj ravni rastojanje od senzora ne menja, dok promene pozicije duž horizontalne ose podrazumeva i promenu rastojanja u odnosu na senzor, a poznato je da rezolucija Kinect senzora zavisi od rastojanja [87]. Na osnovu ova dva dobijena rezultata se može zaključiti da se dodatnim unapredjenjem algoritma ne mogu ostvariti značajna poboljšanja po pitanju preciznosti estimacije, kao i da se dodatnim uprošćenjem morfoloških operacija za obradu slike i samih algoritma za detekciju ključnih tačaka u slici ne mogu ostvariti značajne uštede po pitanju procesorskog vremena i veći broj obradjenih frejmova pri radu u realnom vremenu.

Sa druge strane treba imati u vidu da su pri izradi algoritma i izboru morfoloških operacija kojima se u slici nalaze referentne tačke na ruci i predmetu usvojene određene pretpostavke koje zahtevaju da pri postavci sistema i radu sa ovako definisanim sistemom za FET gornjih ekstremiteta budu ispunjeni sledeći uslovi kako bi se dobili očekivani rezultati:

- i. U svakom trenutku vremena očekuje se da se samo jedan predmet, predmet sa kojim se radi vežba, nalazi ispred subjekta u okvirima radne zone*
- ii. Očekuje se da druga ruka subjekta nije u sceni, odnosno iznad stola prilikom vežbanja*
- iii. Sam proces hvatanja se obavlja direktnim pristupom predmetu, ruka se uvek kreće u pravcu predmeta i prilazi mu sa prednje strane, tako da ugao u laktu nikad nije preko 90 stepeni*
- iv. Objekti koji se hvataju tokom vežbanja su statični*

Kao rezultat definisanja algoritma za obradu slike prema usvojenim hipotezama i ograničenja koja slede iz toga, a na ovom mestu su pomenuta samo neka od njih koja će direktno uticati na funkcionisanje sistema za FET, direktna primena ovog algoritma pri različitim postavkama u aplikacijama koje zahtevaju praćenje ruke i predmeta u sceni je relativno ograničena. Medjutim, različiti pristupi koji su usvojeni i rešenja koja su ponudjena kroz ovaj sistem, mogu naći primenu u raznim sistemima za kompjutersku viziju koji se zasnivaju na obradi dubinske slike. Najbolji primer ovoga je dodatni korak u RANSAC optimizaciji koji podrazumeva klasterizaciju geometrijskih modela koji može naći primenu kod svakog izdvajanja predmeta poznate geometrije iz slike u slučaju da je poznato da će predmet koji se traži uvek biti najveći predmet koji je datog oblika u posmatranoj sceni.

Treba istaći da je estimacija koordinata ruke u sceni vrlo osetljiva na njenu poziciju i orijentaciju u odnosu na kameru. Ovo je posledica samog algoritma za definisanje referentne tačke na ruci, koji se zasniva na heuristički definisanoj površini oblasti koja bi trebalo da predstavlja šablon šake, što se svakako razlikuje od toga pod kojim se uglom šaka posmatra. Algoritam je podešen za ruku koja je paralelna sa stolom, a kako bi se omogućila ispravna estimacija referentne tačke u različitim uslovima, neophodno je da se u njega uključi i adaptivni deo koji bi u sebe uvrstio procenu ove orijentacije. Uzevši u obzir da je sistem namenjen automatskoj kontroli hvatanja asistiranog funkcionalnom električnom stimulacijom, sa ciljem da se pravovremeno pokrene sekvenca stimulacije za otvaranje i zatvaranje ruke, i da dinamika ovog procesa (uz pretpostavku da je za formiranje hvata potrebno između 0,5 s i 1 s) dozvoljava marginu kašnjenja od više frejmova, postaje jasno da ni prosečna greška od 1 cm neće onemogućiti ovaj proces.

Kada je u pitanju procena orijentacije ruke, preciznost od 20 stepeni koja se dobija razvijenim algoritmom kompjuterske vizije, iako se ne može smatrati kvalitetnom estimacijom, svakako zadovoljava potrebe i mogućnosti FES sistema za asistiranje hvata, što je u skladu sa planiranom namenom ovog sistema. Ograničenje koje je postavljeno da bi tačnost estimacije bila u skladu sa navedenom jeste da su prsti na ruci opruženi i da se šaka može estimirati koristeći model ravni. Iako ovo u opštem slučaju nije tačno, imajući u vidu da bi budući sistem u sebe trebalo da uključi i mogućnost kontrole prstiju kako bi se formirao hvat, pa bi tako morao da uključi i ekstenziju prstiju putem električne stimulacije. Sa idejom da bi se u budućem sistemu formiranje hvata odvijalo u tri faze: otvaranje šake i priprema za hvat, podešavanje orijentacije u skladu sa orijentacijom predmeta i formiranje hvata, može se zaključiti da uneseno ograničenje ne biti trebalo da predstavlja problem pri praktičnoj realizaciji sistema.

Na kraju je potrebno istaći da u trenutku opisanih istraživanja razvijeni sistem za kompjutersku viziju nije bio povezan sa stimulatorom i da se svi rezultati koji su prikazani u okviru ovog poglavlja odnose samo na tehničke karakteristike razvijenog algoritma kompjuterske vizije, njegovu brzinu izvršavanja i preciznost u estimaciji rastojanja između

ruke i predmeta. Sam rad u realnom vremenu koji je takodje testiran odnosio se isključivo na algoritme za obradu slike, odnosno primenljivost Microsoft Kinect-a i samog koncepta artificijelne percepcije za automatsku kontrolu stimulacionih parametara. Prvo pitanje koje se direktno nameće jeste da li će ovakav sistem i nakon što se spregne sa stimulatorom odgovoriti na vremenske zahteve rada u realnom vremenu. Takodje, primenljivost ovog sistema u kliničkim uslovima u slučajevima kada je pacijent sa spastičnom rukom osoba koja hvata predmete je nešto što će biti opisano naknadno. Sistem jeste razvijen sa idejom da se lako uključi u okruženje za FET, ali odgovor na to da li on zaista može da funkcioniše u ovakvim uslovima nije ponudjen u okviru ovog poglavlja. Na ova pitanja pokušaćemo da pružimo odgovor u okviru poglavlja 3 i poglavlja 5.

*“Are you red or are you ready?
Don't you think you might be afraid
Of where this could go?
Things that you can and cannot control”*

*Joel Plaskett
Heartless, Heartless, Heartless*

3. KONTROLA PODLAKTICE ELEKTRIČNOM STIMULACIJOM BICEPSA I TRICEPSA

Adaptirano iz rada:

Štrbac, M., Malešević, N., Čobeljić, R., Schwirtlich, L. “Feedback control of the forearm movement of tetraplegic patient based on Microsoft Kinect and multi-pad electrodes,” *Journal of Automatic Control*, vol. 21(1), pp 7-11, DOI: 10.2298/JAC1301007S, 2013, ISSN 1450-9903 **(M52)**

3.1 Uvod

Funkcionalna električna terapija podrazumeva primenu električnih impulsa kako bi se mišići koji su zaduženi za obavljanje neke funkcije koja je ugrožena kao posledica šloga ili nekog drugog nervnog oštećenja aktivirali spolja. Primarni cilj je da se kroz intenzivan trening subjektu povрати data funkcija. Ovaj princip je našao primenu i pokazao značajne terapijske i ortotske efekte za različite funkcije, pa se tako primenjuje za funkcije hoda i stajanja [93-95], vožnje bicikla [96, 97], za generisanje pokreta u ramenu [98, 99], laktu [100], formiranje hvata (što je glavna tema ove disertacije) ili kombinacije ovih pokreta [101]. Korišćenje kombinacije pokreta koji odgovaraju prirodnim sinergijama koje postoje prilikom manipulacije i hvatanja predmeta je svakako najbolji pristup, ali i najkompleksniji jer zahteva pravilnu vremensku sinhronizaciju pojedinačnih pokreta.

Poznato je da osobe sa inervisanim ekstenzorima lakta mogu ostvariti značajan napredak korišćenjem uređaja za restoraciju hvata samo ako su i njihovi pokreti u fazi dohvatanja očuvani [102]. Na osnovu ove tvrdnje se može zaključiti da je rehabilitacija zamaha u nekim slučajevima čak i važnija od samog hvatanja. Nažalost, zbog pomenute kompleksnosti, sistemi za FES su najčešće najpravljeni da odgovore na potrebe samo jedne funkcije, pa se onda različite funkcije vežbaju pojedinačno u odvojenim terapijskim vežbama. Pritom, u lancu koji postoji u prirodnim sinergijama prilikom hvatanja, najmanje su ispitani i razvijeni FES sistemi koji su zaduženi za funkciju pokreta u laktu [103].

Sa druge strane, sistemi koji u sebe uključuju elektrostimulaciju ekstenzora i fleksora lakta se sve češće predlažu kao pogodni za primenu kada preciznost u kontroli nije toliko kritična. Dobar primer za ovo su trening i jačanje mišića nadlaktice kod astronauta i osoba koje su prinudjene na dugotrajno ležanje (takoreći prikovane za krevet) [104], ili postepeno povećanje mišićnog tonusa nakon operacije [105]. Medjutim, kod FES asistiranog hvatanja se češće pribegava korišćenju hibridnih robotskih sistema, u kojima je robot zadužen za pozicioniranje ruke, odnosno robotski se pomažu pokreti u laktu i ramenu, dok se samo za formiranje hvata koristi FES [106, 107]. Razlog za ovo je pre svega u kompleksnoj kontroli ovih pokreta kroz stimulaciju bicepsa i tricepsa [108, 109] koja zahteva veoma preciznu aktivaciju, a najčešće i upravljanje u zatvorenoj sprezi sa visokom vremenskom rezolucijom i veoma precizno podešenim kontrolnim algoritmom. U prošlosti su već uvedene različite metode kontrolnih algoritama zasnovanih na biološkim sinergijama i identifikaciji biološkog modela koji se može primeniti u elektroterapiji za kontrolu pokreta ruke [110]. Glavni razlog zašto postojeći modeli nisu uspeali da nađu širu praktičnu primenu može se naći pre svega u nedostacima na senzorskoj strani, odnosno nemogućnosti merenja informacije od interesa (pozicije ruke) sa odgovarajućom rezolucijom nekim jednostavnim i lako dostupnim senzorskim sistemom. Jedan od praktičnih pristupa koji je razvijen i

testiran se zasnivao na upotrebi akcelerometara za prikupljanje kinematičkih podataka i senzorne neuronske mreže kao sistema odlučivanja [111].

Kako je informacija od interesa zapravo pozicija ruke u 3D prostoru, postaje jasno da se Microsoft Kinect i kompjuterska vizija nameću kao odličan senzorski sistem za ovu primenu. U sklopu biblioteka koje je Microsoft razvio za Kinect senzor postoje i funkcije koje omogućavaju modeliranje skeleta [112] i estimaciju pozicije 20 zglobova u realnom vremenu sa vremenskom rezolucijom od 30 slika u sekundi. Medjutim, treba imati u vidu da su pomenute funkcije za praćenje skeleta dizajnirane u skladu sa potrebama igračke industrije i postavkama senzora pri igranju igrice u stajaćem položaju. Naknadno sa Kinect for Windows sezorom uključena je mogućnost estimacije 10 zglobova koji podrazumevaju glavu, gornje ekstremitete i torzo, čime je omogućeno korišćenja postojećeg modela u sedećem položaju. Medjutim, ovaj model je tako inherentno nasledio i ograničenja u rezoluciji koja su rezultat postavke sistema u kojoj se kamera nalazi ispred subjekta. Drugim rečima, senzor je napravljen da mnogo bolje registruje pokrete u frontalnoj ravni, pa su tako pokreti koji podrazumevaju i promenu rastojanja od kamere značajno slabije rezolucije i promenljive osetljivosti [113]. Pored toga, usled ovih hardveskih ograničenja i ograničenja algoritma za praćenje skeleta greška estimacije strahovito raste ukoliko korisnik nije postavljen frontalno prema kameri i varijabilnost u estimaciji poze može ići i do 10 cm [114]. Iz datog se može zaključiti da u nedovoljno kontrolisanim uslovima, kakvim se u ovom smislu može smatrati i FET gornih ekstremiteta, korišćenjem postojećeg algoritma za praćenje skeleta moguće je da se isprati samo trend pokreta, što nikako ne odgovara zahtevima koji se postavljaju pred jedan aktivan sistem kakav je sistem za elektrostimulaciju koji treba da stimulacijom bicepsa i tricepsa obezbedi upravljanje pozicijom ruke. Sa druge strane, postavke sistema koje su usvojene u skladu sa FES sistemom za vezbanje hvata i prethodno razvijen algoritam za praćenje pozicije ruke nametnuli su se kao idealna polazna tačka za dalji razvoj, kao početni uslovi koji pružaju bolju rezoluciju i veću fleksibilnost od postojećeg modela skeleta.

Dodatna kompleksnost problema upravljanja pozicijom ruke na osnovu signala sa Kinect kamere potiče iz same prirode procesa, pošto se zapravo radi o dva medjusobno zavisna nelinearna aktuatora sa različitom funkcijom prenosa koji deluju antagnoistički pri pokretu od interesa. Moguće je primentiti dva pristupa kako bi se pronašlo rešenje ovog problema – analitički [115-117] i neanalitički [83, 110] pristup. Analitički se zasniva na matematičkom modelu koji u sebi sadrži sisteme nelinearnih diferencijalnih jednačina u kome su kroz funkciju prenosa uvrštene poznate karakteristike mišića utvrdjene identifikacijom. Iako je deo istraživanja u toku izrade doktorske disertacije bio usmeren i prema analitičkom pristupu, tačnije korišćenju biomehaničkog modela radi poboljšanja upravljanja, imajući u vidu da je reč o vrlo složenom problemu koji zapravo izlazi iz okvira ove doktorske disertacije, odlučeno je da kratak pregled postignutih rezultata istraživanja na ovom polju bude prikazan u okviru Priloga tezi. Neanalitički pristup se zasniva na

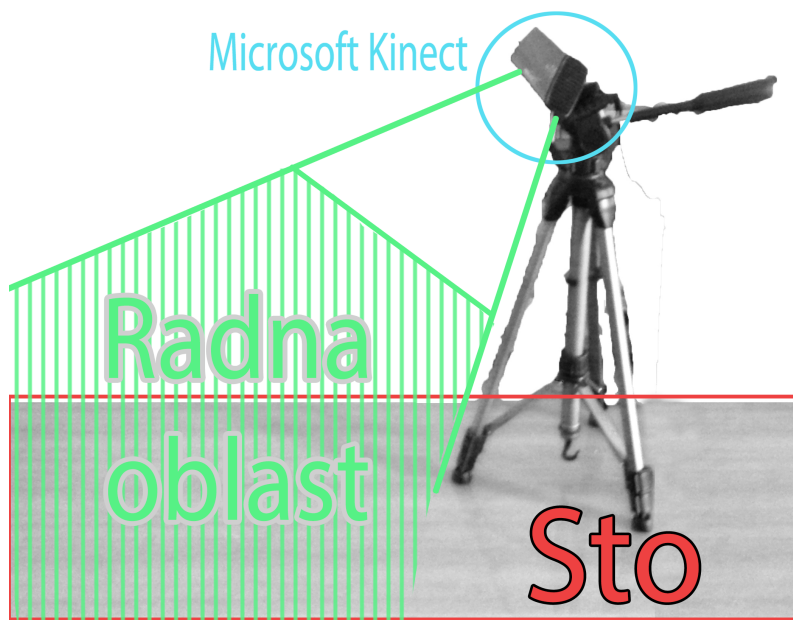
definisaniu baze pravila (eng. rule base) heuristički kroz praćenje mišićnih odgovora, odnosno rezultujućih pokreta, za različite pobude. U ovom poglavlju opisan je algoritam zasnovan na neanalitičkoj kontroli čiji je rad testiran na 5 zdravih dobrovoljaca i validiran na jednom tetraplegičnom pacijentu.

3.2 METOD

3.2.1 SENZORSKI SISTEM - OBRADA SLIKE

Za akviziciju slike je u ovom istraživanju korišćena Kinect for Windows kamera, koja zapravo predstavlja verziju XBOX Kinect kamere koja je prilagodjena potrebama istraživanja i razvoja, zbog čega ona nudi ne samo mogućnost lakše integracije i pristup sirovim podacima sa računara, već otvara i neke mogućnosti koje nisu postojale kod prvobitne verzije senzora koja je korišćen u prethodnoj fazi istraživanja, koja je opisana upoglavljju 2. Najvažnija od tih mogućnosti je *Near mode* opcija koja omogućava akviziciju slike na rastojanjima između 0.5 i 3 m, što unosi ne samo pojednostavljenje samog setup-a sistema, već i povećava njegovu rezoluciju, imajući u vidu da osetljivost infracrvenog senzora u sklopu kamere opada sa rastojanjem [87, 118]. Imajući u vidu da ovo odgovara našim potrebama, prethodno usvojene postavke sistema su uprošćene, tako da se kamera postavlja na stalak visine svega 0,6 metara (Slika 3.1), a dati stalak pored subjekta na sto, sa strane ruke kojom će subjekat hvatati predmete. Kamera je postavljena pod uglom od 60 stepeni u odnosu na vertikalnu. Na ovom mestu bi trebalo istaći da je ovo značajna razlika u odnosu na 45 stepeni kako su izgledale postavke za XBOX Kinect kameru. Ova izmena u postavci garantuje širi ugao posmatranja (što je svakako od značaja uzevši u obzir da je perspektiva smanjena time što je kamera postavljena bliže subjektu) a samim tim i veći radni prostor. Kamera se povezuje sa računarom preko USB interfejsa, a toku dubinske slike (eng. *depth stream*) sa kamere se pristupa iz softverskog paketa MATLAB preko dinamičkih biblioteka. Prema postavkama je određeno da se sa senzora preuzimaju slike rezolucije 320x240 piksela, a sva naknadna obrada obavlja se nad ovim slikama u realnom vremenu.

Usvojena promena u postavci sistema, odnosno pozicioniranju kamere, nije zahtevala izmene u samom algoritmu kompjuterske vizije za detekciju i praćenje ruke u sceni. Koraci kojima se dolazi do estimacije pozicije ruke su ostali nepromenjeni i uključuju mapiranje svakog piksela u snimljenoj sceni odgovarajućom 3D koordinatom, izdvajanje piksela u slici koji pripadaju ravni stola na osnovu matematičkog modela, detekciju nedostajućih piksela duž ivice stola, proveriti da li ovi pikseli pripadaju ruci, odnosno objektu koji se proteže sa obe strane ivice, izdvajanju ruke i referentne tačke na ruci. Koordinate ove tačke se koriste kao procena pozicije ruke u radnom prostoru. Imajući u vidu da je cilj da se definiše upravljanje pozicije ruke kroz kontrolu ugla u laktu, može se zaključiti da su za nas od interesa samo planarni pokreti u osi lakta. Radi jednostavnosti, usvojena je zdravorazumska pretpostavka da će tokom eksperimenta pokreti postojati samo u transverznoj ravni. Iz



Slika 3.1. Postavka sistema koja garantuje lako uključenje kamere u kliničko okruženje. Kinect se postavlja na sto pored subjekta na stalak visine 600 mm pod nagibom od 60 stepeni u odnosu na vertikalnu, čime se obezbeđuje dobar ugao posmatranja i dovoljno velika radna površina.

ovog razloga na osnovu procenjene 3D koordinate ruke formirana je projekcija na transverzalnu ravan i izabrano je da jedna od dve koordinate u transverzalnoj ravni posluži kao ulazna promenljiva kojom se reguliše pozicija ruke. Brzina ruke duž ove ose takodje predstavlja parametar koji je od interesa za algoritam upravljanja, a ova vrednost izračunata je jednostavnim oduzimanjem prethodnog položaja od trenutnog i daljenjem dobijene vrednosti sa proteklim procesorskim vremenom od prethodnog trenutka estimacije. Radi lakšeg razumevanja estimiranih vrednosti, uvedena je transformacija referentnog sistema kamere u sistem sa koordinatnim početkom u početnoj poziciji ruke orijentisanim tako da je transverzalna ravan paralelna ravni stola, pri čemu su ordinata i apscisa u ovoj ravni paralelne ivicama stola. Drugim rečima, obezbeđeno je da je u ovako definisanom referentnom sistemu x osa dužina, y osa širina, a z osa visina, što omogućava jednostavno praćenje i tumačenje dobijenih rezultata.

3.2.2 UPRAVLJAČKI SISTEM - ELEKTRIČNA STIMULACIJA

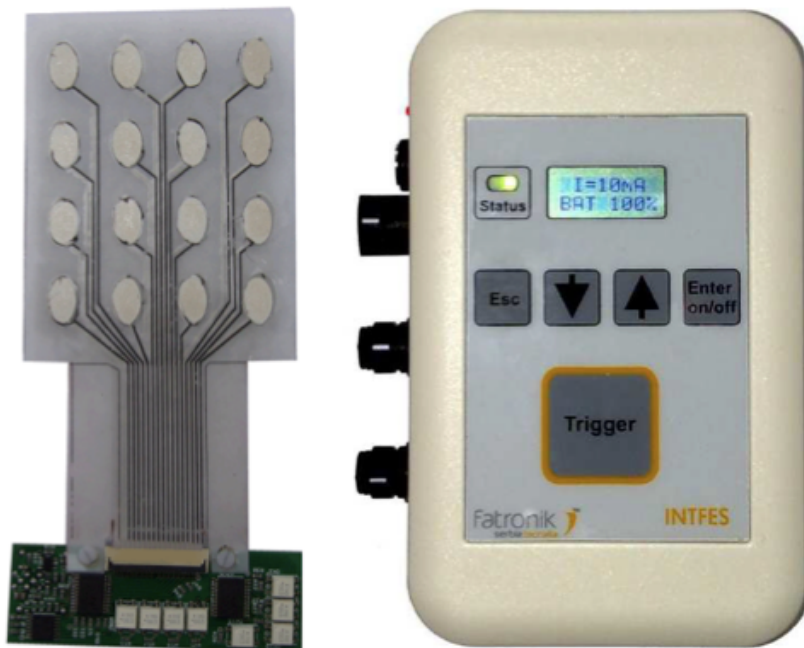
Kao stimucion sistem je korišćen INTFES v1 (Tecnalia Research and Innovation, San Sebastian, Spain) višekanalni stimulator koji je moguće kontrolisati preko Bluetooth interfejsa i matrična elektroda u 4x4 konfiguraciji polja (Slika 3.2). Princip na kome radi INTFES stimulator je prostorno-vremenska distribucija stimucionih impulsa [48] pomoću sistema brzih prekidača koji menjaju stanja sinhronizovano sa stimucionim impulsima u skladu sa predefinisanim izborom stanja za svaki od prekidača. Ovaj princip omogućava da impulsima iz jednog strujnog izvora aktiviraju jedna ili više elektroda unutar matrice prema prethodno definisanom kontrolnom algoritmu. Pritom se same elektrode mogu aktivirati istovremeno, kada govorimo o sinhronoj stimulaciji, ili neposredno jedna za drugom u

vremenu koje je kraće od refraktornog perioda ($T_p < 5\text{ms}$), što definišemo kao asinhronu stimulaciju. Asinhrona stimulacija pruža mogućnost uvođenja stimulačionih protokola koji odlažu mišićni zamor, što je od velikog interesa za posmatranu primenu. Tokom prethodnih istraživanja je pokazano [119] da je korišćenjem distribuirane stimulacije niskih učestanosti moguće produžiti trajanje treninga pri korišćenju funkcionalne električne stimulacije, što je od interesa kod svih terapijskih metoda koje se zasnivaju na ovoj metodologiji. Kada govorimo o stimulaciji gornjih ekstremiteta, površinska distribuirana asinhrona stimulacija u poredjenju sa konvencionalnom sinhronom stimulacijom može udvostručiti [120] proteklo vreme pre nastupanja zamora.

U okviru H mosta izlaznog stepena stimulatora se generišu bifazni strujno kontrolisani stimulačioni impulsi. Izlazni stepen je limitiran na napon od 94 V. U praktičnoj primeni ovaj napon garantuje da amplituda struje u slučaju površinske stimulacije, dakle, podrazumevajući neku prosečnu vrednost impedanse interfejsa izmedju elektrode i kože, i od kože do mišića, odnosno motornih tačaka, može ići i do 30 mA. Impulsna širina se programski može kontrolisati u opsegu od 50 do 1000 us, dok se frekvencija stimulacije nalazi izmedju 1 i 50 impulsa u sekundi (po kanalu). Ove karakteristike stimulatora su idealno odgovarale planiranom eksperimentalnom protokolu, u kome je za potrebe eksperimenta, impulsna širina postavljena na 250 us, stimulačiona frekvencija na 40 Hz sa 1 ms pauze izmedju dva asinhrona impulsa, dok je amplituda stimulacije od strane algoritma upravljanja regulisana u opsegu izmedju 0 i 20 mA.

U skladu sa metodologijom distribuirane stimulacije, pulsevi generisani u okviru jedne periode stimulacije se distribuiraju na izabrana polja na matičnoj elektrodi. Za ovu specifičnu primenu izabrano je da se koriste dve elektrode sa 4x4 konfiguracijom polja koja formiraju pravilnu matricu (Slika 3.2), od kojih se jedna elektroda postavlja na triceps, a druga na biceps, dok se dve anode koje odgovaraju ovim aktivnim elektrodama postavljaju u blizini lakta. Uz asinhronu stimulaciju koja odlaže zamor, dodatna prednost koju pruža elektroda postavljena duž glave mišića kod koje su polja raspoređena u pravilnu matricu jeste optimizacija uključenih polja tako da se optimizuje mišićni odgovor i komfort koji subjekat oseća pri stimulaciji. U našem slučaju je na osnovu vizuelne inspekcije motornog odgovora i na osnovu povratne informacije subjekta tokom stimulacije različitih polja na elektrodama koje su postavljene na fleksor i ekstenzor lakta unutar matrice od polja 16 polja izabrano po 4 polja koja rezultuju najboljim mišićnim odgovorom uz odgovarajući komfor. Sama selekcija odgovarajućih polja se prema protokolu obavlja u procesu kalibracije, neposredno nakon pozicioniranja elektroda, a pre početka eksperimenta. Izabrana konfiguracija aktivnih polja na elektrodi koja odgovara subjektu se podešava i pamti unutar kontrolnog algoritma, koji reguliše amplitudu stimulacije na ovim poljima u zatvorenoj sprezi na osnovu senzorskog ulaza sa kamere i algoritma kompjuterske vizije. Kontrolni aplikacija razvijena u MATLAB programskom paketu se uslovno govoreći odvija u realnom vremenu na *host PC* računaru. Pojam upravljanja u realnom vremenu se uzima

uslovno jer se podrazumeva da će senzorski ulaz, odnosno pozicija ruke procenjena algoritmom kompjuterske vizije na osnovu podataka sa Kinect kamere, dolaziti do kontrolnog algoritma sa različitim kašnjenjem koje će zavisiti od Windows operativnog sistema i drajvera koji služe za akviziciju slike sa Kinect kamere. Takodje, sam upravljači signal, odnosno stimulacija, će dolaziti do subjekta sa različitim kašnjenjima koja će zavisiti od Bluetooth veze sa stimulatorom. Znajući da je ova varijabilnost zanemarljiva u poredjenju sa vremenom mišićne reakcije, odnosno posmatranih pokreta, koje je za dva red veličine veće, može se reći da ovako povezan sistem radi u zatvorenoj sprezi u realnom vremenu.



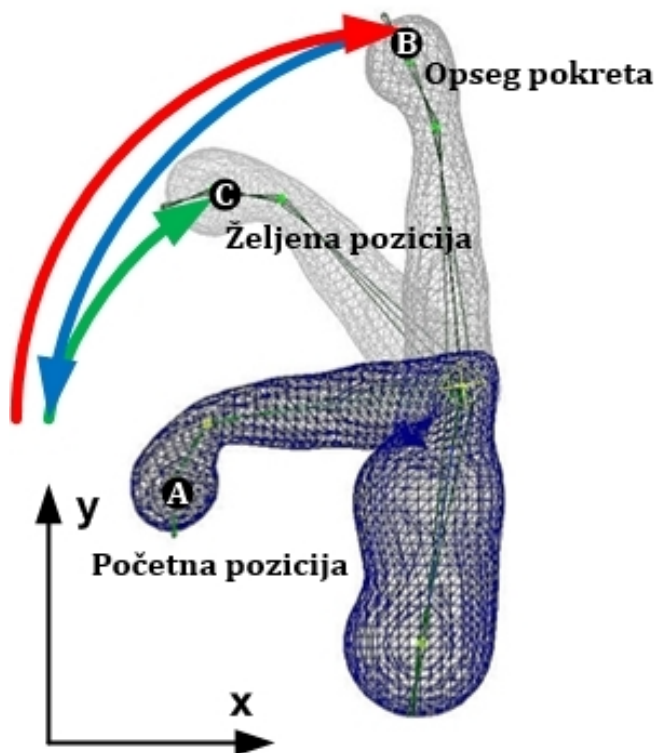
Slika 3.2. Sistem korišćen za stimulaciju mišića sastoji se od višekanalnog IntFES stimulatora (desno) koji radi na principu prostorno/vremenske distribucije stimulacionih impulsa i dve matrice elektrode u 4x4 konfiguraciji (levo) koje se postavljaju na biceps i triceps kako bi se kontrolisala pozicija ruke u laktu.

3.2.3 KONTROLNI ALGORITAM

Zadatak kontrolnog algoritma je da reguliše ugao u laktu, odnosno poziciju podlaktice, adaptacijom stimulacionih parametara, odnosno u našem slučaju amplitude stimulacije, na elektrodama pozicioniranim na biceps i triceps subjekta. Da bi ovo bilo moguće algoritam mora na osnovu vizuelnih podataka sa Kinect senzora da obezbedi podešavanje struje stimulacije tako da se u zatvorenoj sprezi postigne ekstenzija u laktu, fleksija u laktu, ali i da se ruka održi u trenutnom položaju. Imajući u vidu da se u ovom procesu, kroz stimulaciju bicepsa i tricepsa, zapravo kontroliše samo jedan stepen slobode, tačnije ugao u laktu, a da su za nas ulazni podaci zapravo koordinate šake u transverzalnoj ravni, koje predstavljaju zapravo dve međusobno zavisne promenljive, odlučeno je da se pozicija šake reguliše

isključivo kroz x-osu (Slika 3.3). Razlog za ovo se može naći u tome što y-osa zapravo podrazumeva pokrete duž transverzalne ravni koji se mogu jednostavno kompenzovati naginjanjem subjekta napred ili nazad iz inicijalnog sedećeg položaja. Kao početni položaj izabrano je da je ruka subjekta bude blago savijena ka unutra, imajući u vidu da je ovo najugodniji položaj u kome je većina pacijenata u stanju da drži paretičnu ruku.

Kontrolni algoritam se zasniva na bazi pravila u skladu sa čime se može podeliti na tri faze. Na samom početku amplitude struje su za obe elektrode na svim poljima podešene na nultu vrednost. Prva faza podrazumeva identifikaciju struje aktivacije tricepsa. U ovoj fazi algoritam postepeno povećava amplitude na poljima elektrode za triceps, tačnije na četiri polja koja su izabrana pri inicijalnoj kalibraciji, u koracima od 1 mA na svakih 300 ms, sve dok se na osnovu procenjene pozicije ruke ne utvrdi da postoji konzistentan pokret podlaktice u odnosu na nadlakticu. Konzistentan pokret se definiše kao pokret kod koga se ruka kreće brzinom većom od praga od 15 cm/s. Odgovarajuća struja kojom se dobija ovako definisan pokret se čuva kao struja aktivacije tricepsa (TC).



Slika 3.3. Trajektorija ruke tokom stimulacionog protokola. Inicijalno se određuje odgovarajuća amplituda stimulacije za ekstenziju u laktu (crvena strelica), zatim za fleksiju (plava strelica), nakon čega se ruka dovodi i zadržava u željenom položaju regulisanjem ovako definisanih stimulacionih struja (zelena strelica).

Druga faza algoritma se odnosi na identifikaciju struje aktivacije bicepsa. Najpre se struja na elektrodama koje odgovaraju tricepsu podesi na nultu vrednost, nakon čega se analogno prvoj fazi struja na elektrodi koja je postavljena na biceps, tačnije na četiri polja na ovoj elektrodi koja su izabrana u procesu kalibracije elektrode, povećava za 1 mA na svakih

300ms. Inkrementiranje struje na ovoj elektrodi prestaje u trenutku kada sistem kompjuterske vizije detektuje stabilan pokret, odnosno kada je brzina pokreta iznad prethodno heuristički određenog praga od 15 cm/s. Intenzitet stimulacije koji odgovara ovako definisanom pokretu se u sistemu pamti kao struja aktivacije bicepsa (BC). Nakon što se ruka vrati u inicijalni položaj, odnosno položaj u kome se nalazila pre početka prve faze, algoritam ulazi u treću fazu – fazu upravljanja u zatvorenoj sprezi.

Cilj treće faze algoritma je da dovede ruku u željeni položaj i da je održi u toj poziciji. Prema protokolu je određeno da se ciljane pozicija definiše kao polovina ukupnog opsega pokreta. Stimulacija se na početku treće faze, znajući da se ruka nalazi u savijenom položaju, na elektrodi na tricepsu postavlja na vrednost definisanu u prvoj fazi kao TC, dok se na elektrodi na bicepsu postavlja na nultu vrednost. Sama regulacija se zasniva na signalu greške, odnosno razlici između trenutne i željene pozicije ruke. Kada je ova razlika negativna i manja od -1 cm, odnosno kada se ruka nalazi između inicijalnog položaja i ciljane lokacije, amplituda stimulacije na aktivnim poljima elektrode na tricepsu se inkrementira za 1 mA, dok se amplituda stimulacije na aktivnim poljima elektrode na bicepsu dekrementira za 1 mA. Ukoliko je razlika između -1 cm i 1 cm, nema promene u amplitudi stimulacije ni na jednoj elektrodi. Kada razlika poraste iznad 1 cm, odnosno kada se ruka nalazi između ciljane lokacije i krajnjeg ispruženog položaja, amplituda stimulacije na aktivnim poljima elektrode na bicepsu se inkrementira za 1 mA, dok se amplituda stimulacije na aktivnim poljima elektrode na tricepsu dekrementira za 1 mA. Funkcija kojom se kontroliše struja stimulacije na elektrodi na bicepsu i elektrodi na tricepsu može se definisati preko sledeće formule:

$$Faza\ 1 = \begin{cases} v < v_t; TC ++ \\ v > v_t; zapamti\ TC \\ p > p_e; \rightarrow Faza\ 2, TC = 0 \end{cases}$$

$$Faza\ 2 = \begin{cases} v > -v_t; BC ++ \\ v < -v_t; zapamti\ BC \\ p < 0; \rightarrow Faza\ 3, \rightarrow TC \end{cases}$$

$$Faza\ 3 = \begin{cases} p < p_t - 1\ cm; TC ++, BC -- \\ p_t - 1 \leq p \leq p_t + 1; nema\ promene \\ p > p_t + 1; BC ++, TC -- \end{cases}$$

gde je v procenjena brzina kretanja ruke subjekta, v_t prag brzine, TC amplituda stimulacije na poljima elektrode na tricepsu, p procenjena pozicija ruke, p_e krajnja pozicija ruke pri punoj ekstenziji, p_t ciljane pozicija i BC amplituda stimulacije na poljima elektrode koja se nalazi na bicepsu subjekta.

Na ovom mestu treba istaći da je unutar baze pravila za svaku od faza namerno izabrana najjednostavnija formula za kontrolu struje koja se zasniva na prostom inkrementiranju i

dekrementiranju prethodne vrednosti. Razlog za ovo se krije u polaznoj hipotezi koja se odnosi na pitanje da li je moguće regulisati poziciju ruke stimulacijom bicepsa i tricepsa i održati je u željenoj poziciji kokontrakcijom koristeći sistem kompjuterske vizije sa Kinect-om kao senzorom. Zadatak koji je postavljen pred neanalitičku kontolu nije bio da se utvrdi optimalno upravljanje, tako da postoji što manji preskok ili da se u što kraćem roku ruka dovede u željenu poziciju. Osvrt na optimalno upravljanje i na mogućnost da se u tu svrhu iskoristi analitički model je prikazan u okviru Priloga. Potrebno je istaći i da je algoritam namerno definisan tako da su formule analogne za oba mišića, iako je poznato da biceps i triceps imaju različitu gradju i drugačije reaguju na stimulaciju, uz očekivanje da će algoritam biti u stanju da prepozna ove razlike i da će one moći kasnije da se utvrde i analiziraju preko amplituda struja koje je algoritam dodelio ovim mišićima.

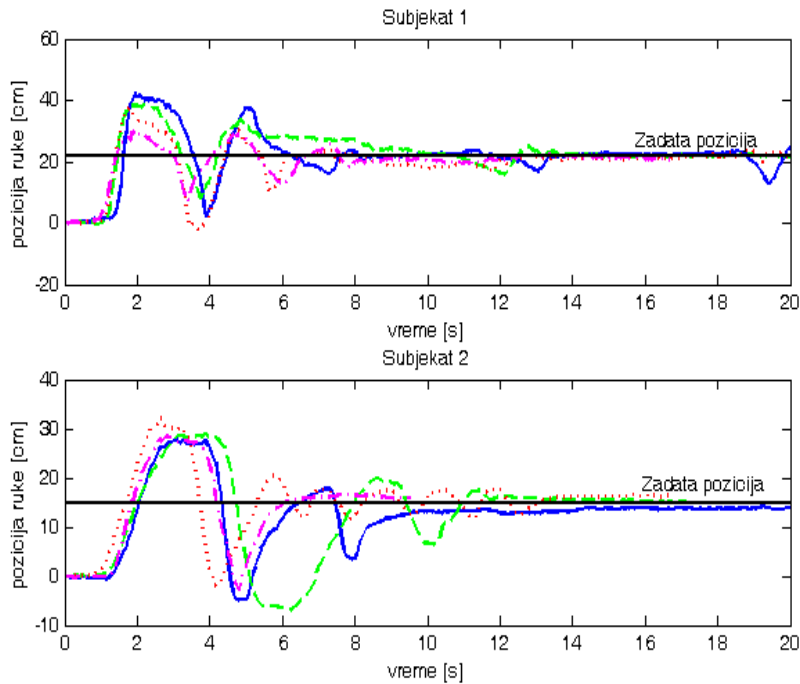
3.2.4 *SUBJEKTI I PROTOKOL EKSPERIMENTA*

Eksperiment je najpre uradjen na pet zdravih dobrovoljaca (22-26 godina starosti) u okviru Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu, nakon čega je validiran na jednom tetraplegičnom pacijentu sa nekompletnom lezijom u nivou C5 u okviru Klinike za rehabilitaciju "Dr Miroslav Zotović" u Beogradu. Svi subjekti su dali informisani pristanak da učestvuju u eksperimentu, dok je protokol eksperimenta odobren od strane lokalnog etičkog komiteta. Sam eksperiment se sastojao od nekoliko ponovljenih pokušaja u kojima je početna pozicija blago varirala, ali sa tendencijom da odgovara uglu u laktu od 90 stepeni, što je utvrđeno vizuelnom inspekcijom. U svakom od pokušaja iz početne pozicije se startuje sa prvom fazom kontrolnog algoritma, nakon čega se u skladu sa kontrolnim algoritmom stimulacija reguliše narednih 20 do 30 sekundi, u zavisnosti od mišićnog zamora subjekta. Pre početka eksperimenta za svakog subjekta je utvrđen opseg pokreta p_e , koji je za zdrave subjekte odgovarao punoj ekstenziji (uglu u laktu od 180 stepeni) i pozicija željene tačke p_t u skladu sa anatomijom datog subjekta.

3.3 REZULTATI NEANALITIČKOG PRISTUPA

3.3.1 *ZDRAVI DOBROVOLJCI*

Automatska regulacija amplitude struje na bicepsu i tricepsu tokom treće faze algoritma se tokom testova na zdravim dobrovoljcima pokazala dovoljno dobra da odgovori na polaznu hipotezu, dakle, da ponovljivo dovede ruku i zadrži je u željenom položaju. Na Slika 3.4 je prikazana trajektorija ruke, tačnije x-osa procenjenih koordinata ruke, prilikom 4 izvođenja eksperimenta od strane dva subjekta. U svakom signalu se može uočiti jasan trend koji prati tri faze izvršavanja algoritma. U prvoj fazi, kada se stimulše triceps vrednost pozicije duz x-ose raste do maksimalne, koja odgovara opsegu pokreta, odakle algoritam ulazi u drugu fazu i kreće sa stimulacijom bicepsa i povećanjem intenziteta struje koja deluje na elektrodama na ovom mišiću, zbog čega pozicija kreće da opada. Treća faza, odnosno upravljanje u zatvorenoj sprezi, otpočinje nakon što se ruka vrati u inicijalni



Slika 3.4. Pozicija ruke duž x ose u transverzalnoj ravni procenjena sistemom kompjuterske vizije tokom nekoliko pokreta kontrolisanih u zatvorenoj sprezi od strane algoritma za dva subjekta. Crna linija prikazuje ciljane poziciju, dok su pojedinačni pokušaji prikazani različitim bojama.

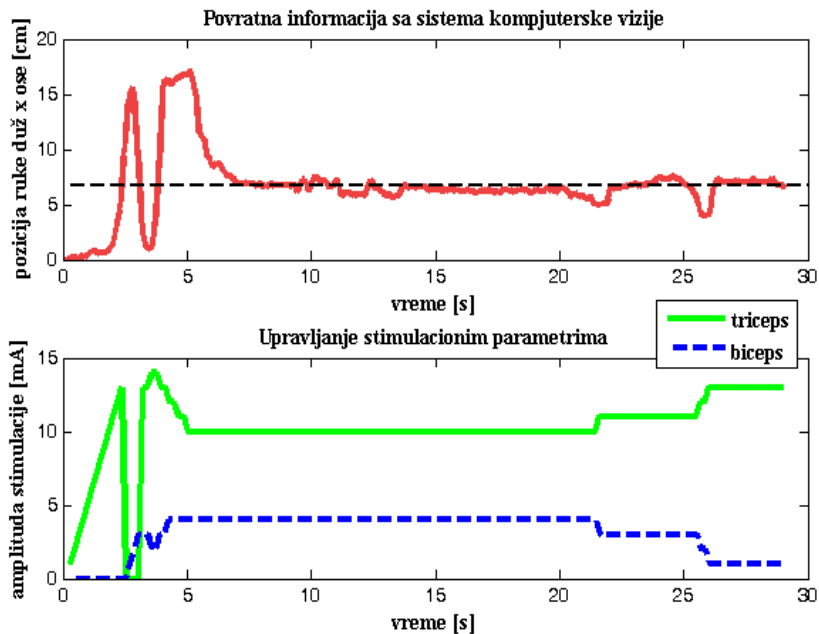
položaj, odnosno signal ponovo dodje na vrednost blisku nuli. Posmatrani signal od tog trenutka počinje da liči na prigušene oscilacije oko ciljane pozicije, što i odgovara samom algoritmu koji u ovom procesu traži odgovarajući odnos struja na obe elektrode tako da se kokontrakcijom ruka zadrži u željenoj poziciji. Broj oscilacija oko željene pozicije prilikom traženja odgovarajućih struja je najčešće dva. Treba imati u vidu da je ovo posledica izabranog algoritma upravljanja koji podrazumeva da postoje preskoci kako bi se podesila odgovarajuća struja na obe elektrode. Posmarajući različite trajektorije koje se dobijaju kod ova dva subjekta za svaki od pokušaja (označeni različitim bojama), može se zaključiti da varijabilnost postoji, ali da je proces prilično ponovljiv i da ovako definisan algoritam upravljanja može ponovljivo da dovede ruku i održi je u željenoj poziciji. Poredeći prikazane rezultate dva subjekta može se zaključiti da su mišićni odgovori drugog subjekta nešto sporiji, zbog čega je potrebno više vremena da se ruka dovede u željenu poziciju, ali je trend signala indentičan. Na osnovu prikazanih merenja, ali i na osnovu ostalih rezultata sa preostala tri subjekta, možemo zaključiti da je vreme potrebno da se ruka dovede u željenu poziciju sa predloženim algoritmom između 5 i 10 sekundi, pri čemu je za prvu i drugu fazu algoritma, odnosno identifikaciju struja stimulacije za biceps i triceps, potrebno nešto manje od 5 s, dok algoritam upravljanja u trećoj fazi uspeva u proseku da dovede ruku u ciljane poziciju u naredne 2-4 s.

Subjekti tokom izvođenja eksperimenta nisu bili informisani o tome gde se nalazi ciljana pozicija i nisu imali drugu povratnu informaciju po pitanju trenutne pozicije ruke osim vizuelne, tačnije procenjena pozicija od strane algoritma nije bila prikazana subjektu. Uprokos tome, činjenica je da kod zdravih subjekta rezultujuća mišićna kontrakcija je posledica i voljne aktivacije koja učestvuje u ukupnoj mišićnoj aktivnosti, zbog čega se iz ovih rezultata ne može tvrditi da bi izabrani algoritam bio u stanju da održi ruku u željenoj poziciji bez postojanja te voljne komponente. Takođe, zdravi subjekti su kroz voljnu mišićnu aktivnost mogli da utiču i na samu trajektoriju i na taj način pomognu ili ometaju izvršavanje algoritma i time promene rezultate merenja. Iz ovog razloga su rezultati koji su dobijeni na pet zdravih ispitanika validirani u ponovljenom eksperimentu na tetraplegičnom pacijentu kod koga je postoji odsustvo voljnih pokreta.

3.3.2 TETRAPLEGIČNI PACIJENT

Pre samog prikaza rezultata, potrebno je naglasiti da su izvesni delovi protokola blago modifikovani, kako bi se eksperiment prilagodio pacijentu koji je učestvovao u studiji. Ovo se pre svega odnosi na sam opseg pokreta, koji se nije kretao do pune ekstenzije (ugla u laktu od 180 stepeni) već do granice bola koji se kod pacijenta javlja usled jakog spazma i atrofije mišića koji se aktiviraju pri pokretima od interesa. Tako je opseg pokreta p_e za pacijenta bio postavljen na 15 cm, a ciljana tačka p_t na 7 cm. Zbog ovoga se dobijaju i značajno manje promene pozicije tokom izvršavanja algoritma i značajno manje rastojanje ciljane tačke.

Na Slika 3.5 su prikazani rezultati koji uključuju trajektoriju estimiranu sistemom kompjuterske vizije i amplitude struja regulisane od strane kontrolnog algoritma. Radi jednostavnosti prikazani su rezultati za samo jedan od desetak pokušaja koji su uradjeni sa pacijentom prilikom kliničkih testova. Snimljene trajektorije ruke i regulacija amplitude struja je analogna i za sve preostale pokušaje, kao što je to bio slučaj i na zdravim ispitanicima. Posmatrajući dobijenu trajektoriju ruke, može se zaključiti da ona ima identičan trend trajektorijama dobijenim prilikom eksperimenta na zdravim dobrovoljcima, uz čak nešto manji broj oscilacija oko ciljane pozicije, i da je vreme potrebno da se ruka dovede u željenu poziciju u opsegu onoga što je bilo očekivano za zdrave subjekte. Analizirajući struje i sam rad algoritma, možemo zaključiti da je struja aktivacije tricepsa TC bila 13 mA, dok je da bi se dobio odgovarajuć odgovor bicepsa bilo potrebno svega 6 mA. Kako nakon identifikacije struje bicepsa BC, algoritam ulazi u treću fazu, sa grafika se može pratiti kao radi algoritam u zatvorenoj sprezi. Struje se ili uvećavaju ili umanjuju za 1 mA u zavisnosti od toga sa koje strane ciljane tačke se nalazi ruka. Kako se ispostavilo da je mišićni odgovor tricepsa značajno jači, tek nakon jednog preskoka algoritam uspeva da dovede struje do odgovarajućih vrednosti sa kojima je u stanju da održi ruku u ciljanoj poziciji. Ruka se nakon ovoga uspešno zadržava u željenoj poziciji kokontrakcijom trajanja više od 15 s, nakon čega se pretpostavlja da dolazi do zamora mišića. Pritom se ispostavlja



Slika 3.5. Jedan od pokušaja kontrole pozicije ruke pacijenta u transverzalnoj ravni neanalitičkim algoritmom upravljanja u zatvorenoj sprezi. Na gornjem grafiku prikazana je pozicija ruke estimirana sistemom za kompjutersku viziju, dok su na donjem grafiku data upravljanja, odnosno amplitude struja koje stimulišu biceps i triceps subjekta tokom izvršavanja eksperimenta.

da je zamor izraženiji u tricepsu, pa je potrebno da algoritam odgovori regulacijom amplitude stimulacije. Sa grafika se vidi da nakon povećanja struje stimulacije tricepsa i smanjenja struje stimulacije bicepsa, algoritam uspešno vraća ruku u željenu poziciju. Nakon još pet sekundi kokontraksije, triceps još jednom prvi popušta, a algoritam uspeva i treći put da valjano podesi amplitude i vrati ruku u ciljanu poziciju.

3.4 DISKUSIJA

U okviru ovog poglavlja smo testirali hipotezu koja se odnosila na mogućnost kontrole pozicije ruke u ravni u zatvorenoj sprezi, korišćenjem Microsoft Kinect-a i kompjuterske vizije kao senzorskog ulaza i električne stimulacije bicepsa i tricepsa kao upravljačkog elementa. Pritom je kao metod regulacije usvojen jednostavan algoritam upravljanja zasnovan na neanalitičkom pristupu, a data hipoteza je testirana na pet zdravih dobrovoljaca i na jednom tetraplegičnom pacijentu.

Prvi i osnovni zaključak koji se može izvesti iz rezultata dobijenih kroz testove heuristički definisanog upravljačkog algoritma na zdravim dobrovoljcima jeste da je senzorski sistem, koji podrazumeva Kinect kameru i opisani algoritam kompjuterske vizije (3.23.2.1), odgovorio na sve zahteve upravljanja u zatvorenoj sprezi. Kako je prema izabranom algoritmu upravljanja stimaciona struja regulisana na svakih 300 ms, a kompjuterska vizija je bila u stanju da proceni poziciju ruke 3-6 puta brže od toga, može se zaključiti da je

vremenska rezolucija senzorskog sistema zadovoljavajuća. Takođe, polazeći od prostorne rezolucije pri proceni pozicije ruke, koja je za dati sistem kompjuterske vizije ustanovljena u okviru prethodnog istraživanja [121], može se zaključiti da bi sistem trebalo da bude u stanju da omogući preciznu kontrolu u zatvorenoj sprezi. Ovo su potvrdili i rezultati dobijeni kroz testove na zdravim dobrovoljcima i na tetraplegičnom pacijentu, prikazani na Slika 3.4 i Slika 3.5, respektivno. Zaključak da prostorna rezolucija zadovoljava zahteve upravljanja rukom u zatvorenoj sprezi se najbolje oslikava kroz zanemarljiv *offset* (< 1 cm) u stacionarnom stanju, odnosno u trećoj fazi algoritma, kada se ruka održava u željenoj poziciji. Može se ustanoviti da je vremenska rezolucija algoritma adekvatna iz brzine odgovora sistema na promenu stanja tokom sve tri faze algoritma, tačnije iz odgovarajuće reakcije sistema na svaki preskok ciljane pozicije.

Ukoliko se analizira rad samog algoritma regulacije koji je usvojen, može se izvesti zaključak da je dati algoritam u stanju da odgovori na postavljene zahteve. Rezultati na zdravim dobrovoljcima i kasnija validacija na jednom tetraplegičnom pacijentu su pokazali da u zatvorenoj sprezi algoritam uspeva da dovede ruku u željenu poziciju, koja se može nalaziti bilo gde u okviru opsega pokreta, za relativno kratko vreme (2 - 5 s) za svakog subjekta, nezavisno od postojanja voljne komponente tokom regulacije. Trajanje prve dve faze algoritma koje služe za identifikaciju odgovarajućih struja stimulacije za oba mišića je oko 5 s, ali treba imati u vidu da se ova kalibracija odvija samo prilikom prvog pokretanja, i da bi bilo moguće pokrenuti algoritam direktno u trećoj fazi (fazi upravljanja u zatvorenoj sprezi), u slučaju da su odgovarajuće struje stimulacije prethodno identifikovane. Takođe, može se uočiti da je izabrani algoritam u zatvorenoj sprezi u stanju da odgovori na perturbacije, odnosno naknadnog pomeranja ruke iz željene posledice, do koje najčešće dolazi usled mišićnog zamora tricepsa. Prostim korekcijom stimulacionih struja, koja podrazumeva umanjenje amplitude stimulacione struje koje dolazi do antagonista i uvećanje struje koja dolazi do agonista, se ruka vrlo brzo vraća u željenu poziciju. Analizom amplituda struja koje su korišćene za 6 subjekata koji su učestvovali u eksperimentu, zaključuje se da su one u opsegu između 5 i 18 mA, i da su intenziteti koji su potrebni da bi se dobio odgovarajući mišićni odgovor tricepsa nešto veći nego za biceps, što je sve u domenu očekivanog.

Svakako glavni nedostatak usvojenog algoritma regulacije kroz neanalitički, odnosno heuristički pristup, se ogleda u tome što podrazumeva da će i u samoj fazi kontrole u zatvorenoj sprezi u opštem slučaju postojati preskok, tačnije oscilacije oko željene pozicije. Ovo bi praktično značilo da sistem koji se oslanja na ovaj algoritam ne može da se koristi da kontroliše poziciju ruke kada se radi o zadacima koji uključuju hvatanje, jer bi u tom slučaju predmet automatski bio oboren. Dalje se može zaključiti da bi ovakav sistem, iako je potvrdio naše polazne hipoteze i pokazao da je na osnovu slike sa Kinect kamere moguće kontrolisati poziciju ruke u zatvorenoj sprezi, ima vrlo ograničnu praktičnu primenu. Imajući u vidu da je upravljanje na osnovu modela predstavlja efikasan metod kojim je

moгуće simulirati ponašanje biološkog sistema [122], odlučeno da se u nastavku istraživanja ispita da li je kroz analitički model moguće definisati sistem upravljanja koji bi rezultovao prirodnijim pokretima, a kojim bi se garantovalo da pri upravljanju ne dolazi do preskoka. Kako istraživanje u oblasti biomehanike izlazi iz okvira ove teze koja se prvenstveno bavi kompjuterskom vizijom, kratak pregled rezultata istraživanja na temu analitičkog modela je prikazan u Prilogu.

*"I don't know what's going on inside
I can tell you that it's hard to hide
When you're living on solid air"*

*John Martyn
Solid Air*

4. KOMPJUTERSKA VIZIJA ZA IZBOR HVATA I PREPOZNAVANJE NAMERE

Adaptirano iz radova:

Štrbac, M., Kočović, S., Marković, M., Popović, D.B. "Microsoft Kinect-Based Artificial Perception System for Control of Functional Electrical Stimulation Assisted Grasping," *BioMed Research International I (J Biomedicine and Biotechnology)*, vol. 2014, Article ID 740469, 12 pages, doi:10.1155/2014/740469, 2014, ISSN 2314-6133, IF₂₀₁₄: 3.169 **(M21)**

Štrbac, M., Popović, D.B. " Computer vision with Microsoft Kinect for control of functional electrical stimulation: ANN classification of the grasping intentions," in 12th Symposium on Neural Network Applications in Electrical Engineering (NEUREL), Belgrade, Serbia, pp. 127-132, 2014. **(M33)**

4.1 UVOD

Rehabilitacija gornjih ekstremiteta nakon moždanog udara predstavlja i dalje veliki izazov. 3 do 6 meseci nakon šloga, hvatanje, držanje i manipulacija predmetima ostaje problem u 55% do 75% pacijenata, dok je skoro kompletan funkcionalni oporavak dokumentovan u svega 5% do 20% osoba koje su preživele šlog. Osnovni princip na kome se zasnivaju terapije gornjih ekstremiteta koje su se pokazale najefikasnijim jeste ponavljanje nekog funkcionalnog zadatka paretičnom rukom [123]. Pred subjekta se postavljaju različiti zadaci koji u sebe uključuju hvatanje i manipulaciju različitim predmetima tokom obavljanja aktivnosti iz svakodnevnog života i od njega se zahteva da ove zadatke obavlja paretičnom rukom. Često se, pritom, pred pacijenta postavlja i ograničenje, tačnije zabranjuje mu se da tokom trajanja terapije i tokom izvođenja svakodnevnih aktivnosti oslanja na zdravu ruku [124, 125]. Imajući u vidu da će od specifičnosti samih zadataka koji se obavljaju tokom terapije zapravo zavisiti funkcionalni oporavak [126], veoma je bitno da terapija uključuje različite pokrete i hvatove koji bi pokrili različite funkcionalne zadatke.

Kroz niz studija je pokazano da je oporavak gornjih ekstremiteta moguće poboljšati kroz povećanje intenziteta i trajanja [127-131] vežbanja, fokusiranje na specifične funkcionalne zadatke [126, 132] koji odgovaraju datom pacijentu i njegovom stepenu oštećenja, i kroz asistiran trening putem površinske električne stimulacije [133-142]. Jasno je da se najbolji rezultat postiže kombinacijom sva tri elementa, odnosno, povećanim intenzitetom i trajanjem funkcionalnih vežbi koje su potpomognute električnom stimulacijom. Iz toga se zaključuje da je poželjno da sistem za električnu stimulaciju omogućava ne samo pravovremenu aktivaciju stimulative šeme, na način na koji je to pokazano u 3. poglavlju ove doktorske teze, već i da omogući pozivanje različitih stimulative šema koje bi se mogle koristiti tokom terapije pri izvršavanju više funkcionalnih vežbi. Tako je, na primer, od interesa da sistem za električnu stimulaciju kroz stimulative šeme, odnosno vremenske sekvence definisane kroz prirodnu mišićnu aktivnost, kojima se aktiviraju različiti stimulative kanali omogući generisanje različitih tipova hvata [24, 143]. Medjutim, kod sistema koji pružaju mogućnost generisanja različitih hvatova se postavlja pitanje izbora i kontrole, a nažalost, ni jedan od trenutno dostupnih sistema nije upeo da pruži dovoljno dobro rešenje ovog problema sa korsničkog stanovišta.

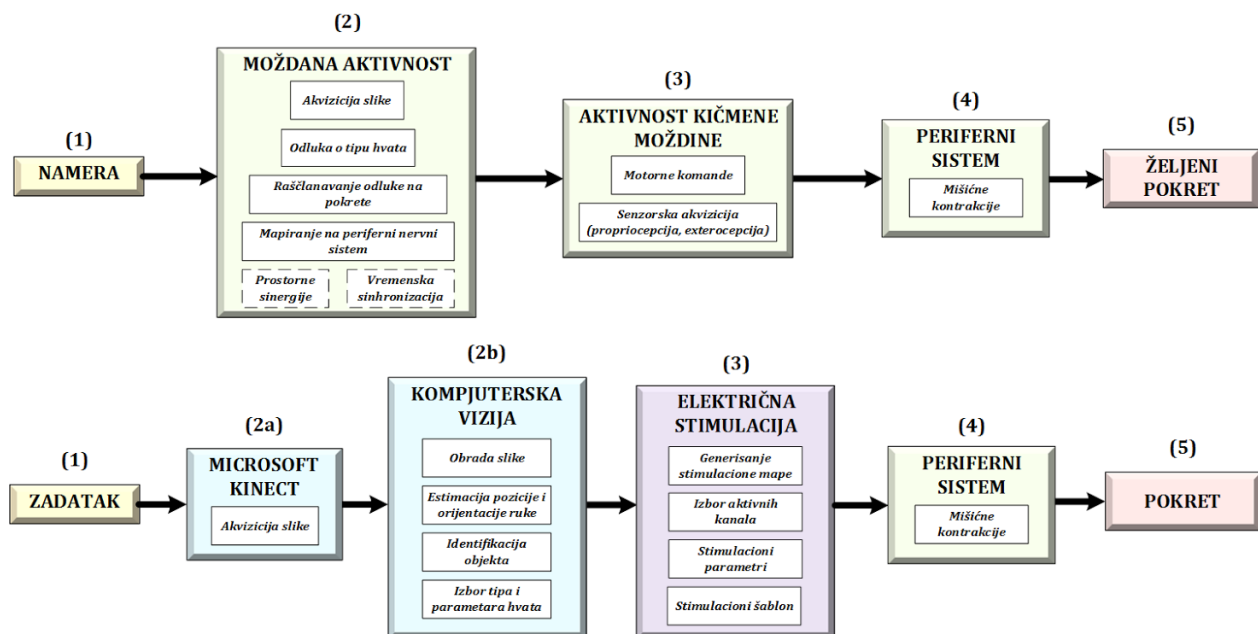
Najjednostavnije rešenje koje je ponudjeno za kontrolu šeme stimulacije podrazumevalo je korišćenje specijalno dizajniranog upravljačkog džojstika [3, 144] kojime je subjekat pokretima iz ramena i vrata istovremeno aktivirao stimulaciju u vršio izbor odgovarajućeg hvata u zavisnosti od predmeta koji pokušava da uhvati. Jasno je da ovo rešenje nije pružilo dovoljno intuitivnosti i da se pokazalo zahtevnim i neprirodnim. Glasovne komande [14, 55, 56] su nešto što se pokazalo kao znatno intuitivniji korisnički interfejs koji je omogućio da izvršavanje pokreta tokom vežbanja bude značajno prirodnije, uz minimalne dodatne

zahteve u vidu definisanja hvata pre pristupanja pokretu. Sa druge strane, ovaj pristup je svakako uneo i sebi svojstvena ograničenja, koja podrazumevaju tišinu, ograničenu vokalnu varijabilnost pri izdavanju komande i kašnjenje procesiranja, a i dalje nije pužio zadovoljavajuću fleksibilnost i robusnost krajnjem korisniku. Kontrola elektromiografskim signalima [32, 43] se u ovom smislu pokazala kao nešto bolji pristup, ali se mogla primeniti samo na ograničenom broju korisnika, tačnije onima koji mogu postići odgovarajuću mišićnu aktivnost voljnom kontrakcijom. Kako je tokom poslednje decenije nauka u oblasti akvizicije i procesiranja moždanih signala značajno napredovala, danas postoji i nekoliko uspešnih primera mozak-računar interfejsa (MRI) [57-59], odnosno korišćenja EEG/EOG signala za izbor odgovarajuće šeme električne stimulacije, ali postoji i razumno očekivanje da će se ovaj metod zbog prirodnih mehanizama upravljanja nametnuti kao preferiran pristup u budućnosti. Međutim, kako su ovi sistemi i dalje vrlo zahtevni za postavljanje i retko funkcionišu sa nečim što se može smatrati zadovoljavajućom ponovljivošću, neophodno je da prodje još neko vreme pre nego što MRI sistemi nadju širu primenu u kliničkoj praksi.

Korišćenjem kompjuterske vizije uslovno je moguće ponuditi odgovarajuće rešenje postavljenog problema kontrole stimulacione šeme i generisanja odgovarajućeg hvata. Sam koncept prepoznavanja predmeta u sceni i njihove klasifikacije prema odgovarajućem hvatu je prvobitno testiran za upravljanje protetičkom šakom [85, 145] i dao je vrlo dobre rezultate. Sistem koji je zasnovan na istoj metodologiji je kasnije testiran na pet zdravih dobrovoljaca i pokazao je visoki procenat prepoznavanja oblika i veličine predmeta [146]. Nakon toga je ispitano više različitih senzorskih sistema, metoda obrade slike i same klasifikacije [84, 86] sa ciljem da se izabere odgovarajuća metodologija koja bi se mogla koristiti za upravljanje sistemom za FES u zatvorenoj sprezi. Glavni nedostaci koji su postojali kod ovih sistema su se pre svega odnosili na vremenski zahtevnu obradu slike, koja rezultuje nedovoljnom vremenskom rezolucijom, i komplikovanu proceduru postavljanja na telo subjekta, koja čak ne bi bila ni ostvariva za određenu grupu pacijenata. Kao što je pokazano u Poglavlju 3, Microsoft Kinect kao senzorski sistem, kao i usvojene postavke ovog sistema koje odgovaraju kliničkom okruženju i sam algoritam obrade koji omogućava rad u realnom vremenu, su uspešno otklonili ove nedostatke, ali je, sa druge strane, za tako postavljen sistem zbog iskrivljene perspektive problem klasifikacije postao dosta složeniji. U ovom poglavlju ponudićemo jedno rešenje ovog problema i prikazati rezultate testova klasifikacije četiri osnovna tipa hvata koji se koriste u svakodnevnim aktivnostima.

Iza korišćenja kompjuterske vizije za kontrolu funkcionalne električne stimulacije leži ideja i nastojanje da se na neki način oponašaju prirodni mehanizmi kontrole koji postoje tokom prehenzije i hvatanja, pri čemu se mogu izdvojiti tri faze: namera, planiranje i akcija. Hijerarhijski kontrolni model prirodnog procesa sa izdvojenim funkcijama od interesa prikazan je na gornjem panelu Slika 4.1. Određena namera rezultuje moždanom aktivnošću koja u sebe uključuje akviziju slike, odluku o tipu hvata, rasčlanjavanje ove odluke na

pokrete u skladu sa prostornim sinergijama i vremenski sinhronisano mapiranje datih pokreta na periferni nervni sistem. Kičmena moždina u ovom procesu osim što prenosi motorne komande ka aktuatoru, takodje prenosi i senzorsku informaciju koja je od interesa za ovaj proces, a u sebe uključuje propriocepciju i eksterocepciju. Na donjem panelu ove slike je kroz hijerarhijski model prikazano na koji način je zamišljeno da bi artifičijelnom percepcijom bilo moguće da se oponaša ovaj biološki proces. Sistem kreće od unapred definisanog zadatka na osnovu koga se iz slike dobijene sa Microsoft Kinect-a sistemom za kompjutersku viziju, koji u sebe uključuje odgovarajuće algoritme obrade slike kojima se kroz estimaciju pozicije i orijentacije ruke, identifikaciju predmeta od interesa u sceni i određivanje parametara i tipa hvata, dolazi do potrebnih informacija za kontrolu sistema za električnu stimulaciju. U stimulatoru se na osnovu kontrolnih ulaza algoritma za kompjutersku viziju generišu stimulacione mape, vrši izbor aktivnih stimulacionih kanala, podešavaju parametri stimulacije na datim kanalima i vremenski osvežavaju u skladu sa stimulacionim šablonom koji odgovara traženom tipu hvata. Stimulacijom se aktivira periferni nervni sistem putem koga signal dolazi do mišićnih kontrakcija koje učestvuju u pokretu od interesa.



Slika 4.1. Model biološke kontrole (gornji panel) i predloženog FES sistema koji funkcioniše na principu artifičijelne percepcije. U biološkom sistemu na osnovu namere (1) se formira moždana aktivnost (2) koja kreira motorne komande koje se preko kičmene moždine (3) prenose do odgovarajućeg perifernog sistema (4) kako bi aktivirali mišiće koji se zaduženi za pokret od interesa (5). Kod predložene metodologije artifičijelne percepcije, za neki definisani zadatak (1) se na osnovu podataka sa Microsoft Kinect-a (2a) kompjuterskom vizijom (2b) dolazi do odgovarajućih parametara električne stimulacije (3) kako bi se upravljalo perifernim sistemom (4) i aktivirali mišići koji će ostvariti izabrani pokret (5).

Osnovno pitanje na koje ova doktorska disertacija pokušava da pruži odgovor se odnosi upravo na razvoj artifičijelne percepcije, odnosno ispitivanje mogućnosti da se uz pomoć

Microsoft Kinect-a i odgovarajućeg algoritma kompjuterske vizije (blokovi 2a i 2b na donjem panelu Slika 4.1) na dovoljno dobar način oponaša moždana aktivnost koja postoji u slučaju biološkog sistema (blok 2 na gornjem panelu Slika 4.1). Medjutim, upoređujući dva hijerarhijska modela predstavljena na Slika 4.1, zapravo se uočava da možda i najveća razlika između ova dva modela leži u polaznoj premisi i u rezultatu. U slučaju biološkog sistema na osnovu namere se dobija željeni pokret, a u slučaju FES sistema kontrolisanog kompjuterskom vizijom na osnovu unapred definisanog zadatka se na kraju dobija pokret za koji ne može nikako da se garantuje da odgovara onome što subjekat zapravo pokušava da uradi. Pa se tako može desiti da se, ukoliko zadatak koji je postavljen pred kompjutersku viziju ne odgovara krajnjoj nameri subjekta, FES-om subjekat zapravo onemogućuje da obavi funkciju od interesa.

Imajući u vidu da je sistem artificijelne percepcije razvijen kako bi unapredio kontrolu postojećih sistema za asistenciju hvata primenom FES-a, a koji se koriste u kliničkom okruženju, jasno je da usvojeno ograničenje, prema kome se subjektu nameće zadatak umesto da mu se dozvoli da slobodno bira predmet koji želi da uhvati, odnosno hvat koji želi da vežba, ne unosi odstupanje u odnosu na ono kako se FES sistemi trenutno primenjuju tokom terapije gornjih ekstremiteta. Sa druge strane, kako je naša ideja da se pomoću artificijelne percepcije omogući ne samo automatska kontrola sistema za FES, već i da se ta kontrola približi subjektu i njegovim namerama i da se time omogući prirodnije izvršavanje određenih pokreta, razumevanje namere subjekta je takodje bitna stavka ovog istraživanja. U skladu sa tim, deo ovog poglavlja će pokušati da pruži odgovor na pitanje prepoznavanja namere subjekta na osnovu podataka sa Microsoft Kinect senzora.

4.2 METOD PREPOZNAVANJA PREDMETA I IZBORA HVATA

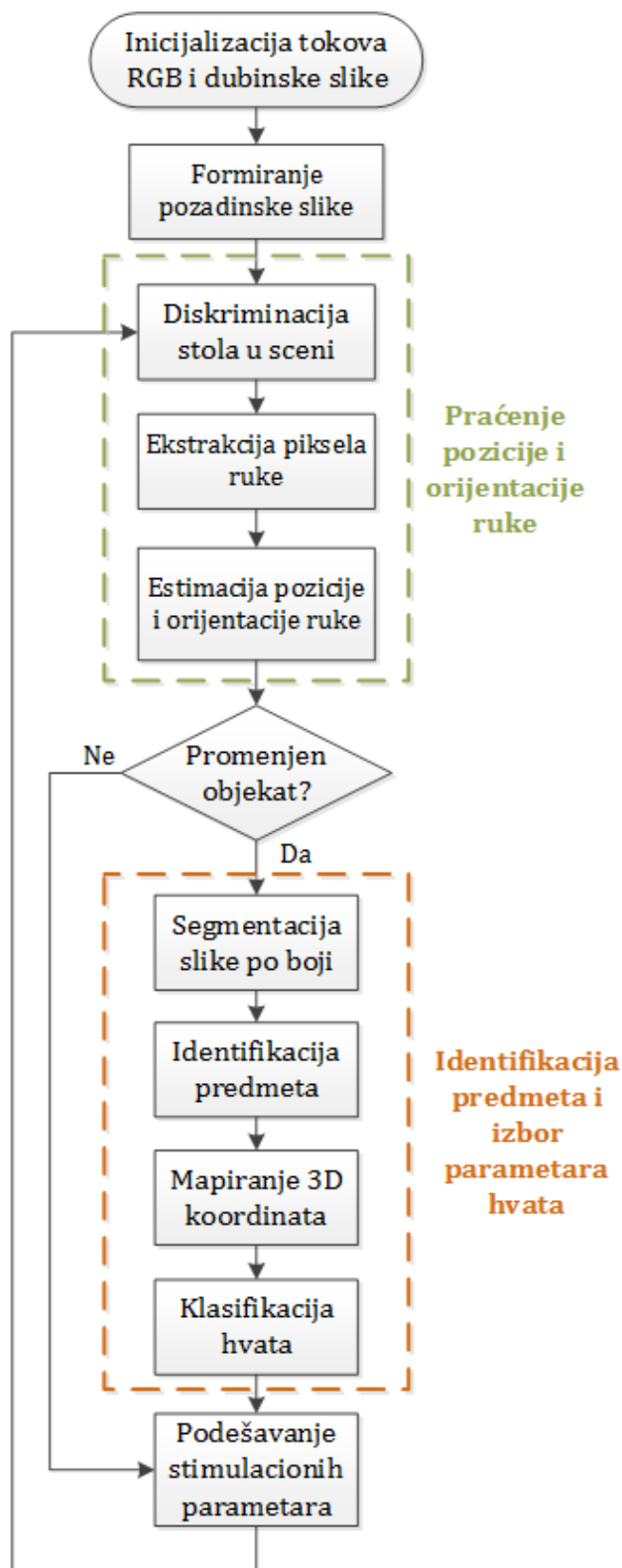
Sistem za kompjutersku viziju (Slika 4.1 donji panel element 2b) ima pred sobom zadatak da na osnovu RGB i dubinskog toka Microsoft Kinect senzora proceni parametre od interesa za kontrolu električne stimulacije za asistenciju hvata. Ovaj proces se logički može podeliti u dve faze: praćenje pozicije i orijentacije ruke i identifikaciju predmeta praćenu izborom odgovarajućeg hvata, kao što je to prikazano na dijagramu toka (Slika 4.2). Prva faza, koja se zapravo odvija u realnom vremenu, a u sebe uključuje diskriminaciju stola u sceni, ekstrakciju piksla ruke i estimaciju pozicije i orijentacije šake je zajedno sa inicijalnim postavkama sistema i formiranja pozadinske slike je detaljno opisana u Poglavlju 2. U odnosu na rešenje prikazano u 2. poglavlju postoje samo dve razlike. Prva se odnosi na same postavke sistema, koje su pri ovim testovima prilagodjene Kinect for Windows senzoru umesto XBOX Kinect verzije, zbog čega je kamera postavljena nešto bliže subjektu, na stalak visine svega 0.6 m i nagnuta pod uglom od 60 stepeni, kao što je to prikazano u okviru poglavlja 3.23.2.1. Druga razlika se odnosi na samu obradu. Iako je sam algoritam obrade nepromenjen, razlika je napravljena u tome što je izvršavanje funkcija koje

zahtevaju kompleksne matricne operacije mapirano na grafičku karticu umesto na procesor računara [147, 148]. Kako su moderne grafičke kartice prilagodjene brzom izvršavanju računskih operacija sa slikom, na ovaj način se ostvaruje značajna ušteda procesorskog vremena i ubrzava izvršavanje funkcija za obradu slike [149]. Iz ovog razloga, u okviru rezultata biće predstavljena i vremena izvršavanja algoritma za praćenje ruke u sceni.

Sa druge strane, ovom poglavlju u fokusu će biti druga faza algoritma, koja se odnosi na prepoznavanje predmeta i izbor odgovarajućeg hvata, a koja je procesorski nešto složenija, pa se iz tog razloga odvija samo u slučaju da je predmet promenjen. Na ovom mestu bi trebalo istaći da je u 2. poglavlju već ponudjen prost algoritam za identifikaciju predmeta u sceni, koji je pritim korišćen prilikom testiranja vremenske i prostorne rezoulocije pri praćenju rastojanja ruke od predmeta. Ono što je nedostatak tog pristupa jeste da je minimalna visina predmeta koji se mogu detektovati popunjavanjem zatvorenih kontura na stolu definisana kroz *threshold* RANSAC algoritma, zbog čega se ne mogu detektovati sitni predmeti koji leže na stolu. Kako se u ove predmete ubrajaja i niz predmeta koji se koriste za svakodnevne aktivnosti, pa i u samim FES terapijama (kao što su ključevi, četkica za zube, olovka, itd.), a ideja je da se obezbedi tačno prepoznavanje odgovarajućeg hvata za što širu grupu objekata, odlučeno je da se razvije nov algoritam. Za taj nov algoritam je odlučeno da se zasniva na segmentaciji po boji slike sa RGB toka i mapiranju izdvojenih piksela na 3D koordinate kroz dubinsku sliku.

4.2.1 SEGMENTACIJA SLIKE PO BOJI I IZDVAJANJE PREDMETA

Koristeći tehniku za ekstrakciju značajnih osobina iz slike tehnikom proste neparametarske metode za estimaciju gradijenata intenziteta [150], moguće je izvršiti segmentaciju slike po boji. Tačnije, ovom metodom se u RGB slici mogu identifikovati pikseli koji odgovaraju tačno odredjenom opsegu vrednosti crvene, zelene i plave komponente boje. Uz pretpostavku da će sto zauzeti preko 50% ukupne posmatrane scene, boju koja odgovara boji stola je vrlo jednostavno procentiti, računajući prostu medijanu boja svih piksela u posmatranoj slici. Imajući u vidu da će boja na slici varirati u odredjenom opsegu u zavisnosti od osvetljenja, neophodno je da se algoritmu za segmentaciju po boji prosledi opseg boja koji može da odgovori na ove razlike. Takodje, pošto je ideja da ovaj algoritam funkcioniše i u slučaju da sto za kojim ispitanik sedi nije čisto jednobojan već može da ima odredjene šare, pri čemu se pre svega misli na obrazac drvenih površina, koji je nekad i vrlo izražen kod drvenih stolova, odlučeno je da u našem slučaju ovaj opseg boja bude blago proširen. Trebalo bi imati u vidu da se kroz povećanje opsega boja oko identifikovane medijane zapravo smanjuje osetljivost algoritma na boju samih predmeta (predmeti bliskih boja biće proglašeni za sto), pa je usled ovog kompromisa potrebno veoma pametno izabrati *threshold*-e za segmentaciju slike po boji. U našem slučaju, segmentacijom po boji u heuristički definisanom opsegu oko medijane svih piksela u slici izdvajaju se svi pikseli koji pripadaju stolu.



Slika 4.2. Dijagram toka algoritma artifičijelne percepcije se može podeliti na dve faze: praćenje pozicije i orijentacije ruke i identifikaciju predmeta praćenu izborom parametara hvata. Dok se prva faza odvija u realnom vremenu za svaki frejm, druga faza se poziva samo u slučaju da su predmeti na stolu promenjeni

Svi predmeti koji se nalaze na stolu se identifikuju na osnovu primitiva stola tako što se popune sve zatvorene konture u ovoj slici, koje su pritom izdvojene segmentacijom po boji, nakon čega se od popunjene slike oduzme originalni primitiv stola. Jasno je da ovaj algoritam iako je osetljiv na boju predmeta, u smislu da predmeti čija je boja bliska boji stola neće moći da se izdvoje na ovaj način, neće praviti razliku u odnosu na veličinu odnosno na visinu predmeta. Drugim rečima, olovka čija se boja razlikuje od boje stola će pre biti identifikovana od šolje koja je boje bliska boji stola. Ovo svakako odgovara prvobitnoj ideji da se ovim algoritmom obuhvati što više različitih klasa predmeta.

Od svih objekata koji su izdvojeni na osnovu primitiva stola dobijenog segmentacijom, algoritam će izabrati objekat koji je najbliži ruci kao objekat koji će biti uhvaćen. Svakako da ovaj izbor može biti definisan i na neki drugi način, pa se tako može koristiti objekat koji je najveći ili, na primer, objekat koji nije bio korišćen tokom prethodnih hvatova. Ovaj izbor je usko povezan zapravo sa namerom subjekta, o čemu će više reći biti u poglavlju 4.4. Nakon kropovanja pravougaone površine koja okružuje izabrani objekat unutar RGB slike, tako konstruisani primitiv objekta se prosledjuje funkciji za 3D mapiranje.

4.2.2 *MAPIRANJE 3D KOORDINATA I ROTIRANJE KOORDINATNOG SISTEMA*

Informacija o 3D koordinatama je zapravo sadržana u slici dubina, a kako je primitiv predmeta izdvojen iz RGB slike, neophodno je na neki način mapirati njegove koordinate u dubinskoj slici. Imajući u vidu da su unutar Kinect senzora RGB kamera i IR kamera fizički odvojeni, pa su samim tim RGB i dubinska slika formirane iz različitih perspektiva, neophodno je da se kroz združenu kalibraciju ove dve kamere definiše preslikavanje između ovih perspektiva kako bi se došlo do dovoljno precizne estimacije 3D koordinata predmeta. Na osnovu dispariteta između projektovane IR matrice i reflektovanih zraka izmerenih IR kamerom direktno unutar Kinect senzora se procenjuje dubina svakog od piksela i dobija se dubinska slika. Kalibracijom toka dubinske slike moguće je poboljšati ovu procenu i metodama obrnutog inženjeringa doći do optimalne procene 3D koordinata [151] svakog piksela na osnovu izračunatog dispariteta za dati piksel:

$$\text{disparitet} = \left(\tan^{-1} \left(\text{dubina} \times \frac{100}{0.1236} \right) - 1.1863 \right) \times 2842.5$$

Združena kalibracija RGB i dubinskog toka zahteva značajno komplikovaniji model koji zahteva da se najpre izvrše korekcije unutar same dubinske slike i isprave distorzije koje su posledica ugradjenih obrada unutar senzora, kako bi se dobijena slika ispravno projektovala na RGB tok. U našem slučaju, združena kalibracija RGB i dubinskog toka je uradjena u skladu sa procedurom koju se predstavili Herrera, Kannala, and Heikkilä [152], a koja osim tangencijalnog i radijalnog distorzionog modela takodje uzima u obzir i zapremine. Koristeći kartosku tablu A2 formata sa označenim šablonom šahovske table formata A4 formirana je baza slika na različitim rastojanjima ove table od senzora, odakle je

kroz niz računskih operacija određeno odgovarajuće preslikavanje jedinica dispariteta u matricu dubina, određivanje 3D koordinata za svaki od piksela, kao i mapiranje dubinske matrice na RGB sliku. Na ovom mestu je potrebno napomenuti da je nakon združene kalibracije omogućeno ne samo mapiranje primitiva predmeta na odgovarajuću lokaciju u dubinskoj slici, već i značajno preciznija estimacija 3D koordinata, koja je za rastojanja koja odgovaraju predviđenoj nameni sistema (0.5 – 1.5 m) zapravo udvostručila tačnost estimacije u poredjenju sa postojećom procenom proizvođača.



Slika 4.3. Združenom kalibracijom RGB i dubinskog toka sa Kinect senzora i korišćenjem šablona šahovske table na tabli kartona dolazi se do odgovarajućeg preslikavanja između RGB i dubinske slike koje su formirane iz različitih perspektiva dve kamere

Oslanjajući se na združenu kalibraciju senzora dolazi se do procene 3D koordinate za svaki od piksela koji odgovara prethodno ekstraktovanom primitivu predmeta unutar referentnog sistema kamere. Centar ovog referentnog sistema leži u središtu dubinskog senzora, a koordinatni sistem je rotiran pod uglom kojim je rotiran Kinect senzor, dakle pod uglom $\theta = 45^\circ$. Imajući u vidu da su za klasifikaciju hvata od svakog slučaja u interesu visina, dužina i širina predmeta, neophodno je da se izvrši translacija i rotacija ovog referentnog sistema u skladu prethodno procenjenom ravni stola. Svaka tačka za koju je prethodno RANSAC algoritmom procenjeno da pripada stolu može da bude izabrana za novi koordinatni početak, dok ugao rotacije treba da odgovara uglu pod kojim leži horizontalna ravan, tačnije ravan stola. Koordinate objekta u ovom novom referentnom sistemu se dobijaju translacijom referentnog sistema kamere u novi koordinatni početak i rotacijom koordinatnog sistema za ugao θ , kako bi se obezbedilo da nova z osa odgovara vertikalnoj komponenti, odnosno visini predmeta:

$$noveKoordinate = [stareKoordinate - noviKoordinatniPočetak] \times \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & -\cos \theta \\ -\cos \theta & 0 & -\sin \theta \end{bmatrix}$$

Izdvojeni primitiv predmeta i procenjene 3D koordinate unutar novog referentnog sistema za svaki od pikslea koji pripadaju predmetu se prosledjuju algoritmu za klasifikaciju tipa hvata.

4.2.3 IZBOR ODGOVARAJUĆEG TIPA HVATA

Ideja je da se klasifikuju objekti koji se koriste u aktivnostima svakodnevnog života u jedan od četiri najčešća tipa hvata koje je moguće proizvesti primenom električne stimulacije: palmarni, lateralni, sferični hvat i hvat prstima. Kao bi se definisali i podesili parametri klasifikacije, najpre je napravljena baza Kinect slika, odnosno izdvojenih primitiva, kojom je predstavljen skup predmeta pod različitim pozicijama i orijentacijama u odnosu na kameru. Ovaj zatvoren skup predmeta je uključivao bočicu sa vodom, veliku šolju, šoljicu za kafu, olovku, kašiku, mobilni telefon, kompakt disk i tenisku lopticu. Ukupno je formirano 40 slika, što je prosečno 5 po predmetu, ali treba imati u vidu da je za određene predmete (kao što je loptica) bila dovoljna jedna slika, dok je druge trebalo uslikati u više različitih orijentacija (kao što je šoljica kada je drška vidljiva i kada drška nije u perspektivi kamere). Za svaki od ovih predmeta je odgovarajući tip hvata određen kroz prost eksperiment u kome je 8 zdravih subjekata hvatalo ove predmete načinom na koji im je u datom trenutku pod datom orijentacijom predmeta to delovalo odgovarajuće, kao što je to detaljno prikazano u [86]. Na osnovu ovog eksperimenta za svaki od predmeta ja kao odgovarajući hvat izabran onaj koji je najčešće korišćen od strane ovih 8 subjekata, a odgovarajuće preslikavanje je prikazano u Tabela 4.1. Iz table se može zapaziti da za veliku šolju i šoljicu za kafu izbor nije jednoznačno određen, već su ponudjena dva tipa hvata – palamarni i lateralni. Razlog za ovo je što će preferirani tip hvata zavisiti od orijentacije predmeta, što je potvrđeno i kroz prethodno opisan eksperiment na osam zdravih subjekata. U bazi podataka je ovo reprezentovano kroz slike ovih predmeta u različitim orijentacijama, pri čemu je odgovarajući tip hvata u skladu sa datom orijentacijom. Ovako definisana baza slika primitiva predmeta je dalje korišćena za optimizaciju nekoliko pragova detekcije u skevencijalnom algoritmu klasifikacije koji je opisan u nastavku.

Tabela 4.1. Mapiranje odgovarajućeg hvata za osam objekata koji su korišćeni prilikom kreiranja baze podataka. Kada se prepozna odgovarajući objekat iz baze, na osnovu ove table se automatski selektuje odgovarajući tip hvata

Predmet	bočica	šolja	šoljica	olovka	kašika	mobilni	CD	loptica
Tip hvata	palmarni	palmarni/lateralni	palmarni/lateralni	lateralni	lateralni	prstima	prstima	sferični

Na samom početku procedure za klasifikaciju predmeta su podeljeni u dve grupe prema njihovoj visini – na male predmete koji leže na stolu i koje je potrebno uhvatiti prstima ili lateralnim hvatom i na visoke predmete koji su postavljeni uspravno i koje je moguće

uhvatiti lateralnim, palmarnim ili sferičnim hvatom. U procesu optimizacije na osnovu baze slika primitiva predmeta empirijski je podešen prag za klasifikaciju malih i velikih predmeta na 4 cm visine. Za male predmete je u skladu sa prethodnim istraživanjima na ovu temu [84, 145] za izbor hvata korišćen odnos između dužina male i velike ose elipse koja je modelovana prema izdvojenom primitivu tako da ima isti normalizovani drugi momenat. Koristeći skup svih slika malih predmeta u kreiranoj bazi primitiva optimizovana je vrednost praga za klasifikaciju u skladu sa ovim parametrom, na osnovu čega je definisano prvo pravilo klasifikacije. **Prvo pravilo:** ukoliko je razlika u dužini između velike i male ose elipse projektovane na osnovu primitiva malog predmeta veća od 60%, tada je odgovarajući hvat lateralni, dok je u suprotnom potrebno izabrati hvat prstima.

Kada je reč o klasifikaciji visokih predmeta, odlučeno je da se u prvom koraku izdvoji sferični hvat kao hvat koji se koristi samo kod loptastih predmeta. Sferični predmeti se takodje mogu na jednostavan način razlikovati konstruisanjem modela elipse na osnovu izdvojenog primitiva i posmatranjem odnosa između veće i manje ose tako konstruisane elipse. Optimizacijom praga za klasifikaciju korišćenjem baze primitiva predmeta dolazi se do drugog pravila klasifikacije. **Drugo pravilo:** ukoliko je razlika u dužini između veće i manje ose elipse projektoane na osnovu primitiva velikog predmeta manja od 5%, potrebno je izabrati sferični hvat. Ovde treba napomenuti da za loptaste, odnosno sferične predmete prečnika manjeg od 4 cm neće biti korišćeno ovo pravilo, već prvo pravilo klasifikacije i da će biti izabran hvat prstima, što je u skladu sa onime kako ljudi i hvataju sitne loptice.

Za visoke predmete koji ne ispunjavaju drugo pravilo klasifikacije, kako bi se izabrao palmarni ili lateralni hvat, potrebno je iskoristiti informaciju o 3D koordinatama predmeta, tačnije projekciju predmeta na transverzalnu, frontalnu i sagitalnu ravan. Pritom, pre računanja samih projekcija, potrebno je da se isključe sve tačke koje se nalaze blizu same ravni stola imajući u vidu da visoki predmeti mogu da bace senku na sto zbog čega će se usled segmentacije po boji ova senka izdvojiti kao deo primitiva predmeta. Kako bi se odredile odgovarajuće projekcije koordinata predmeta na ravan od interesa, neophodno je najpre da se odredi vektor normale ravni koristeći sledeću jednakost:

$$vektorNormale = ([1 \ 0 \ 0] \times \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ \sin(az) & 0 & -\cos(az) \\ -\cos(az) & 0 & -\sin(az) \end{bmatrix}) \times \begin{bmatrix} \cos(el) & 0 & \sin(el) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(el) & 0 & \cos(el) \end{bmatrix}$$

gde uglovi az i el predstavljaju ugao azimuta i ugao elevacije, respektivno, za definisanu projekciju, odnosno perspektivu kamere. Ovi uglovi se menjaju u skladu sa izabranom ravni obzervacije na sledeći način:

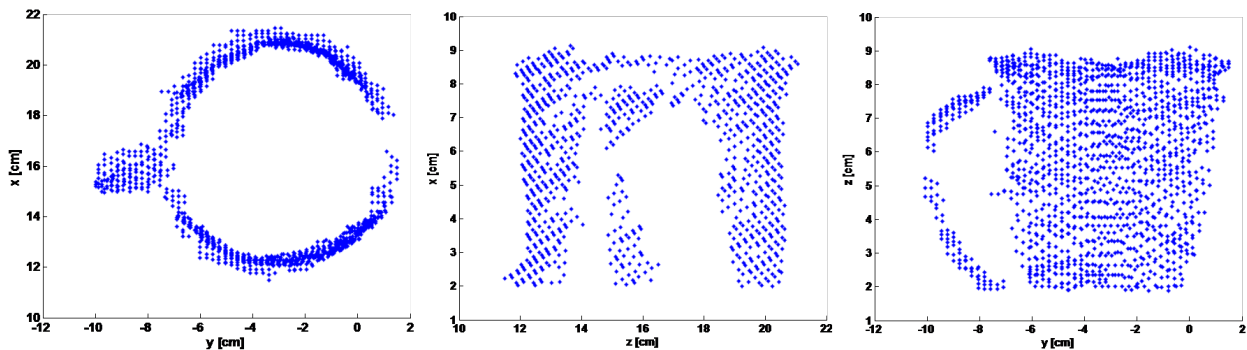
- za transverzalnu ravan: $az = 0^\circ$, $el = 90^\circ$
- za frontalnu ravan: $az = 90^\circ$, $el = 0^\circ$
- za sagitalnu ravan: $az = 0^\circ$, $el = 0^\circ$

Koordinate predmeta za tako definisanu ravan obzervacije moguće je odrediti iz 3D koordinata predmeta koje se prosledjene algoritmu za klasifikaciju zajedno sa primitivom na osnovu sledeće jednakosti:

$$\text{projekcijaRavni} = \text{koordinatePredmeta}^T \times \text{vektorProjekcije}$$

gde je *vektorProjekcije* zapravo ortogonalna baza dobijena na osnovu *vektorNormale* singularnom dekompozicijom.

Odgovarajuća projekcija predmeta koja će se dalje koristiti za klasifikaciju se određuje na osnovu orijentacije posmatranog predmeta u odnosu na kameru i estimirane ruke subjekta čija je pozicija ranije utvrđena algoritmom opisanim u Poglavlju 2.2. U skladu sa činjenicom da se lateralni hvat za visoke predmete zapravo koristi samo u slučaju kada predmet poseduje dršku, najpre se na osnovu projekcije predmeta na transverzalu ravan utvrdi ova činjenica. U slučaju da predmet poseduje dršku, dalje se dolazi do informacije o orijentaciji drške na osnovu projekcija primitiva predmeta na frontalnu i sagitalnu ravan. Ovaj proces se možda i najjednostavnije može razumeti na osnovu prikazanih projekcija šolja na Slika 4.4. Na osnovu ovako određene orijentacije drške predmeta i pozicije ruke subjekta u odnosu na tu dršku, dolazi se do trećeg pravila klasifikacije. **Treće pravilo:** ukoliko je u transverzalnoj projekciji utvrđeno da postoji drška i ukoliko se na osnovu frontalne i sagitalne projekcije utvrdi da je ova drška orijentisana prema ruci subjekta, tada je odgovarajući hvat lateralni, u suprotnom potrebno je izabrati palmarni hvat. Za objekte za koje se iz transverzalne projekcije utvrdi da drška zapravo ni ne postoji, palmarni hvat se selektuje automatski, a informacija o orijentaciji predmeta se koristi samo kako bi se ruka poravnala sa dužom osom predmeta tokom formiranja hvata.



Slika 4.4. Projekcija 3D koordinata visokog predmeta (šolja) na transverzalnu, frontalnu i sagitalnu ravan. Dršku predmeta je jednostavno uočiti iz projekcije na sagitalnu ravan, što se algoritamski može jednostavno detektovati kroz par morfoloških operacija nad slikom. Na osnovu projekcije na transverzalnu ravan moguće je odrediti orijentaciju drške.

4.2.4 POSTAVKE EKSPERIMENTA

Algoritam za izdvajanje predmeta iz slike i izbor hvata na osnovu izdvojenog primitiva je testiran skupu slika koje su uključivale 25 različitih predmeta u različitim orijentacijama. Od ovih 25 predmeta zapravo ni jedan nije bio deo skupa od 8 predmeta koji su prvobitno bili korišćeni za formiranje obučavajućeg skupa, odnosno podešavanje pragova klasifikacije u sekvencijalnim pravilima odlučivanja algoritma. Pritom, namerno su u testirajućem skupu predmeta uključeni i neki potpuno novi objekti, koji se nisu od onih iz trenirajućeg skupa razlikovali samo po obliku i/ili boji, već i po funkciji. Testirajući skup uključivao je dve loptice (različite veličine i boje), mobilni telefon, ključeve bez priveska, ključeve na privesku, dve velike šolje (raličitih oblika i boja), jednu malu šoljicu za kafu, džezvu za kafu, dve olovke (različitih veličina i boja), kašiku, bočicu sa vodom, *flash drive* sa USB konektorom i jedan kompakt disk u kutiji. Kako bi se izvršilo *offline* testiranje algoritma za klasifikaciju, formirana je testirajuća baza podataka koja se sastojala od ukupno 84 slika ovih 25 predmeta (u proseku 3.36 slika po predmetu) pri različitim orijentacijama i pozicijama u posmatranoj sceni kamere. Odgovarajući hvatovi za ovaj skup slika su, pritom, bili sledeći:

- Lateralni хват za 42 slike (šolja sa vidljivom drškom, šoljica sa vidljivom drškom, džezva, olovka, kašika)
- Palmarni хват za 17 slika (šolja sa drškom orijentisanim od subjekta, šoljica sa drškom orijentisanom od subjekta, bočica sa vodom)
- Hvat prstima za 19 slika (mobilni telefon, ključevi bez priveska, ključevi na privesku, *flash drive*, kompakt disk)
- Sferični хват za 6 slika (manja i veća loptica)

Rezultati automatske klasifikacije ovako formiranog skupa primitiva predmeta su poredjeni sa unapred deklariranim preferiranim tipom hvata, a kako bi se posmatrale razlike između izabranog i preferiranog tipa hvata, formirane su odgovarajuće konfuzione matrice za obučavajući i testirajući skup.

Kako bi se takodje analizirao rad ovog algoritma za klasifikaciju u realnim uslovima, ali i ispitala vremenska ograničenja koju dati algoritam unosi, nakon ispitivanja tačnosti klasifikacije na zatvorenoj bazi primitiva predmeta, uradjena je i evaluacija celokupnog algoritma za artificijalnu percepciju u realnom vremenu. Jedan zdrav dobrovoljac je sedeo za stolom i slobodno manipulirao predmetima koji su postavljeni na sto, praćeni su izlazi algoritma za procenu pozicije i orijentacije ruke, algoritma za izdvajanje i klasifikaciju predmeta, ali je evaluirana i procesorska zahtevnost svake od ovih procedura.

4.3 REZULTATI KLASIFIKACIJE HVATOVA

Rezultati algoritma za klasifikaciju hvatova sistema za artifičijalnu percepciju na skupu predmeta koji je korišćen za obučavanje, odnosno za podešavanje pragova klasifikacije, su predstavljeni u vidu konfuzione matrice na Slika 4.5. Ispostavlja se da su pragovi zaista ispravno podešeni prema ovim predmetima, imajući u vidu da je za svih 40 slika algoritam rezultovao uspešnom klasifikacijom. Na osnovu prikazane konfuzione matrice, može se zaključiti da je za podešavanje algoritma korišćen mali broj predmeta koji odgovaraju palmarnom hvatu, odnosno da su u trenirajućoj bazi postojale svega 3 slike, što deluje kao mala cifra posebno u poredjenju sa brojem od 20 slika, koliko je postojalo za lateralni hvat. Razlog za ovo je što je za optimizaciju klasifikatora najveći problem bila definicija prvog pravila, odnosno podešavanja praga koji će razlikovati lateralni od hvata za niske predmete. Za visoke predmete se palmarni hvat razlikuje od lateralnog direktno na osnovu postojanja drške u 3D modelu predmeta, tako da nije bilo razloga da precizno podešava prag klasifikacije, kao što je slučaj za niske predmete. Pretpostavka je bila da će algoritam biti u stanju jednostavno da diferencira visoke predmete kojima odgovara palmarni hvat, a to je i provereno kroz testirajući skup primitiva.

Konfuziona matrica

Predviđena klasa	1	20 50.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%
	2	0 0.0%	3 7.5%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%
	3	0 0.0%	0 0.0%	11 27.5%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%
	4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	6 15.0%	0 0.0%	100% 0.0%
	5	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	NaN% NaN%
			100% 0.0%	100% 0.0%	100% 0.0%	100% 0.0%	NaN% NaN%
		Stvarna klasa					
		1	2	3	4	5	

Slika 4.5. Konfuziona matrica koja prikazuje rezultate algoritma za izbor hvata na trenirajućem skupu predmeta. Duž redova su prikazane klase izabrane od strane algoritma, dok su po kolanama date stvarne klase (1. lateralni hvat, 2. palmarni hvat, 3. hvat prstima, 4. sferični hvat, 5. nepoznat hvat)

Rezultati algoritma za klasifikaciju hvatova sistema za artifičijalnu percepciju na skupu testirajućih predmeta su predstavljeni u vidu konfuzione matrice na Slika 4.6. Ukupna tačnost klasifikacije na ovoj bazi od 84 slike je 90.5%. Naravno, očekivano je da za bazu

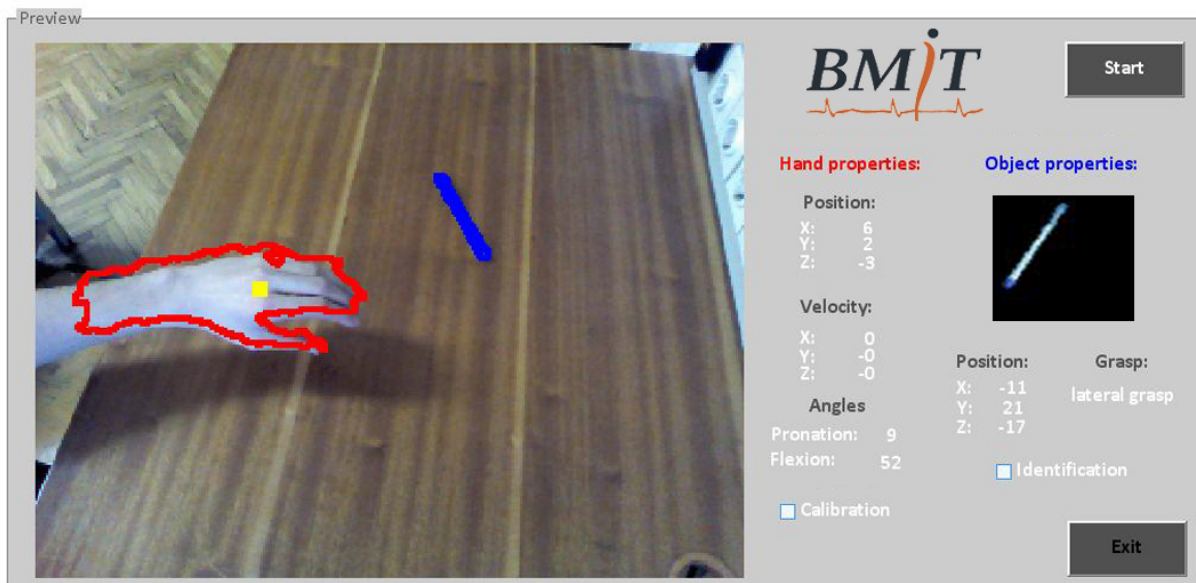
predmeta koja nije korišćena za podešavanje pragova algoritma za klasifikaciju tačnost bude nešto niža, ali procenat od 90% sugerise da su pragovi zaista adekvatno podešeni i da sam algoritam ima moć generalizacije i da se može primeniti na širi skup predmeta. Kada se pogledaju pojedinačni hvatovi, može se zaključiti da je algoritam ispravno odredio lateralni hvat u 36 slučajeva, u jednom primeru je lateralni hvat greškom proglašen za palmarni, 4 puta je greškom za predmet kojem odgovara lateralni hvat izabrao hvat prstima, dok za jedan primitiv nije bilo moguće odrediti odgovarajući hvat. Ovo rezultuje ukupnom marginalnom verovatnoćom pravilne klasifikacije za lateralni hvat od 85.7%. Kada je u pitanju palmarni hvat, on je ispravno prepoznat za 16 primitiva, dok samo za jednu sliku nije ispravno klasifikovan kada je greškom izabran lateralni hvat. Poznajući princip rada algoritma, može se zaključiti da se radi o predmetu sa drškom za koji orijentacija drške nije dovoljno precizno utvrđena. Na osnovu navedenog, ukupna marginalna verovatnoća pravilne klasifikacije za palmarni hvat je 94.1%. Posmatrajući treću klasu, koja odgovara hvatu prstima, može se zapaziti da je ovaj hvat pravilno prepoznat za 18 primitiva predmeta, dok za jedan primitiv nije bilo moguće odrediti odgovarajući hvat. Iz toga se dolazi do marginalne verovatnoćom klasifikacije za hvat prstima koja je 94.7%. Sferični hvat je ispravno klasifikovan za svih 6 primitiva predmeta iz baze, pa je samim tim marginalna verovatnoća za ovaj tip hvata 100%.

Konfuzionna matrica

Predviđena klasa	1	36 42.9%	1 1.2%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	97.3% 2.7%
	2	1 1.2%	16 19.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	94.1% 5.9%
	3	4 4.8%	0 0.0%	18 21.4%	0 0.0%	0 0.0%	81.8% 18.2%
	4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	6 7.1%	0 0.0%	100% 0.0%
	5	1 1.2%	0 0.0%	1 1.2%	0 0.0%	0 0.0%	0.0% 100%
			85.7% 14.3%	94.1% 5.9%	94.7% 5.3%	100% 0.0%	NaN% NaN%
		Stvarna klasa					
		1	2	3	4	5	

Slika 4.6. Konfuzionna matrica koja prikazuje rezultate algoritma za izbor hvata na testirajućem skupu predmeta. Duž redova su prikazane klase izabrane od strane algoritma, dok su po kolanama date stvarne klase (1. lateralni hvat, 2. palmarni hvat, 3. hvat prstima, 4. sferični hvat, 5. nepoznat hvat)

Tokom testova u realnom vremenu, izlazi sistema za artifičijalnu percepciju koji bi trebalo da se koriste za podešavanje stimulačionih parametara, a koji uključuju procenu pozicije i orijentacije ruke, ali i identifikaciju predmeta, odnosno izbor odgovarajućeg hvata, su vizuelnom inspekcijom praćeni u okviru posebno dizajniranog grafičkog interfejsa razvijenog u okviru MATLAB programskog okruženja (Slika 4.7). Kada je reč o algoritmu za procenu pozicije i orijentacije ruke, prosečno vreme potrebno za izvršavanje procedura za obradu slike na laptop računaru (Intel Core i5 3337U @ 1.8GHz, 4GB RAM, NVidia GeForce 740M) je bilo u opsegu od 80 do 120 ms. Sa druge strane algoritam za izdvajanje predmeta i izbor tipa hvata je zahtevao značajno više procesorskog vremena. Ovo je i očekivano, imajući u vidu da uključuje nekoliko kompleksnih operacija koje uključuju segmentaciju po boji, mapiranje dubinske matrice na sliku u boji, izdvajanje 3D modela predmeta i sam proces klasifikacije. Za izvršavanje ovih operacija algoritmu je potrebno vreme u opsegu između 3 i 7 sekundi, u zavisnosti od toga da li se radi o niskom predmetu za koje je klasifikacija jednostavnija ili se radi o visokom predmetu za koji klasifikacija zahteva 3D model i projekciju primitiva predmeta na transverzalnu, frontalnu i sagitalnu ravan. Iako je ovo vreme za dva reda veličine veće od onog koje je potrebno za praćenje ruke i ne dozvoljava izvršavanje ovog algoritma u realnom vremenu, prednost je što ova procedura nije vremenski kritična i može se izvršiti samo pri promeni predmeta (što je u okviru grafičkog interfejsa programa za testiranje prikazanog na Slika 4.7 omogućeno pomoću *checkbox*-a označenog kao *Identification*), čime se dozvoljava da celokupan algoritma artifičijalne percepcije ispunjava ograničenja rada u realnom vremenu i zatvaranju sprege kroz električni stimulator, o čemu će više reči biti u Poglavlju 5.



Slika 4.7. Grafički interfejs za praćenje rezultata rada sistema za artifičijalnu percepciju u realnom vremenu. Sa leve strane panela su na samoj slici prikazani rezultati estimacije pozicije ruke (uokvirena crvenom bojom), referentne tačke na ruci (žuta tačka) i predmeta (uokviren plavom bojom) u posmatranoj sceni. Sa desne strane panela su prikazni rezultati algoritma u vidu 3D koordinata ruke i predmeta, procene orijentacije ruke, izdvojenog primitiva predmeta i izabranog tipa hvata za taj primitiv.

4.4 METOD PREPOZNAVANJA NAMERE

Zadatak koji smo zacrtali je da se koristeći Microsoft Kinect kao jedini senzorski ulaz uz identične postavke sistema onima koje su navedene u poglavlju 4.2 na neki način proceni namera subjekta u toku pripreme za hvat, što je posebno od interesa za predmete koje je moguće uhvatiti na različite načine. Kako je na osnovu statične slike ruke nemoguće prepoznati nameru pre nego što je prekasno, tačnije ruka je već u procesu formiranja hvata, ideja je da se na osnovu trajektorije ruke i načina na koji subjekat prilazi predmetu prepozna hvat kojim želi da ga uhvati. Imajući to u vidu definisan je eksperimentalni zadatak u kome će zdravi subjekti hvatati niz predmeta sa različitim namerama njihove upotrebe dok se koristeći Kinect snimala sekvenca slika tokom formiranja hvata. Za svaki od predmeta koji je izabran da se koristi u eksperimentu posmatrane su najmanje dve različite funkcije, odnosno najmanje dva različita načina njihove upotrebe, za koje se veruje da zahtevaju korišćenje različitih tipova hvata, odnosno različitu lokaciju hvatanja. Ovo je najbolje ilustrovano na primeru šolje, kao što je prikazano u okviru Tabela 4.2.

Tabela 4.2 Pretpostavljeni tipovi hvata i lokacija hvata za koje se predpostavlja da se koriste pri manipulaciji šoljicom za kafu prilikom tri posmatrane namere od interesa

Namera	Tip hvata	Lokacija hvatanja
Pijenje	Lateralni	Za dršku
Pomeranje	Sferični	Preko ivica otvora
Gledanje u šolju	Lateralni	Za dršku

Pet predmeta koji su korišćeni u eksperimentu i zadati načini upotrebe su sledeći:

- šolja: pijenje, premeštanje, gledanje u šolju
- djevrek: jedenje, premeštanje
- olovka: pisanje, premeštanje
- mobilni telefon: javljanje, nošenje
- ključevi: otključavanje, stavljanje u džep

Subjekti su najpre upoznati sa eksperimentom i objašnjena im je da je ideja da se identifikuju različiti načini hvata za različite predmete i različite namene korišćenja predmeta, ali im nije rečeno da se očekuje različiti tip hvata za isti predmet, niti koji bi hvat odgovarao kojoj nameni predmeta. Prema protokolu subjekt se najpre smesti za sto na kome leži jedan od predmeta iz grupe predmeta od interesa (na primer, šolja). Pred subjekta je postavljen zadatak da nakon glasovne instrukcije uhvati predmet u skladu sa jednom od posmatranih namera koja je definisana da odgovara datom predmetu (na primer, pijenje) prirodnom sopstvenom brzinom na način koji smatra shodnim. Od trenutka davanja glasovne instrukcije uključuje se proces snimanja sa Kinect kamere koji traje sve dok subjekat ne uhvati predmet. Ovaj proces uključuje isključivo preuzimanje slike sa Kinect dubinskog toga korišćenjem dinamičkih biblioteka i isključuje svaku obradu kako bi se garantovala maksimalna vremenska rezolucija od 30 frejmova u sekundi. Za zadatu nameru

subjekat ponavlja identičan zadatak 10 puta, nakon čega se prebacuje na sledeću nameru koja odgovara tom predmetu (na primer, premeštanje). Imajući u vidu da su za jedan predmet definisane tri različite namere, dok su za preostalih četiri definisane dve, zbirno je na ovaj način za svakog subjekta formirano 110 sekvenci slika. U eksperimentu je učestvovalo 6 zdravih ispitanika od 24 ± 3 godina starosti, pa je tako zapravo za svaki od mogućih hvatova za svaki od predmeta formirana baza od 60 sekvenci dubinskih slika sa Kinect kamere.

U okviru programa za naknadnu obradu snimljenih sekveneci primenjen je algoritam za praćenje ruke, identifikaciju referentne tačke i procenu orijentacije, koji je detaljno opisan u poglavlju 2.2. Znajući da je dobijena procena pozicije i orijentacije ruke zapravo slabe tačnosti i da je očekivana greška 2 cm, odnosno 20 stepeni (videti poglavlje 2.3), kao i da postoji veliki broj ograničenja koji je potrebno ispoštovati da bi algoritam radio u skladu sa ovom procenom, jako je bilo bitno da maksimalna vremenska rezolucija ostane očuvana, što je omogućeno kroz isključivanje svih procesa obrade i/ili grafičkog prikaza tokom akvizicije. Iz ovog razloga je bilo neophodno da se u programu za obradu omogući naknadni grafički pregled procenjenog okvira ruke i referentne tačke u sceni, kao što je to prikazano na Slika 4.8.

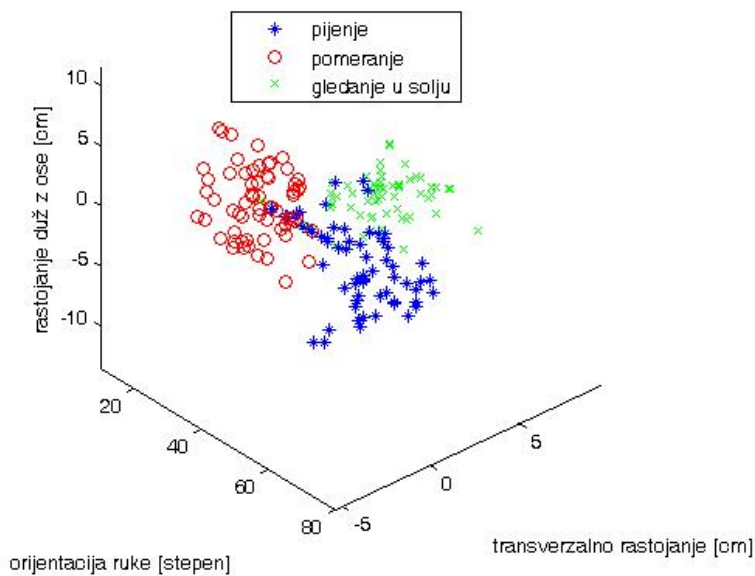


Slika 4.8. Procenjene ivice ruke (crvena boja) i pozicija referentne tačke (žuta boja) dobijeni algoritmom kompjuterske vizije za praćenje pozicije i orijentacije ruke su prikazani u okviru dubinske slike za svaku od slika u snimljenoj sekvenci radi vizuelne provere njihove tačnosti

Iz procenjenih 3D koordinata referentne tačke i procenjene orijentacije ruke formiran je ulazni vektor za klasifikaciju za koji je izabrano da sadrži tri obeležja koja na najbolji način reprezentuju trajektoriju ruke prilikom prehenzije i formiranja hvata. Ova obeležja uključuju:

- vertikalno rastojanje izmedju ruke i predmeta (na osnovu pozicije referentne tačke)
- transverzalno rastojanje izmedju ruke i predmeta (na osnovu pozicije referentne tačke)
- orijentaciju ruke (definisane preko ugla koji postoji izmedju ravni ruke i ravni stola)

Na ovom mestu je potrebno istaći da je namerno odlučeno da se ulazni vektor, tačnije klasifikacija bazira samo na ova tri parametra i da je informacija o 2D poziciji ruke u odnosu na predmet u transverzalnoj ravni zanemarena iako se procenjuje u okviru algoritma za kompjutersku viziju. Razlog za ovo leži u usvojenoj pretpostavci da će se ruka kretati direktno prema predmetu od interesa nezavisno od izabrane strategije hvata. Takodje, vreme od početka akvizije slike, odnosno od početka pripreme za hvat, takodje nije korišćeno kao obeležje u okviru ulaznog vektora jer je cilj bio da se dobije vremenski invarijantna klasifikacija, tačnije klasifikacija koja neće zavisiti od brzine pokreta prilikom formiranja hvata. Kako bi se i pre formiranja klasifikatora proverilo da li je na osnovu ovako formiranog ulaznog vektora moguće klasterisati hvatove od interesa, na osnovu tri izabrana obeležja grafički su prikazani klasteri tri hvata od interesa u 3D prostoru (Slika 4.9).



Slika 4.9. Klasteri u prostoru ulaznog vektora koji odgovaraju različitim namera pri korišćenju šolje za jednog od subjekata. Pijenje i gledanje u šolju za koje se primenjuje lateralni hvat za dršku se jasno grupišu u odnosu na pomeranje šolje za koje je subjekat odlučuje da primeni sferični hvat za vrh oboda.

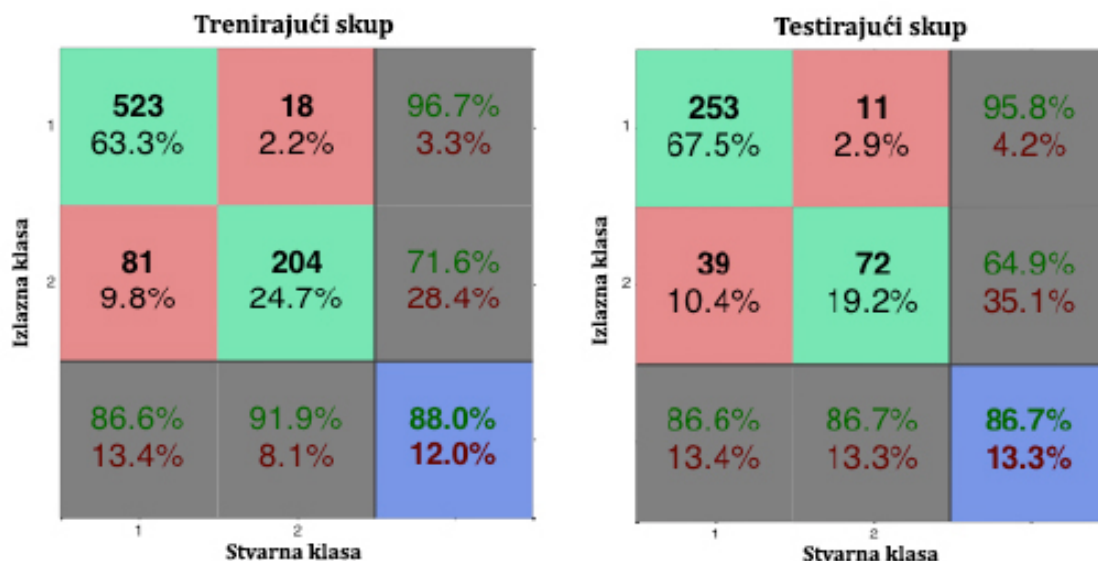
Radi što jednostavnije implementacije, čime se podrazumeva i jednostavna kasnija integracija u postojeći sistem za kontrolu FES-a primenom artificalne percepcije, odlučeno je da se koristi najprostiji oblik *feedforward* klasifikatora baziranog na artificalnoj neuronskoj mreži [153, 154]. Ulazni sloj ovako definisane neuralne mreže formiraju tri neurona koji direktno odgovaraju svakom od tri obeležja ulaznog vektora. U izlaznom sloju mreža će sadržati dva neurona od kojih svaki odgovara jednom od dva različita hvata, odnosno lokacije hvata, koje je moguće primeniti za dati predmet. Na primeru šoljice, jedan neuron bi odgovarao lateralnom hvatu za dršku, karakterističnom za pijenje ili gledanje u šolju, a drugi neuron sferičnom hvatu oko vrha šolje, karakterističnom za pomeranje ovog predmeta. Nekoliko konfiguracija neuralne mreže u smislu broja skrivenih slojeva i neurona u svakom od ovih slojeva je testirano kako bi se osigurala vrhunaska performansa

klasifikatora, u smislu visoke tačnosti i mogućnosti generalizacije, što je utvrđeno iz odnosa tačnosti na trenirajućem i testirajućem skupu podataka.

Na osnovu celokupne sekvence slika formirane tokom formiranja subjekta, određen je trenutak od koga ruka ulazi u proces formiranja hvata i odakle je na dalje moguće koristiti ulazni vektor za klasifikaciju. Uzimajući još jednom kao karakterističan primer šoljice, ova obrada je rezultovala ukupnim brojem od 1201. ulaznih vektora za svih 6 subjekata. Imajući u vidu da se ovaj broj za kompleksne neuralne mreže može smatrati malim ulaznim skupom, odlučeno je da se umesto standardne 80/20 randomizacije 70% ovih podataka koristi za formiranje trenirajućeg skupa, a 30% za formiranje testirajućeg skupa. Za obučavanje i podešavanje parametara neuralne mreže, kao i validaciju i testove korišćen je *Neural networks toolbox* [155] programskog paketa Matlab.

4.5 REZULTATI PREPOZNAVANJA NAMERE

Konfuzione matrice dobijene klasifikacijom namere koristeći neuralnu mrežu sa dva skrivena sloja od 10 i 6 neurona su prikazane za primer predmeta šolje za kafu na Slika 4.10. Ukoliko se uporede performanse na trenirajućem i testirajućem skupu, može se zaključiti da nije došlo do preobučavanja [156] mreže, već da su parametri podešeni tako da omoguće generalizaciju. Performansa mreže na trenirajućem skupu je 88% dok je na testirajućem skupu blizu 87%, što se može smatrati uporedivim. Ovako visoka tačnost klasifikacije na oba skupa garantuje ispravan izbor hvata za dati predmet u najvećem broju slučajeva nezavisno od ispitanika. Kada se analizira greška, moguće je na osnovu konfuzione matrice utvrditi da je mogućnost greške na trenirajućem skupu nešto veća za lateralni hvat nego za sferični (86.6% nasuprot 91.9%), dok je na testirajućem skupu ova razlika zanemarljiva (86.6% nasuprot 86.7%).



Slika 4.10. Rezultati klasifikacije namere na osnovu trajektorije tokom pripreme za hvat na primeru šoljice za kvatu prikazani u formi konfuzione matrice. Na levom panelu prikazani su rezultati klasifikacije na trenirajućem skupu dok su na desnom prikazani rezultati na testirajućem skupu. (1- lateralni hvat, 2 – sferični hvat)

Konfuzione matrice dobijene klasifikacijom namere koristeći neuralnu mrežu sa dva skrivena sloja od 10 i 6 neurona su prikazane za primer predmeta olovke na Slika 4.11. Performansa mreže na trenirajućem skupu je 67.7% dok je na testirajućem skupu blizu 60.2%, što se može smatrati uporedivim. Za razliku od rezultata koji su dobijeni za slučaj šolje za kafu, dobijene vrednosti za olovku se ne mogu smatrati zadovoljavajućim i podrazumevaće čestu grešku nezavisno od ispitanika. Kada se analizira sama greška, moguće je na osnovu konfuzione matrice utvrditi da je mogućnost greške na trenirajućem nešto veća za lateralni hvat nego za hvat prstima (63.4% nasuprot 72.4%), dok je u slučaju testirajućeg skupa obrnuto (65.7% nasuprot 52.5%).

Imajući u vidu da su rezultati za preostala tri predmeta kod kojih se radilo o izboru između lateralnog hvata i hvata prstima (mobilni telefon, ključevi i djevrek) analogni ovima koji su prikazani na primeru olovke, njihov detaljan prikaz je izostavljen, umesto čega će biti samo date ukupne tačnosti njihove klasifikacije. Za mobilni telefon je pri identičnoj konfiguraciji neurlane mreže dobijena tačnost od 67.8% na trenirajućem skupu i 61.5% na testirajućem skupu, za ključeve je dobijena tačnost od 74.4% na trenirajućem skupu i 74.6% na testirajućem skupu, dok je za djevrek dobijena tačnost od 72.5% na trenirajućem skupu i 64.1% na testirajućem skupu.



Slika 4.11. Rezultati klasifikacije namere na osnovu trajektorije tokom pripreme za hvat na primeru olovke prikazani u formi konfuzione matrice. Na levom panelu prikazani su rezultati klasifikacije na trenirajućem skupu dok su na desnom prikazani rezultati na testirajućem skupu. (1- lateralni hvat, 2 – hvat prstima)

4.6 DISKUSIJA

Kroz ovo poglavlje su predočena određena rešenja za izbor hvata korišćenjem artificalne percepcije, sa ciljem da se kroz ova rešenja omogući automatska selekcija šablona električne stimulacije prilikom FET-a gornjih ekstremiteta. Jedno od rešenja zasnovano je na identifikaciji predmeta i klasifikaciji hvata u skladu sa veličinom i oblikom predmeta, dok se drugo zasniva na predikciji namere subjekta na osnovu pozicije i orijentacije ruke tokom pripreme za hvat. Oba rešenja su komplementarna, a ideja je svakako da se u nekom budućem sistemu za FES izbor hvata reguliše na osnovu svih dostupnih informacija.

Prikazani algoritam kompjuterske vizije za klasifikaciju hvatova na osnovu veličine i oblika predmeta je na testirajućem skupu demonstrirao tačnost u selekciji hvata od preko 90%. Može se zaključiti da je ovo u rangu prethodno razvijenih sistema za kompjutersku viziju koji su se zasnivali na stereoviziji [86] ili kameri i ultrazvučnom senzoru rastojanja [84], čime se potvrđuje da je primena projekcija 3D koordinata predmeta odgovarajuća kompenzacija za neprirodnu orijentaciju Kinect kamere u usvojenim postavkama sistema.

Kroz dalju analizu rezultata može se zaključiti da greška u klasifikaciji najvećim delom potiče od neodgovarajućih izbora kod lateralnog hvata umesto koga se algoritam najčešće odlučuje za hvat prstima. Može se zaključiti da ova greška ne bi trebalo da izazove značajniji problem prilikom vežbanja, imajući u vidu da je niske predmete kod kojih algoritam nije izabrao lateralni hvat moguće podići i manipulirati čak i ako su uhvaćeni vrhovima prstiju, a i da je sama lokacija hvatanja identična u slučaju oba hvata (oko najkraće ose). Do greške

koja se može smatrati kritičnom, a to je zamena palmarnog za lateralni hvat ili lateralnog za palmarni dolazi u svega 1.2% slučajeva. Međutim, treba imati u vidu da do ove greške zapravo dolazi isključivo kod visokih predmeta koje je moguće uhvatiti sa oba tipa hvata, pa uz pretpostavku da bi subjekat bio u stanju da sopstvenim pokretima kompenzuje pogrešnu lokaciju hvatanja, ne očekuje se ni ova greška da rezultuje značajnijim problemima u konačnoj implementaciji sistema za vežbanje.

Vrlo je moguće da bi uz odgovarajuće izmene u algoritmu za klasifikaciju, korišćenjem analitičkih metoda poput bajesovske teorije odlučivanja [157] u vidu kvadratnog klasifikatora [158] ili mašina podržavajućih vektora (eng. *support vector machines*) [159] bilo moguće obezbediti veću tačnost klasifikacije. U našem slučaju odlučeno je da se za klasifikaciju koriste neuralne mreže kako bi se klasifikatoru inherentno obezbedila osobina generalizacije, što je kod ove primene vrlo važno iz dva razloga. Najpre, ova osobina garantuje da sistem nije ograničen na predefinisani skup predmeta, čime se pacijentu omogućava da tokom vežbanja koristi predmet koji mu iz nekog razloga najviše odgovara (npr. njegova šolja ili njegov mobilni telefon), pa se samim tim povećava i motivacija za vežbanjem. Takodje, kroz generalizaciju se povećava potencijal sistema artificijelne percepcije za neku buduću kućnu primenu, što je vrlo važno. Zahvaljujući relativno niskoj ceni Kinect kamere, jednostavne postavke koja zahteva samo predmet i par predmeta sa kojima se vežba hvatanje, uz generalizaciju koja ne postavlja ograničenja po pitanju koji će se predmeti koristiti, troškovi se zapravo svode samo na sistem za električnu stimulaciju kojim je moguće generisati različite hvatove i kojim je moguće upravljati eksterno.

Kada je reč o prepoznavanju namere na osnovu estimirane trajektorije i orijentacije ruke tokom pripreme za hvat, iz dobijenih rezultata moguće je izvesti nekoliko zaključaka. Na primeru šolje je pokazano da je u generalnom slučaju moguće iskoristiti usvojenu metodologiju za procenu namere subjekta. Sa druge strane, iz rezultata koji su dobijeni za preostale predmete, jasno je da ovo ne važi u opštem slučaju. Za šolju je dobijena veoma pouzdana klasifikacija od preko 85% tačnosti, što je uporedivo sa rezultatima algoritama za izbor hvata zasnovanog na prepoznavanju predmeta [84, 86, 160], pa se stoga može smatrati odgovarajućim za dalje unapredjenje sistema za kompjutersku viziju. Za druge predmete tačnost klasifikacije je ispod 75%, zbog čega se isprobana metodologija ne može smatrati direktno primenjivom.

Razlog za dovoljno visoku tačnost klasifikacije u slučaju šolje leži u značajnoj razlici između 2 moguća načina hvatanja koji se koriste za ovaj predmet, dok nije toliko izražen za druge predmete. U slučaju šolje rastojanje između dve moguće lokacije hvata je veće, pa su samim tim i tokom prehenzije odstupanja u poziciji ruke veća. Slično je i u slučaju orijentacije, ruka se nalazi pod potpuno drugačijim uglom u odnosu na predmet u slučaju sferičnog hvata i lateralnog hvata koji se mogu upotrebiti za premeštanje i pijenje iz šolje. Za preostale predmete su ove razlike u lokaciji hvatanja, kao i u orijentaciji ruke prilikom formiranja

lateralnog hvata i hvata prstima, dosta suptilnije. Mesto hvatanja se najviše razlikuje u slučaju ključa, koji se prilikom stavljanja u džep hvata prstima za privezak, dok se u slučaju otključavanja hvata lateralno direktno za ključ od interesa. Ovo je opet u skladu sa dobijenim rezultatima prema kojima je za ključ tačnost klasifikacije oko 75%, dok je za preostale predmete između 60% i 65%, što je opet značajno niže.

Iako je za 4 od 5 predmeta dobijena nezadovoljavajuća tačnost klasifikacije, kroz analizu rezultata se može zaključiti da ovo nije posledica pogrešno izabrane metodologije već nedovoljne rezolucije senzora da detektuje fine razlike koje postoje u trajektoriji i orijentaciji ruke prilikom formiranja ovih hvatova. Takođe, analizom pojedinačnih rezultata je potvrđeno da je niska tačnost klasifikacije delom i posledica različitih strategija koje su izabrali različiti subjekti i da se za neke od njih klasteri koji odgovaraju različitim hvatovima gotovo i ne preklapaju. Ovaj rezultat sugerise da bi bilo moguće kalibrisati sistem u skladu sa strategijama hvata koje koristi dati subjekat tako da se dobije visoka tačnost klasifikacije, odnosno prepoznavanja namere od strane ovako definisanog algoritma.

Nešto što je takođe interesantno istaći je da je u slučaju šolje za određene subjekte bilo moguće zapravo razdvojiti i namere koje rezultuju istim hvatom, tačnije razlikovati pijenje iz šolje od gledanja u šolju. Ovo je uočljivo i na osnovu grupisanja klastera u prostoru ulaznog vektora prikazanog na Slika 4.9. Na osnovu tog rezultata se može izvesti zaključak da iako se za neposredno hvatanje koristi isti tip hvata, sama strategija njegovog formiranja se razlikuje u zavisnosti od konačne namere. Kako je razvijeni sistem za kompjutersku viziju u mogućnosti da detektuje ove razlike, njegova primenljivost može biti značajno šira od samog izbora hvata, već se može koristiti i za korekciju šablona tokom formiranja hvata i izbacivanje neželjenih sinergija. Kroz ovo se otvara jedna veoma široka oblast motorne kontrole koja izlazi iz opsega ovog istraživanja, zbog čega se u okviru ovog poglavlja ne zalazi u ovaj vid analize dobijenih rezultata, već se samo posmatraju konačni hvatovi koji će biti izabrani od strane algoritma za kompjutersku viziju.

Veoma je važno na kraju i istaći da je za ovo istraživanje izabran vrlo prost klasifikator u vidu perceptrona kome se prosledjuju trenutna pozicija i orijentacija ruke u fazi formiranja hvata. Razlog za ovo prosta hipoteza koju je bilo potrebno dokazati, a to je da je na osnovu trajektorije procenjene sistemom za kompjutersku viziju moguće proceniti nameru subjekta. Cilj nije bio da se optimizuju rezultati klasifikacije. Za optimizaciju se svakako nameće jedno veoma jednostavno rešenje, koje se odnosi na korišćenje rekurentne [161] umesto *feedforward* neuralne mreže. Pojam o vremenu, imajući u vidu da je upravo u njemu skrivena trajektorija, odnosno strategija hvata, bi bez ikakve sumnje značajno povećao tačnost klasifikacije za sve predmete i sve tipove hvata.

Na kraju je potrebno istaći da primena predloženih algoritama za izbor hvata nije ograničena na izbor sekvence stimulacije tokom vežbanja hvatova asistiranih FES-om. Prezentovane metode mogu naći primenu i u rehabilitacionim sistemima za gornje ekstremitete u formi proširene veštačke realnosti [162], zatim u proceni oporavka [163], kao deo pametnog okruženja koji bi se koristio za pomoć starijim ljudima sa demencijom tokom obavljanja dnevnih aktivnosti [164], ili, pak, za automatsku kontrolu protetičkih ruku [84, 85, 145]. Pretpostavka je da će se kroz dalji napredak tehnologije, pre svega u pogledu proizvodnje elektronskih komponenti, tačnije senzora kamera, ali i grafičkih procesora, uz veću prostornu i vremensku rezoluciju snimljene slike povećati tačnost predloženih algoritama artificijalne percepcije i rešiti problemi portabilnosti.

*“And you shall take me strongly
In your arms again
And I will not remember
That I even felt the pain”*

*Van Morrison
Sweet Thing*

5. UPRAVLJANJE INTFES V2 STIMULATOROM I KLINIČKI TESTOVI

Adaptirano iz radova:

Štrbac, M., Kočović, S., Marković, M., Popović, D.B. “Microsoft Kinect-Based Artificial Perception System for Control of Functional Electrical Stimulation Assisted Grasping,” *BioMed Research International 1 (J Biomedicine and Biotechnology)*, vol. 2014, Article ID 740469, 12 pages, doi:10.1155/2014/740469, 2014, ISSN 2314-6133, IF₂₀₁₄: 3.169 **(M21)**

Malešević J., **Štrbac, M.**, Isaković M., Kojić V., Konstantinović Lj., Vidaković A., Dedijer S., Kostić M., Keller T., “Temporal and spatial variability of surface motor activation zones in hemiplegic patients during 20 FES therapy sessions,” *Artificial Organs*, 2016 (in review), IF₂₀₁₅: 1.993 **(M22)**

5.1 UVOD

Osobe sa hemiparezom koja se javila kao posledica cerebrovaskularnog insulta ili povrede kičmene moždine mogu do izvesne mere da povrate izgubljene motorne funkcije kroz intenzivno vežbanje. Kao jedan od pristupa koji može značajno da pomogne osobama sa paretičnom rukom tokom ovog procesa vežbanja, ali i naknadno u formi asistivnog sistema, izdvaja se FES. Ova metodologija je uvedena najpre kroz kombinacijom sa udlagom za kontrolu hvata kako bi se asistiralo osobama sa tetraplegijom [26], nakon čega je predložen i prvi dvokanalni stimulator koji je bio u stanju da kontroliše otvaranje i zatvaranje šake [28]. Ubrzo nakon toga je kroz klinička ispitivanja pokazano da se pomoću električne stimulacije na ovaj način može obezbediti značajan oporavak [30], što je dovelo i do razvoja niza komercijalnih uređaja za terapiju poput Ness H200, Bionic Glove i sličnih sistema [165, 166].

Kada je reč o funkcijama koje podržavaju sistemima za električnu stimulaciju za vežbanje hvata, najveći broj ovih neuroproteza je u stanju da pacijentu pomogne pri izvršavanju dva najčešće korišćena tipa hvata: palmarni i lateralni hvat [2, 167]. Pritom, palmarni hvat se koristi za držanje većih i težih predmeta (poput boca, čaša, šolja, ...), dok se lateralni hvat primenjuje kod sitnijih i lakših predmeta (kao što su ključevi, olovka, kašika, ...). Formiranje različitih hvatova u sebe uključuje i aktivaciju različitih mišićnih grupa kroz različite stimulative kanale, ali se pre svega zasniva na različitoj vremenskoj sekvenci aktivacije ovih kanala. Tako se, na primer, lateralni hvat dobija fleksijom prstiju koja je praćena fleksijom palca, dok palmarni podrazumeva postavljanje palca u opoziciju koje je praćeno istovremenom fleksijom palca i prstiju. Kako bi se ovi hvatovi omogućili kroz sistem za električnu stimulaciju, ključno je da dati sistem podrži pravovremenu aktivaciju različitih stimulative kanala [24, 168] kroz koju bi se obezbedila ispravna mišićna sinergija koja rezultuje funkcionalnim pokretom i generisanjem odgovarajuće sile hvata. Odavde se mogu uvideti dva zadatka koja se postavljaju pred sistem za električnu stimulaciju, a to je mogućnost podešavanje stimulative kanala i šablona njihove aktivacije.

Imajući u vidu da se implantibilni sistemi za FES [15, 169] najčešće primenjuju nakon što je završena faza oporavka, kada je pacijent već dostigao neurološki stabilno stanje, u za naše istraživanje je pre svega od interesa izbor aktivnih kanala na površinski postavljenoj elektrodi. Iako su ponudjene detaljne mape stimulative zona na podlaktici [14] koje se mogu smatrati dobrom preporukom za lokacije kojima se površinskom stimulacijom mogu aktivirati mišići od interesa, ne postoji generalno pravilo po pitanju optimalne lokacije zbog anatomskih razlika u neuralnim putevima, tačnije lokaciji nervnih završetaka, odnosno motornih tačaka, između različitih subjekata [122], ali i razlika u impedansi kože i masnog tkiva [170] kroz koje je neophodno provesti struju kako bi se aktivirao odgovarajući motorni neuron. U nekoj meri na te anatomske razlike, odnosno varijabilnost koja

evidentno postoji između različitih subjekata, je moguće odgovoriti primenom matičnih elektroda koje pružaju povećanu selektivnost [24] i jednostavnu promenu lokacije aktivnih kanala [171]. Jedan od najnaprednijih sistema koji inherentno u sebe uključuje primenu matične konfiguracije elektroda je IntFES [48] zasnovan na prostorno vremenskoj distribuciji stimulacionih impulsa kroz elektrodu. Ovaj sistem osim što zahvaljujući usvojenoj metodologiji pruža značajne prednosti u vidu odlaganja zamora kroz asinhron režim stimulacije i otvara mogućnost korišćenja anatomski dizajniranih elektroda [25, 172, 173] koje garantuju aktivaciju mišićnih grupa od interesa, takodje omogućava i eksternu kontrolu putem Bluetooth komunikacionog interfejsa, zbog čega predstavlja idealan sistem za ovu vrstu istraživanja.

U postojećim sistemima za vežbanje hvata primenom električne stimulacije vremenska sekvenca kojom se generiše hvat je najčešće preprogramirana kroz šemu aktivacije kanala, koju subjekat može eksterno da aktivira. Pritom je kao metod eksterne kontrole testirano više različitih pristupa, počevši od prostih dugmića [46, 174], glasovnih komandi [55], kontrole elektromiografskim [175, 176] i elektroencefalogramskim [58, 59] signalima, sve do inercijalnih senzora [177, 178] koji se postavljaju na ruku subjekta i aktiviraju sistem na osnovu kinematike. Kao što je detaljnije opisano u okviru poglavlja 0, svaki od navedenih metoda eksterne kontrole ponudio je određene prednosti u odnosu na prethodno ustaljene principe, ali su svi ovi metodi, izuzev EEG kontrole koja trenutno nažalost i dalje nije na dovoljnom nivou robusnosti i pouzdanosti, imali značajan zajednički nedostatak koji se ogleda u zahtevanom angažmanu od strane subjekta. Iako je pri startovanju stimulacione sekvence u odnosu na pritiskanje odgovarajućeg prekidača ostvaren značajan napredak primenom EMG signala, kinematičkih senzora ili glasovne komande, svi ovi sistemi zapravo takodje postavljaju kognitivne zahteve pred subjekta. Posledica ovoga je podeljena pažnja subjekta koja može dovesti do nepravilne senzomotorne sprege i suboptimalnog izvršenja pokreta. Upravo se zbog ovoga kompjuterska vizija nameće kao dobar metod za aktiviranje i kontrolu električne stimulacije prilikom vežbanja hvata.

Primenom sistema koji je zasnovan na stereovizijskoj kameri pokazano je da se kompjuterska vizija uspešno može koristiti kao mehanizam za upravljanje sistemom za FES [146]. U medjuvremenu je ovo saznanje iskorišćeno da se Microsoft Kinect kamera uz set drugih senzora iskoristi za upravljanje sistemom za električnu stimulaciju kroz algoritam iterativne kontrole [178-180]. Nedostatak tog pristupa je što zahteva korišćenje niza drugih senzora čime se otežava i bez toga zamoran i zahtevan proces postavljanja. Osim toga, ovakav sistem se uveliko oslanja na ekspertizu korisnika, zbog čega može biti ugrožen krajnji ishod izabrane terapije. Sistem koji bi se oslanjao samo na jedan senzorski ulaz u vidu kamere koja posmatra scenu od interesa i algoritma za obradu koji na osnovu slike u zatvorenoj sprezi kontroliše sistem za električnu stimulaciju, odnosno uključuje i isključuje odgovarajući šablon stimulacije, bi sa korisničke perspektive predstavljao značajno poboljšanje. Tako je već kroz prve kliničke testove jednog takvog sistema koji se zasnivao

na Kinect kameri pokazano da kada se kompjuterska vizija koristi za startovanje stimacionog protokola prilikom formiranja cilindričnog hvata i prilikom otpuštanja predmeta može značajno smanjiti trajanje ovih pokreta u odnosu na situaciju kada se stimulacija ne koristi [181]. Iako je ovo sjajan rezultat, trebalo bi ipak istaći da je šira upotreba predloženog sistema za kompjutersku viziju vrlo ograničena imajući u vidu da podrazumeva statičnu poziciju kamere koja posmatra obeležen sto, zbog čega se zapravo zahteva posebna prostorija za ovaj vid vežbanja. Cilj našeg istraživanja bio je da kroz kliničke testove ispitamo da li je moguće da se FES-om pravovremeno uključuju i isključuju stimacione sekvence i kada se kamera nalazi u postavci koja garantuje portabilnost (opisano u poglavlju 2.2), zbog čega, sa druge strane, zahteva znatno kompleksniju analizu scene i obradu slike. Takodje, cilj kliničkih testova koji će biti opisani u ovom poglavlju će biti da se ispita da li je i za ovakve postavke sistema moguće ostvariti prethodno spomenute vremenske uštede kada se hvatovi vežbaju uz asistenciju električne stimulacije, u odnosu na slučaj kada se hvatovi vežbaju bez FES-a.

5.2 METOD

5.2.1 *INTFES v2 STIMULATOR*

IntFES v2 (Tecnalia Research and Innovation, San Sebastian, Španija) predstavlja drugu generaciju IntFES stimulatora koja je osmišljena kao razvojna platforma, tako da podržava niz komunikacionih protokola i u potpunosti je programabilna putem korisničkih procedura. U skladu sa prvom generacijom [48, 182] radi se o stimulatoru baziranom na paradigmi prostorno/vremenske distribucije stimacionih impulsa. Stimulator generiše strujno kontrolisane bifazne stimacione impulse koji se distribuiraju kroz matričnu elektrodu do odgovarajućeg polja za stimulaciju pomoću pametnog demultipleksera. Stimulator omogućava povezivanje čak četiri ovakva uređaja, što dozvoljava nezavisu aktivaciju čak 64 polja u okviru matrične elektrode. Amplitudu stimulacije je moguće regulisati sa korakom od 1 mA u opsegu od 1 do 50 mA, ali treba imati u vidu da je stvarna gornja granica definisana i maksimalnim izlaznim naponom od 94 V, tako da za nešto veću impedansu amplituda od 50 mA zapravo nedostižna. Impulsna širina svakog od impulsa se može podešavati u opsegu od 1 do 1000 us, dok je se pauza između impulsa koji se raspoređuju po različitim elektrodama u opsegu od 1 do 99 ms. Frekvenciju stimulacije je moguće podešavati globalno (za sve impulse) i ona se kreće u opsegu od 1 do 400 Hz. Stimulator je prikazan na Slika 5.1, dok su njegove detaljne tehničke karakteristike prikazane u okviru Tabela 5.1.

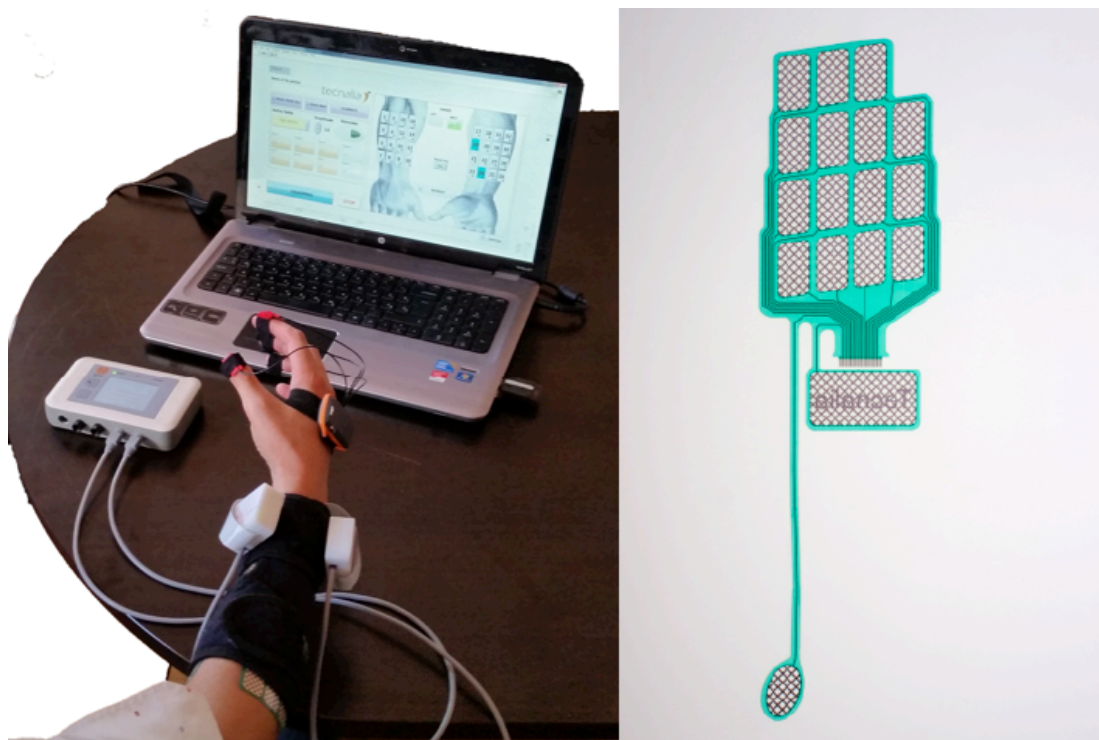
Tabela 5.1. Tehničke karakteristike IntFES v2 stimulatora

Displej	TFT 320x240
Tip touch panel-a	Rezistivni
Baterija	2xLi-Ion 3.7V 1400 mAh
Punjač	12V DC
Bluetooth	2.1
Domet Bluetooth komunikacije	10 m
CAN Bus	1.0/2.0
Amplituda impulsa	1 do 50 mA
Impulsna širina	50 do 1000 us
Frekvencija stimulacije	1 do 400 Hz
Broj impulsa	1 do ∞
Vreme izmedju impulsa	1 do 99 ms
Izlazni napon	94 V



Slika 5.1. IntFES v2 stimulator

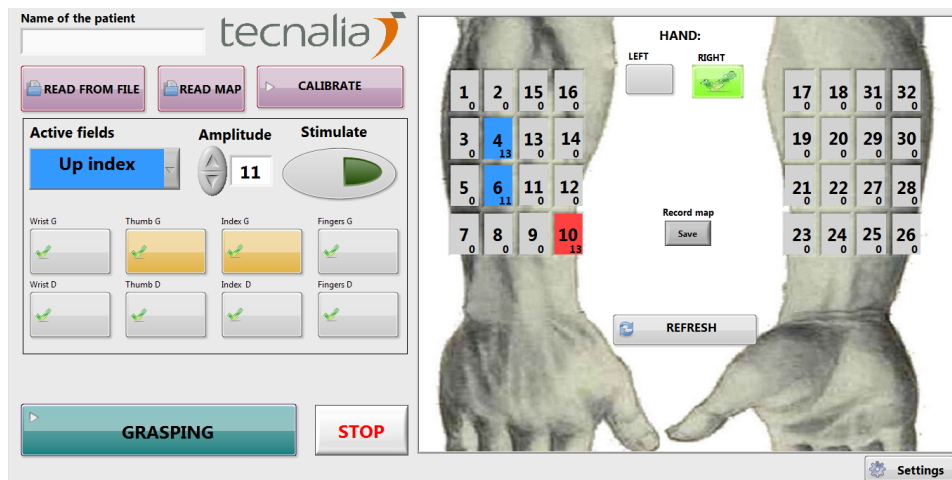
Kada je reč o primeni ovog sistem za stimulaciju gornjih ekstremiteta, preporučuje se upotreba uz minimalno dva demultipleksera, od koji bi se putem prvog stimulatorni impulsi raspoređivali duž elektrode postavljene na dozalnu stranu podlaktice, kako bi ekscitovali ekstenzori prstiju i ručnog zgloba, a putem drugog duž elektrode postavljene na volarnu stranu podlaktice, kako bi se pobudili i mišići zaduženi za fleksiju prstiju i ručnog zgloba. U našem slučaju, IntFES v2 stimulator je korišćen upravo u preporučenoj konfiguraciji (Slika 5.2), sa dva demultipleksera i dve matične elektrode od po 16 aktivnih polja. Karakteristike IntFES v2 stimulatora koje su posebno od interesa za eksternu kontrolu uključuju Bluetooth komunikaciju i mogućnost upravljanja stimulatornim protokolima sa računara, i mogućnost programiranja virtuelnih elektoda, kao i procedura za njihovu aktivaciju.



Slika 5.2. IntFES v2 stimulator u konfiguraciji za stimulaciju gornjih ekstremiteta i vežbanje hvata (levi panel) i matična elektroda sa 16 polja (desni panel), kakve su dve korišćene za stimulaciju. Od stimulatora se stimulacioni impulse distribuiraju do željenog polja na elektrodi putem demultipleksera. Elektrode su postavljene na odgovarajuću poziciju na podlaktici i učvršćene elastičnim garmentom. Stimulacija se kontroliše preko računarske aplikacije slanjem odgovarajućih Bluetooth poruka do stimulatora. Senzorska rukavica (BEAGLE) se može koristiti za merenje kinematike prstiju i ručnog zgloba i kalibraciju elektrode.

5.2.2 SISTEM ZA DEFINISANJE PARAMETARA HVATA

Generalna konfiguracija IntFES stimulatora u režimu koji se koristi za generisanje hvata podrazumeva impulsnu širinu od 250 us i frekvenciju stimulacije od 40 Hz. Kako bi se pomoću IntFES stimulatora omogućilo generisanje hvata, neophodno je da sistem prodje kroz dva nivoa kalibracije – statičku kalibraciju koja podrazumeva definisanje odgovarajućih kanala na elektrodi i dinamičku kalibraciju koja podrazumeva definisanje vremenske sekvence njihove aktivacije. Za IntFES sistem za gornje ekstremitete je ovaj proces moguće obaviti oslanjajući se na grafički korisnički interfejs FESUPPER aplikacije. Grafički interfejs putem koga se podešavaju aktivni kanali na elektrodi prikazan je na Slika 5.3, dok je grafički interfejs koji omogućava izbor i podešavanje stimulacione šeme prikazan na Slika 5.4.

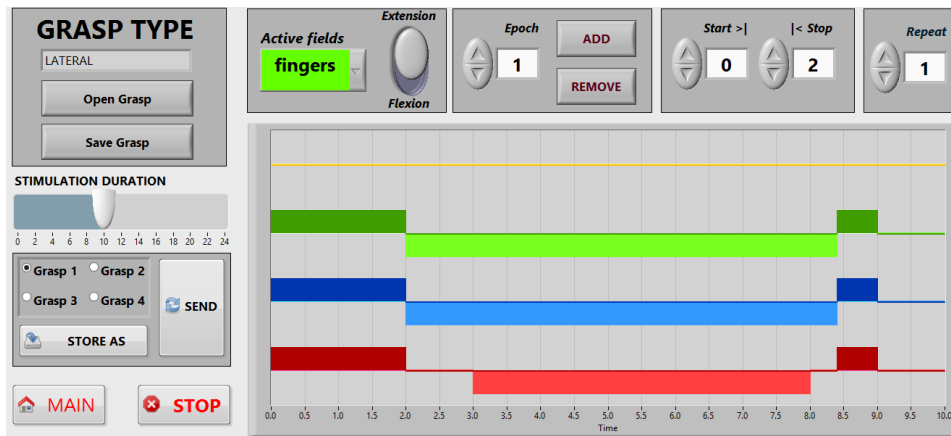


Slika 5.3. Grafički korisnički interfejs FESUPPER aplikacije koji omogućava definisanje virtuelnih elektroda i izbor aktivnih kanala za svaku od njih uz podešavanje intenziteta stimulacije

FESUPPER aplikacija dozvoljava definisanje do osam virtuelnih elektroda i čuvanje njihove konfiguracije u memoriji računara. Virtuelna elektroda označava skup polja na fizičkoj elektrodi čijom aktivacijom sa odgovarajućom stimulacionom amplitudom se dobija neki motorni odgovor. U našem slučaju je želja da rezultujući pokret bude što selektivniji i da motorni odgovor zapravo reprezentuje neki od primitiva pokreta koji učestvuju u generisanju hvata. Iz datog se može zaključiti da su pre svega od interesa virtuelna elektroda za ekstenziju ručnog zgloba, virtuelna elektroda za ekstenziju prstiju, virtuelna elektroda za ekstenziju palca, a zatim virtuelna elektroda za fleksiju ručnog zgloba, virtuelna elektroda za fleksiju prstiju i virtuelna elektroda za fleksiju palca. Na Slika 5.3 je prikazano kako izgleda potencijalni izbor dve virtuelne elektrode, od kojih prva odgovara ekstenziji palca (polje broj 10, označeno crvenom bojom), a druga ekstenziji prstiju (polja broj 4 i 6, označena plavom bojom). Treba napomenuti da je virtuelna elektroda osim kroz aktivne kanale stimulacije određena i kroz intenzitet stimulacije svakog od kalana. Na Slika 5.3 se može iz broja 11 u donjem uglu svakog od izabranih polja zaključiti da će pri aktivaciji svakog od njih amplituda stimulacije biti 11 mA.

Sama kalibracija virtuelnih elektroda se može obaviti automatski u zatvorenoj sprezi koriršćenjem seta kinematičkih senzora poput BEAGLE rukavice prikazane na Slika 5.2. Bez namere da ulazimo u detalje ovog procesa, iznećemo na ovom mestu samo konstataciju da iako automatska kalibracija značajno skraćuje proces podešavanja virtuelnih elektroda, ona nažalost ne garantuje zadovoljavajuću tačnost i robusnost. Zbog navedenog je za potrebe ovog istraživanja korišćena manuelna procedura za kalibraciju koja podrazumeva aktivaciju individualnih polja na elektrodi, podešavanje odgovarajuće amplitude stimulacije i vizuelnu inspekciju mišićnog odgovora. Nakon što su sva polja na elektrodi testirana, selekcijom kombinacije polja koje rezultuje najadekvatnijem primitivu pokreta (u smislu selektivnosti i amplitude pokreta) postavlja se virtuelna elektroda. Ova procedura se ponavlja za 6

virtuelnih elektroda kako bi se definisali svi primitivi pokreta koji su od interesa za generisanje palmarnog i lateralnog hvata, kao i otvaranje ruke.



Slika 5.4. Grafički korisnički interfejs FESUPPER aplikacije koji omogućava definisanje šablona stimulacije, odnosno vremenske sekvence aktivacije virtuelnih elektroda

Nakon što su virtuelne elektrode definisane može se pristupiti podešavanju vremenske sekvence njihove aktivacije čime će biti određene dinamičke karakteristike hvata. FESUPPER program omogućava vizuelni prikaz stimulacione sekvence, tačnije aktivnosti svake od elektroda unutar sekvence, kroz pravougaonike aktivacije sa vremenskom rezolucijom od 100 ms, pri čemu su virtuelne elektrode koje odgovaraju ekstenziji orijentisane prema gore, a one koje odgovaraju fleksiji prema dole, a pokreti po bojama (crveno odgovara palcu, plavo kažiprstu, zeleno prstima). Na Slika 5.4 je prikazana sekvenca koja odgovara generalnim podešavanjima za lateralni хват. Može se uvideti da se vremenska sekvenca sastoji od 2 s aktivacije sve tri elektrode zadužene za ekstenziju, nakon čega sledi fleksija prstiju isključujući palac, čija fleksija se stimuliše tek nakon 3 s, i završava prva u 8 s, praćena završetkom fleksije preostalih prstiju u 8.4 s i finalnom stimulacijom sve tri ekstenzije sve do 9s od početka stimulacione sekvence. Treba imati u vidu da ovakve predefinisane sekvence odgovaraju nekom opštem profilu, ali da se preporučuje da se za svakog pacijenta trajanja svakog pokreta, ali i uopšte postojanje stimulacije tokom njihovog izvođenja, posebno našteluje u skladu sa njegovim mogućnostima i rehabilitacionim potrebama. U našem slučaju od interesa je bilo da se definišu tri stimulacione sekvence, od kojih bi prva trebalo da omogući subjektu da pravilno otvori ruku, druga zatvori ruku u palmarnoj konfiguraciji i treća da zatvori ruku u lateralnoj konfiguraciji. Kako bi nakon definisanja svaka od ove tri sekvence mogla da se pravovremeno aktivira od strane upravljačkog sistema zasnovanog na artifičijelnoj percepciji, neophodno je bilo da se omogući njihovo skladištenje u memoriji stimulatora i kasnije pozivanje putem proste Bluetooth komande.

5.2.3 KOMUNIKACIONI PROTOKOL

U memoriji stimulatora neophodno je sačuvati parametre statičke i dinamičke kalibracije, odnosno konfiguraciju virtuelnih elektroda i vremenske sekvence koje definišu različite hvatove. Zbog ovoga su u okviru postojećeg *firmware-a* stimulatora uključene posebne Bluetooth poruke za prijem i skladištenje konfiguracije svake od 8 mogućih virtuelnih elektroda, pri čemu je usvojen sledeći komunikacioni protokol za prenos informacija o aktivnim poljama unutar virtuelne elektrode i adekvatnim stujama za svako od polja:

Poruka koja prenosi informaciju o aktivnim poljima virtuelne elektrode (Slika 5.5) sastoji se od ukupno 70 bajtova. Prvi i poslednji bajt sadrže specijalne karaktere '>' i '<' koji označavaju početak i kraj svake poruke prema komunikacionom protokolu IntFES v2 stimulatora. Drugi, treći i četvrti bajt poruke nose informaciju da se radi o poruci za skladištenje informacije o virtuelnoj elektrodi, pri čemu treći i četvrti bajt nose informaciju o kojoj je zapravo virtuelnoj elektrodi radi. Unutar trećeg bajta karakter 'W' označava da se radi o prvoj virtuelnoj elektrodi koja se podrazumevano odnosi na funkcije zgloba, 'F' o drugoj koja se podrazumevano odnosi na funkcije prstiju, 'I' o trećoj koja se podrazumevano odnosi na funkcije kažiprsta, dok se 'T' odnosi na četvrtu elektrodu koja se podrazumevano odnosi na pokrete palca. Četvrti bajt nosi informaciju o kojoj se funkciji zapravo radi, pri čemu se 'E' podrazumevano odnosi na funkciju ekstenzije, a 'F' na funkciju fleksije. Peti bajt uvek sadrži kontrolni karakter ';'. Nakon kontrolnog karaktera za početak podataka, a pre

>	A	W	E	;	ap1	ap2	...	ap64	<
>	A	F	E	;	ap1	ap2	...	ap64	<
>	A	I	E	;	ap1	ap2	...	ap64	<
>	A	T	E	;	ap1	ap2	...	ap64	<
>	A	W	F	;	ap1	ap2	...	ap64	<
>	A	F	F	;	ap1	ap2	...	ap64	<
>	A	I	F	;	ap1	ap2	...	ap64	<
>	A	T	F	;	ap1	ap2	...	ap64	<

Slika 5.5. Komunikacioni protokol za prenos i skladištenje informacije o aktivnim poljima unutar virtuelnih elektroda

terminalnog karaktera koji označava kraj poruke, nalazi se 64 bajta, označenih na ilustraciji kao ap1 ... ap64, unutar kojih je kodirana informacija o aktivnim poljima, pri čemu se u višem niblu nalazi informacija na kojoj od 4 moguće elektrode (tačnije, demultipleksera) se ovo polje nalazi, a u nižem niblu koje od 16 polja te elektrode je u pitanju. Treba napomenuti da je kroz ovo omogućeno da svaka virtuelna elektroda ima do 64 aktivna polja, što je teorijski maksimum, ali je zapravo daleko od praktične primene, gde je broj aktivnih polja unutar virtuelne elektrode oblika i dimenzija kakvi su korišćeni u ovom istraživanju (Slika 5.2) najčešće dva ili tri. Iako je bilo moguće definisati kraće i jednostavnije poruke odlučeno je da se unutar stimulatora programiraju poruke koje mogu da rade u opštem slučaju i koje su u skladu sa ostatkom komunikacionog protokola stimulatora. Nakon što se virtuelna elektroda kalibriše unutar FESUPPER programa, neophodno je da se jednom od opisanih poruka ova informacija prenese do stimulatora kako bi se mogla koristiti tokom protokola.

Poruka koja prenosi informaciju o adekvatnim intenzitetima stimulacije za svaku od virtuelnih elektroda (Slika 5.6) sastoji se od ukupno 38 bajtova. Prvi i poslednji bajt sadrže specijalne karaktere '>' i '<' koji označavaju početak i kraj svake poruke prema komunikacionom protokolu IntFES v2 stimulatora. Drugi, treći i četvrti bajt poruke nose informaciju da se radi o poruci za skladištenje informacije o virtuelnoj elektrodi, pri čemu treći i četvrti bajt nose informaciju o kojoj je zapravo virtuelnoj elektrodi radi. Unutar trećeg bajta karakter 'W' označava da se radi o prvoj virtuelnoj elektrodi koja se podrazumevano odnosi na funkcije zgloba, 'F' o drugoj koja se podrazumevano odnosi na funkcije prstiju, 'I' o trećoj koja se podrazumevano odnosi na funkcije kažiprsta, dok se 'T' odnosi na četvrtu elektrodu koja se podrazumevano odnosi na pokrete palca. Četvrti bajt nosi informaciju o kojoj se funkciji zapravo radi, pri čemu se 'E' podrazumevano odnosi na funkciju ekstenzije, a 'F' na funkciju fleksije. Peti bajt uvek sadrži kontrolni karakter ';'. Nakon kontrolnog karaktera za početak podataka, a pre terminalnog karaktera koji označava kraj poruke, nalazi se 32 bajta, označenih u ilustraciji kao p1s ... p32s, unutar kojih je kodirana informacija o aktivnim poljima. U svaki od ovih bajtova je po redosledu enumeracije polja upisana tačna stimulaciona struja koja odgovara datom polju. Treba napomenuti da je kroz ovako definisanu poruku zapravo ograničeno da broj polja na elektrodi ne može biti veći od 32, što je u skladu sa usvojenom postavkom sistema u kojoj se koristi jedna elektroda od 16 polja za ekstenziju i jedna elektroda od 16 polja za fleksiju. Odgovarajuću od ovih osam poruka je neophodno poslati stimulatoru kako bi se odgovarajuće stimulacione struje koristile tokom aktiviranja stimulacionog protokola.

>	G	W	E	;	p1s	p2s	...	p32s	<
>	G	F	E	;	p1s	p2s	...	p32s	<
>	G	I	E	;	p1s	p2s	...	p32s	<
>	G	T	E	;	p1s	p2s	...	p32s	<
>	G	W	F	;	p1s	p2s	...	p32s	<
>	G	F	F	;	p1s	p2s	...	p32s	<
>	G	I	F	;	p1s	p2s	...	p32s	<
>	G	T	F	;	p1s	p2s	...	p32s	<

Slika 5.6. Komunikacioni protokol za prenos i skladištenje informacije o stimulacionim strujama koje odgovaraju poljima unutar virtuelne elektrode

Osim opisanih poruka kojima se definišu aktivna polja i stimulacione struje za svaku od virtuelnih elektroda koje učestvuju u formiranju željenog hvata, neophodno je do stimulatora preneti i informaciju o sekvenci njihove aktivacije i deaktivacije. Ovo je omogućeno kroz dve proste poruke od kojih se prvom definiše ukupno trajanje stimulacione sekvence, a drugom promena stanja u toku date stimulacione sekvence. Format ovih poruka je sledeći:

>	G	D	;	t	<	
>	N	S	;	v	t	<

Slika 5.7. Komunikacioni protokol za prenos i skladištenje informacije o vremenskoj sekvenci stimulacije sastoji se od samo dve poruke, pri čemu se prvom porukom definiše ukupno trajanje stimulacije a drugom svaka promena stanja unutar ove vremenske sekvence

Poruka kojom se definiše trajanje stimulacione sekvence sastoji se od samo 6 bajta, pri čemu prvi i poslednji bajt sadrže specijalne karaktere '>' i '<' koji označavaju početak i kraj poruke, drugi i treći bajt ('G' i 'D', respektivno) nose informaciju da se radi o poruci koja definiše ukupno trajanje stimulacionog protokola, četvrti bajt sadrži kontrolni karakter ';', dok peti bajt, označen kao 't', nosi informaciju o ukupnom trajanju stimulacione sekvence. Pritom vrednost predstavljena u ovom bajtu označava celobrojini umnožak od 100 ms, odakle se može zaključiti da je maksimalno trajanje stimulacione sekvence 25.5 s. U većini

>	S	G	;	b	<
>	L	G	;	b	<

Slika 5.8. Komunikacioni protokol za kojim se definiše čuvanja informacije o trenutno učitanoj vremenskoj sekvenci stimulacije unutar predviđenog memorijskog prostora, odnosno učitavanje neke od prethodno skladištenih sekvenci

praktičnih primena hvatovi koji se izvode prilikom vežbanja ne bi trebalo da zahtevaju više od toga, ali u posebnim slučajevima je moguće definisati i dužu sekvencu kroz sekvencijalno izvršavanje nekoliko stimulacionih protokola. Poruka kojom se definiše promena stanja virtuelnih elektroda unutar stimulacione sekvence sadrži 7 bajta, pri čemu prvi i poslednji bajt sadrže specijalne karaktere '>' i '<' koji označavaju početak i kraj poruke, drugi i treći bajt ('N' i 'S', respektivno) nose informaciju da se radi o poruci koja definiše promenu stanja aktivnih virtuelnih elektroda unutar stimulacionih protokola, dok četvrti bajt sadrži kontrolni karakter ';'. Pet bajt ove poruke, označen kao 'v', nosi informaciju o aktivnosti svake od osam mogućih virtuelnih elektroda unutar datog novog stanja, pri čemu je aktivnost virtuelne elektrode opisana kroz stanje pojedinačnih bita tako što je aktivnost virtuelne elektrode predstavljena vrednošću 1, a neaktivnost vrednošću 0. Šesti bajt poruke koja definiše novo stanje, označen je kao 't', nosi informaciju o tačnom vremenu u kome dolazi do zadate promene stanja, pri čemu je data vrednost predstavljena kao celobrojni umnožak od 100 ms. Treba napomenuti da je ovo u skladu sa vremenskom rezulucijom koju nudi FESUPPER program prilikom dinamičke kalibracije, odnosno podešavanja vremenske sekvence aktivacije virtuelnih elektroda kojom se definiše hvat. Kako bi se jedan hvat preneo i sačuvao u memoriji stimulatora radi mogućnosti kasnijeg pozivanja od strane algoritma artificijelne percepcije, potrebno je preneti veći broj ovakvih poruka koje opisuju promenu stanja, odnosno tačno onoliko poruka koliko ima izmena u aktivnosti virtuelnih elektroda unutar same vremenske sekvence kojom je opisan dati hvat.

Na kraju je kroz Bluetooth komunikacioni protokol bilo neshodno još omogućiti skladištenje više vremenskih sekvenci unutar memorije stimulatora, kao i učitavanje neke od prethodno skladištenih sekvenci kao onu koja će trenutno biti izvršavana, što je zapravo funkcionalnost koja je suštinska za eksternu kontrolu od strane algoritma artificijelne percepcije. Poruka kojom se definiše skladištenje trenutno učitane stimulacione sekvence u memoriji stimulatora sastoji se od 6 bajta, pri čemu prvi i poslednji bajt sadrže specijalne karaktere '>' i '<' koji označavaju početak i kraj poruke, drugi i treći bajt ('S' i 'G', respektivno) nose informaciju da se radi o poruci koja definiše čuvanje stimulacione sekvence, četvrti bajt sadrži kontrolni karakter ';', dok peti bajt, označen kao 'b', definiše broj pod kojim će ova sekvencija biti upamćena u memoriji stimulatora. Analogno, poruka kojom se definiše učitavanje neke od stimulacionih sekvenci koje su prethodno upisane u memoriju stimulatora sastoji se od 6 bajta, pri čemu prvi i poslednji bajt sadrže specijalne

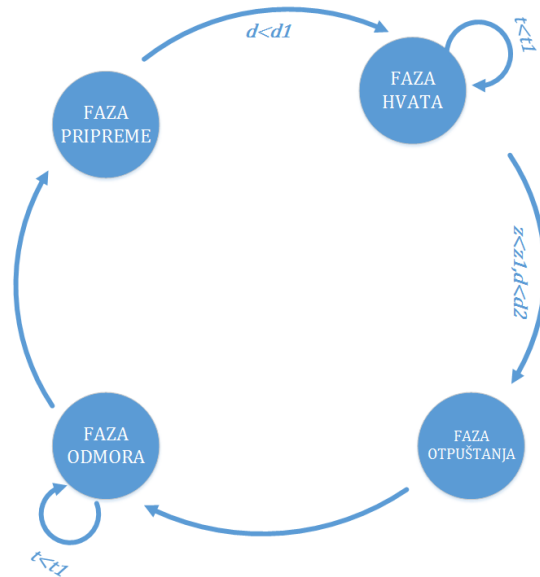
karaktere '>' i '<' koji označavaju početak i kraj poruke, drugi i treći bajt ('L' i 'G', respektivno) nose informaciju da se radi o poruci koja definiše učitavanje stimulative sekvence, četvrti bajt sadrži kontrolni karakter ';', dok peti bajt, označen kao 'b', definiše broj sekvence koju korisnik želi da učita. Treba napomenuti da je kroz ovako definisane poruke moguće snimiti do 255 stimulative sekvenci, ali da je taj broj daleko iznad svake prakticne primene. Za naše istraživanje je od interesa da se u memoriji stimulatora sačuvaju tri stimulative sekvence, od kojih se prvom definiše zatvaranje ruke u palmarnoj konfiguraciji, drugom zatvaranje ruke u lateralnoj konfiguraciji, a trećom otvaranje ruke. Automatskim izborom stimulative sekvence od strane algoritma kompjuterske vizije na osnovu Kinect vizuelnih tokova, i pravovremenim slanjem odgovarajuće poruke do stimulatora omogućava se vežbanje hvata u zatvorenoj sprezi.

5.2.4 PROCEDURA ZA EKSTERNU KONTROLU STIMULACIJE

Osim kroz opisane poruke koje su uključene u BT komunikacioni protokol IntFES v2 stimulatora, upravljanje u zatvorenoj sprezi putem eksterne kontrole je omogućeno kroz posebno definisanu proceduru izvršavanja. Prema ovoj proceduri se nakon postavljanja stimulatora u režim za hvatanje nakon pokretanja stimulative izvršava trenutno učitana vremenska sekvenca za hvat, pri čemu se u svakom trenutku dozvoljava da se trenutna sekvenca prekine i učita neka nova. Tokom izvršavanja vremenske sekvence se sa vremenskom rezolucijom od 100ms ispituje da li je proteklo vreme manje od prvog narednog vremena u vektoru promene stanja date vremenske sekvence. Dokle god je ovo vreme manje, ne dolazi do promene aktivnih virtuelnih elektroda. Stanja virtuelnih elektroda se osvežavaju na osnovu upisane aktivnosti novog stanja kada ovo vreme protekne. Stimulator u svakom trenutku može primiti od računara Bluetooth poruku za učitavanje neke druge stimulative sekvence iz memorije stimulatora i pokretanje tog novog stimulative protokola. Kroz ovu opciju se omogućava eksterna kontrola od strane sistema za kompjutersku viziju.

5.2.5 ALGORITAM UPRAVLJANJA KOMPJUTERSKOM VIZIJOM

Sam algoritam za detekciju pozicije i orijentacije ruke u sceni je ostao nepromenjen u odnosu na ono što je opisano u poglavlju 2.2, dok je za izdvajanje predmeta u sceni i procenu odgovarajućeg hvata korišćen algoritam opisan u poglavlju 4.2. Unutar ovako definisanog sistema za artificijelnu percepciju, koji je postavljen da radi u realnom vremenu, je uključen set BT poruka koje omogućavaju povezivanje sa IntFES v2 stimulatorom i upravljanje stimulative kroz učitavanje odgovarajuće vremenske sekvence stimulative i njeno pravovremeno pokretanje i zaustavljanje.



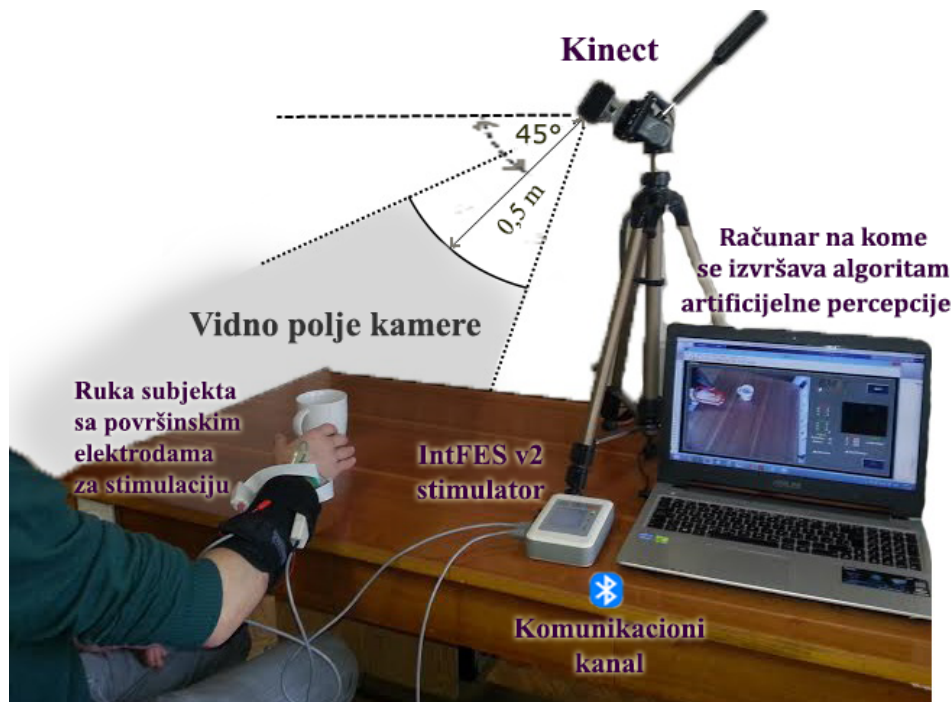
Slika 5.9. Mašina stanja na kojoj se zasniva upravljanje sistemom za električnu stimulaciju. Izdvajaju se četiri stanja u kojima se može naći sistem, a na osnovu kojih će zavisti upravljanje: Faza pripreme, Faza hvata, Faza otpuštanja predmeta i Faza odmora. Na šematskom prikazu mašine stanja je prikazano nekoliko uslova promene stanja na kojima se zapravo zasniva algoritam.

Algoritam upravljanja je programiran da funkcioniše na principu mašine stanja [183]. U situaciji kada odgovarajući hvat još uvek nije poznat, poziva se algoritam za prepoznavanje predmeta i klasifikaciju hvata. Nakon što je izabran hvat, za koji je u okviru ovog istraživanja dozvoljeno da bude palmarnog ili lateralnog tipa, do stimulatora se šalje BT poruka na osnovu koje se učitava šema stimulacije (ali se ne pokreće njeno izvršavanje) koja odgovara izabranom tipu hvata. Nakon toga algoritam ulazi u prvo stanje, odnosno fazu prehenzije, u kojem se u svakom narednom trenutku na osnovu frejma preuzetog sa Kinect kamere procenjuje rasojanje ruke od prethodno utvrđene pozicije predmeta. Kada ovo rastojanje postane manje od heuristički definisanog praga $d1$ (koji je tokom ovog istraživanja bio postavljen na $d1 = 15 \text{ cm}$), pokreće se izvršavanje učitane šeme stimulacije. Subjekt pomoću ove stimulacione šeme zatvara ruku i hvata predmet, nakon čega algoritam upravljanja ulazi u drugu fazu, fazu hvata, tokom koje se pretpostavlja da subjekat drži i manipuliše uhvaćenim predmetom. Tokom heuristički definisanog vremenskog intervala t (koji je tokom ovog istraživanja bio postavljen na $t1 = 5 \text{ s}$) stimulator će nastaviti sa izvršavanjem pokrenute stimulacione sekvence koja odgovara hvatu koji je trenutno učitano nezavisno od informacija dobijenih od strane sistema artificalne percepcije. Pretpostavka je da je ovo neko minimalno vreme za izvođenje zadatka i izvršavanje zadatog pokreta. Nakon ovog vremena algoritam ulazi u treću fazu, fazu otpuštanja predmeta. U ovoj fazi se stimulacija hvata kroz učitano stimulacionu sekvencu nastavlja sve dok se ruka sa predmetom ponovo ne postavi dovoljno blizu početnoj poziciji. Kada rastojanje od početne pozicije postane manje od heuristički definisanog praga $d2$ (koji je tokom ovog istraživanja bio postavljen na $d1 = 15 \text{ cm}$) pod

uslovom da je vertikalno rastojanje od površine stola manje od praga z_1 (koji je tokom ovog istraživanja postavljen na $z_1 = 5 \text{ cm}$), prekida se izvršavanje trenutno učitane sekvence stimulacije koje odgovara hvatu za dati predmet, do stimulatora se šalje BT poruka za učitavanje sekvence koja odgovara otvaranju ruke i pokreće se njeno izvršavanje. Algoritam nakon ovoga ulazi u četvrtu fazu, fazu odmora, u kojoj se subjektu ostavlja vremenski interval t tokom koga ne postoji stimulacija i tokom koga može biti promenjen predmet sa kojime se nastavlja vežbanje. Nakon završetka četvrte faze, algoritam ponovo ulazi u prvu fazu.

5.2.6 EKSPERIMENTALNI PROTOKOL I SUBJEKTI

Pilot testovi sistema su uradjeni na 5 zdravih dobrovoljaca (34 ± 18 godina starosti) kroz set prostih zadataka koji su služili da se ispita da li je sistem u stanju da pravovremeno pokrene vremenske sekvence, odnosno da li predloženi protokol upravljanja odgovara realnim zadacima koji se pred njega nameću. Elektrode su postavljene na dominantnu ruku subjekta, virtuelne elektrode i stimulative sekvence koje odgovaraju palmarnom hvatu, lateralnom hvatu i otvaranju ruke su kalibrisane punem FESUPPER aplikacije, kao što je to opisano u poglavlju 5.2.2, nakon čega su data podešavanja sačuvana u memoriji IntFES v2 stimulatora, na osnovu komunikacionog protokola opisanog u 5.2.3. Nakon toga subjekat seda za sto koji predstavlja radnu površinu, na sto se postavlja predmet koji subjekat treba da uhvati i pokreće se sistemza artifičijelnu percepciju koji upravlja stimulacijom u zatvorenoj sprezi na način opisan u poglavlju 5.2.5. Zadatak koji se postavlja pred subjekta je da uhvati na prirodan način predmet, izvrši zadatak (npr. pijenje iz šolje) i da ga vrati na prvobitnu poziciju. Pritom, subjekat mora da proceni da li se stimulacija pravovremeno aktivira tokom formiranja hvata, da li je stisak odgovarajući prilikom manipulacije predmetom i da li je otpuštanje predmeta pravovremeno. Na osnovu povratne informacije ovih pet subjekata podešeni su vremenski (t_1) i prostorni parametri (d_1 , d_2 , z_1) upravljačkog algoritma. Nakon što je potvrđeno da je sistem artifičijelnu percepciju u stanju da na odgovarajući način reguliše stimulaciju tokom izvršavanja hvata, pripremljen je protokol za klinički eksperiment.



Slika 5.10. Primer postavke sistema prilikom pilot testova na jednom zdravom dobrovoljcu. Na osnovu informacija sistema za artificialnu percepciju algoritam upravljanja koji se izvršava u računaru u realnom vremenu šalju se BT komande do IntFES v2 stimulatora čime se pokreće odgovarajuća šema stimulacije

Ideja iza kliničkog ispitivanja je bila pre svega se potvrdi hipoteza da je pomoću sistema artificialne percepcije zaista moguće upravljati električnom stimulacijom tokom izvršavanja hvata i da su pacijenti na ovaj način zaista u mogućnosti da hvataju i manipulišu objektima na odgovarajući način. Sam eksperiment je postavljen tako da je mereno vreme izvršavanja zadatka prilikom oslanjanja na FES sistem regulisan od strane algoritma artificialne percepcije i izvršavanje istovetnog zadatka kada subjekat nije potpomognut električnom stimulacijom. U ovom istraživanju su u fokusu bila dva zadatka od kojih se jedan odnosio na korišćenje palmarnog hvata, a drugi na korišćenje lateralnog hvata. Predmeti koji su korišćeni prilikom eksperimenta su bili konzerva koka-kole (kojoj je odgovarao palmarni hvat) i drvena kockica dimenzija 2x2 cm (kojoj je odgovarao lateralni hvat). Protokol izvršavanja je bio istovetan onome koji je primenjen na zdravim subjektima, pri čemu je zadatak koji je postavljen pred subjekta je bio da nakon glasovne instrukcije zadati predmet uhvati uz pomoć električne stimulacije, da ga prinese ustima i da vrati do početne pozicije. Ova sekvenca je ponovljena deset puta, a zatim je nakon pauze od nekoliko minuta isti zadatak ponovljen još deset puta samo bez primene električne stimulacije. Posle još jedne pauze od nekoliko minuta istovetan ciklus je ponovljen, samo je ovoga puta korišćen drugi predmet, odnosno drugi tip hvata. Pri izvršavanju svakog zadatka štopericom je mereno vreme od trenutka davanja glasovne komande do trenutka ispunjavanja zadatka, odnosno otpuštanja predmeta.

Klinički testovi su uradjenu u okviru Klinike za rehabilitaciju Dr Miroslav Zotović u Beogradu uz pomoć i nadzor terapeuta i lekarskog osoblja. U eksperimentima su učestvovala tri pacijenta sa paretičnom rukom kao posledicom cerebrovaskularnog insulta. Detaljni demografski i klinički podaci o pacijentima prikazani su u okviru Tabela 5.2. Kao klinički parametri prikazani su Fugul-Majer [184] i ARAT (Action Research ARM TEST) [185] skorovi koji se koriste kao standardizovane mera motorike i funkcionalnosti paretičnog ekstremiteta tokom oporavka od moždanog udara.

Tabela 5.2. Demografski i klinički podaci o pacijentima koji su učestvovali u eksperimentu

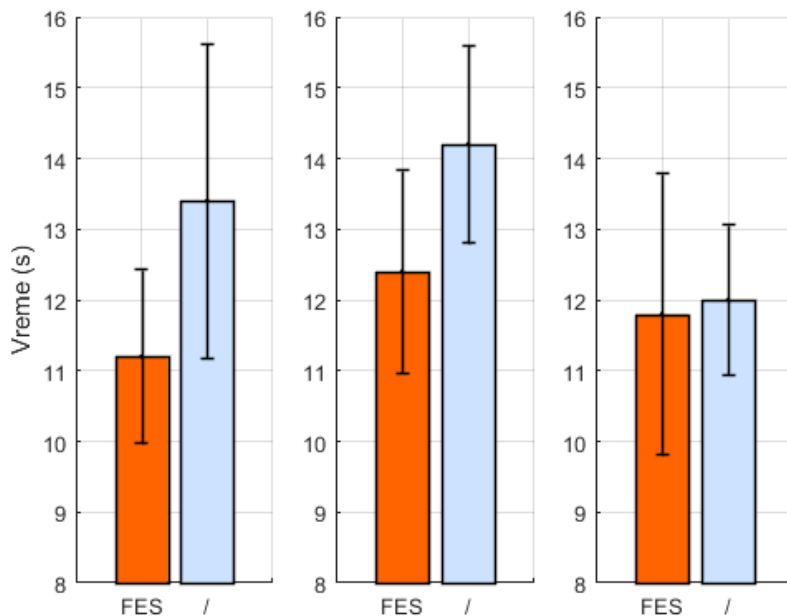
	Pol	Godine starosti	Vreme od šloga	Tip šloga	Strana	FM skor	ARAT skor
Subjekat 1	M	45	6 m	Ishemija	Desna	24	25
Subjekat 2	M	54	5 m	Ishemija	Desna	37	35
Subjekat 3	Ž	35	4 m	Hemoragija	Leva	50	37



Slika 5.11. Sistem za artifičijelnu percepciju tokom kliničkih testova. Pacijent paretičnom rukom (Subjekat 1) uz pomoć električne stimulacije hvata predmet i prinosi ga ustima, dok sistem artifičijelne percepcije (monitor u pozadini) reguliše šemu stimulacije na osnovu slike sa Kinect kamere

5.3 REZULTATI

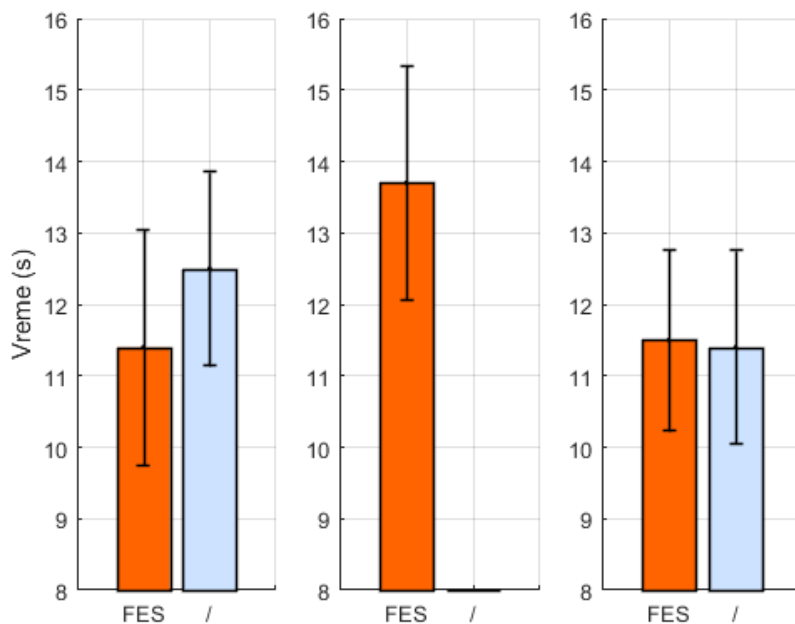
Pilot testovi na zdravim dobrovoljcima su potvrdili da je primenom sistema artificijelne percepcije moguće pravovremeno aktivirati i deaktivirati stimulative sekvence kako bi se ostvario odgovarajući hvat. Imajući u vidu da se kod zdravih subjekata ne može sa sigurnošću tvrditi da je ostvareni hvat rezultat primenjene elektrostimulacije, iako su subjekti dobili instrukciju da maksimalno opuste mišiće podlaktice i da se prepuste stimulaciji, potvrda da sistem zaista funkcioniše nije ispitana kroz realno ostvarenu funkciju, koja može biti barem delom posledica voljnih mišićnih kontrakcija, već kroz njihov lični dojam o primenjenoj stimulativej sekvenci. Svih pet zdravih subjekata su potvrdili da im nakon kalibracije stimulative sekvence pomaže da naprave željeni hvat i da im uz konačno usvojene vrednosti vremenskih i prostornih konstanti (t_1 , d_1 , d_2 , z_1) formiranje hvata i otpuštanje predmeta deluje u skladu sa postavljenim zadatkom.



Slika 5.12. Vreme potrebno za izvršenje zadatka koji podrazumeva palmarni hvat uz asistenciju FES sistema kontrolisanog algoritmom artificijelne percepcije i bez primene elektrostimulacije. Dok se za prvog i drugog subjekta dobija značajno kraće vreme uz primenu FES sistema, za trećeg to nije slučaj.

Na Slika 5.12 su prikazani rezultati izmerenih vremena potrebnih za izvršenje zadatka koji se oslanja na palmarni hvat uz primenu FES-a i bez elektrostimulacije za tri hemiplegična pacijenta koji su učestvovali u kliničkim testovima. Rezultati su prikazani u formi bar plot, kojime se predstavlja srednje vreme za izmerenih 10 pokušaja, sa ucrtanim zagradama koje označavaju standardnu devijaciju. Za prvog subjekta srednje vreme za izvršavanje zadatka je smanjeno za više od dve sekunde ukoliko se za pilikom vežbe koristi FES automatski

kontrolisan od strane algoritma artificijelne percepcije. Pritom, takodje se uočava da je standardna devijacija takodje smanjena u odnosu na konfiguraciju kada se hvat izvršava bez primene FES-a. Za drugog subjekta je trend identičan, pri čemu je razlika u vremenu izvršavanja hvata nešto manja od dve sekunde, dok je standardna devijacija veća u slučaju kada se primenjuje FES. Kod trećeg subjekta je srednje vreme izvršavanja zadatka sa i bez elektrostimulacije gotovo identično, dok je standardna devijacija nešto veća u slučaju kada se primenjuje FES. Kada se poredi vreme izvršenja zadatka sva tri subjekta, može se zaključiti da je treći subjekat u stanju da značajno brže završi zadatak bez primene FES-a u odnosu na prva dva, dok su vremena izvršenja zadatka uz primenu FES-a bliska.



Slika 5.13. Vreme potrebno za izvršenje zadatka koji podrazumeva palmarni hvat uz asistenciju FES sistema kontrolisanog algoritmom artificijelne percepcije i bez primene elektrostimulacije. Kod prvog subjekta se uz primenu FES-a ostvaruje značajno kraće vreme izvršavanja, kod drugog subjekta se ovime zapravo omogućava izvršenje zadatka, dok se kod trećeg subjekta ne ostvaruje nikakvo poboljšanje.

Na Slika 5.13 su prikazani rezultati izmerenih vremena potrebnih za izvršenje zadatka koji koji podrazumeva formiranje lateralnog hvata. I u ovom slučaju su na tri grafika, od kojih svaki prikazuje rezultate jednog od pacijenata koji su učestvovali u studiji, kroz dva stubića prikazane situacije koje se odnose na primenu FES sistema kontrolisanog artificijelnom percepcijom i izvršenje hvata bez elektrostimulacije. Rezultati su prikazani u formi bar plot, kojime se predstavlja srednje vreme za izmerenih 10 pokušaja, sa ucrtanim zagradama koje označavaju standardnu devijaciju. Za prvog subjekta srednje vreme potrebno za izvršenje zadatka je smanjeno za malo više od jedne sekunde kada se pilikom vežbe koristi FES, ali je zato standardna devijacija značajno povećana. Specifična situacija postoji kod drugog subjekta, koji uopšte nije u stanju da obavi zadatak bez pomoći FES-a, dok je vreme

potrebno da se obavi zadatak blizu 14 s, što je značajno veće u odnosu na druga dva subjekta. I u slučaju lateralnog hvata je srednje vreme izvršavanja zadatka sa i bez elektrostimulacije slično, a isto važi i za standardnu devijaciju. Vreme izvršenja zadatka bez primene elektrostimulacije za prvog subjekta je nešto veće nego za trećeg, dok su vremena ova dva subjekta kada se primenjuje FES sistem kontrolisan algoritmom za artificijelnu percepciju vrlo bliska.

5.4 DISKUSIJA

Kroz ovo istraživanje je ostvarena integracija prethodno razvijenog sistema za artificijelnu percepciju sa Kinect kamerom kao jedinim senzorom (0) i IntFES v2 višekanalnog stimulatora, čime je omogućeno da se celokupna ideja koja stoji iza ove doktorske disertacije konačno testira u kliničkim uslovima. Radi ispunjenja tog cilja definisan je set BT komunikacionih poruka koje omogućavaju izbor i pokretanje odgovarajuće stimulative sekvence od strane algoritma artificijelne percepcije i definisan je algoritam upravljanja kojim se definiše kako i kada se ove poruke pozivaju, tako da se rezultujućom elektrostimulacijom dobiju željeni pokreti. Testovi ovako integrisanog sistema na pet zdravih dobrovoljaca su potvrdili da se stimulacija pravovremeno aktivira i omogućava formiranje odgovarajućeg hvata, a naknadno je na tri hemiplegična pacijenta potvrđena njegova efikasnost u terapiji kroz skraćivanje vremena potrebnog za izvršavanje zadataka koji se oslanjaju na formiranje palmarnog i lateralnog hvata.

Izmerena vremena potrebna za obavljanje zadatka bez primene elektrostimulacije i prilikom oslanjanja na FES sistem koji je automatski kontrolisan artificijelnom percepcijom su za palmarni hvat u skladu sa prethodno publikovanim rezultatima za vremena formiranja hvata i otpuštanja predmeta [181]. Simonsen je na devet pacijenata prikazao da je pri palmarnom hvatu manjeg cilindra (prečnika 40 mm) prosečna razlika u vremenu formiranja hvata pri automatskoj kontroli elektrostimulacije korišćenjem Kinect senzora u odnosu na uslov kada se elektrostimulacija ne primenjuje -2.25 s. Za veći cilindar (75 mm) izmerena je nešto manja razlika -1.25 s. Kada je reč o otpuštanju predmeta, prosečna vremenska prednost FES sistema kontrolisanog kompjuterskom vizijom u odnosu na uslov kada se elektrostimulacija ne primenjuje je -1.23 s za manji cilindar i -0.32 s za veći. Prostim sabiranjem ovih vrednosti, dolazi se do ukupne razlika tokom izvršavanja pokreta koji uključuju hvatanje i otpuštanje predmeta, koja je -3.48 s za manji cilindar, odnosno -1.57 s za veći. Imajući u vidu da je u našem eksperimentu za zadatak koji se odnosi na upotrebu palmarnog hvata kao predmet korišćena konzerva koka-kole, čiji je dijametar 66mm, očekuju se vrednosti koje su negde između onih koje je dobio Simonsen, pritom, nešto bliže vrednostima koje odgovaraju većem cilindru. Vremenske razlike koje su dobijene u našem istraživanju za dva pacijenta su potpuno u skladu sa ovim očekivanjima, dok za trećeg pacijenta nije postignuta gotovo nikakva razlika između uslova korišćenja stimulacije i bez

njene primene. Na ovom mestu bi trebalo napomenuti da izmerene vremenske razlike u našem eksperimentu u sebe uključuju ne samo vremena formiranja hvata i vremena potrebnog za otpuštanje predmeta, već i vreme potrebno za manipulaciju predmetom koja podrazumeva podizanje predmeta i prinošenja predmeta ustima. Iako i u toj fazi elektrostimulacija sasvim sigurno doprinosi sigurnosti hvata i stabilnosti pokreta, naša pretpostavka je da ne utiče značajno na vreme obavljanja ovog dela zadatka, jer brzina manipulacije predmetom pre svega zavisi od pokreta iz ramena i lakta na koje elektrostimulacija nema toliki uticaj.

Rezultati za lateralni hvat ne odstupaju značajno u odnosu na vrednosti koje se za iste pacijente izmerene za zadatak koji se odnosio na primenu palmarnog hvata, sa tim što se u ovom slučaju javlja jedna specifičnost za drugog pacijenta. Drugi pacijent nije bio u stanju da formira lateralni hvat i obavi zadatak bez asistencije elektrostimulacije. I uz primenu elektrostimulacije postojalo je više hvatova u kojima mu je ispadao predmet prilikom izvodjenja zadatka, pa je dobijeno vreme znato više od vremena koje je bilo potrebno druga dva subjekta da izvedu lateralan hvat, odnosno od vremena koje je bilo potrebno sva tri subjekta da obave zadatak koji se odnosi na palmarni hvat.

Može se pretpostaviti da je odstupanje u odnosu na prosečne rezultate koje je dobijeno za pacijentkinju koja je učestvovala u našoj studiji zapravo posledica vrlo visoke očuvanosti voljnih pokreta, koja joj zapravo omogućava da i bez primene elektrostimulacije u kratkom vremenu obavi zadatak koji je postavljen. Zapravo, kada se vreme koja je ona ostvarila bez asistencije FES-a uporedi sa vremenom koje ona i druga dva pacijenta ostvaruju uz elektrostimulaciju, dobijaju se uporedive vrednosti, pa se samim tim nameće pitanje da li je u odnosu na dobijeno vreme uopšte moguće ostvariti ikakvo poboljšanje. Takodje, trebalo bi napomenuti da iako za ovu pacijentkinju uz elektrostimulaciju nije ostvareno poboljšanje po pitanju vremena obavljanja zadatka, koje je u ovoj studiji izdvojeno kao glavna izlazna mera, to ne znači da joj stimulacija nije bila od koristi prilikom vežbanja. Ova pretpostavka je dodatno potkrepljena činjenicom da je njen subjektivan utisak tokom eksperimenta bio da joj stimulacija obezbedjuje jači stisak, što joj daje veću sigurnosti prilikom izvodjenja pokreta.

Izbor odgovarajućih pacijenta, kao i u svakoj kliničkoj studiji, u odnosu na vid terapije i izabrane izlazne mere nameće se kao ključan faktor. Kako je za ovo istraživanje od interesa bila vremenska ušteda koja se ostvaruje primenom automatski regulisanog FES sistema, koja se direktno preslikava na broj ostvarenih pokreta tokom jedne terapijske sesije, pa samim tim i u kvalitet terapije [186, 187], u studiju su uključeni pacijenti koji imaju određeni nivo funkcije i u stanju su da obave zadatak i bez pomoći elektrostimulacije. Sa druge strane, to nisu idealni pacijenti za ovaj vid terapije, iz proste činjenice da najviše koristi od ovako osmišljenog sistema će zapravo imati pacijenti koji bez asistencije elektrostimulacije ne mogu da obave zadatak, kao što je to slučaj za drugog subjekta za

lateralan hvat. Eksperiment je bio koncipiran na ovaj način, jer bi za pacijente sa nižim nivoom održanih funkcija gornjih ekstremiteta bilo veoma teško definisati izlaznu meru koja omogućava poredjenje sa drugim tretmanima.

*“Oh wisdom is lost in the trees somewhere
You're not going to find it in some mental gray hair
It's locked up from those who hurry ahead
And it's time to leave something behind”*

*Sean Rowe
To Leave Something Behind*

6. ZAKLJUČAK

U doktorskoj tezi opisano je istraživanje i razvoj nove metodologije za primenu artificijelne percepcije za automatsku kontrolu funkcionalne električne stimulacije namenjene vežbanju funkcionalnih pokreta osoba posle moždanog udara ili povrede centralnog nervnog sistema.

Okosnicu ovog istraživanja čine sledeće dve pretpostavke:

Artificijelna vizuelna percepcija integrisana u sistem za funkcionalnu električnu stimulaciju omogućava automatski izbor stimulacione šeme i sinhronu aktivaciju sa očuvanim prirodnim upravljanjem čime se unapređuje terapija. Artificijelna vizuelna percepcija omogućuje da se pacijent koncentriše na funkciju koju obavlja, a pritom može i smanjiti vreme potrebno za izvršavanje hvata, što sve doprinosi boljem oporavku.

Artificijelna vizuelna percepcija se može realizovati primenom Microsoft Kinect senzora uz odgovarajući algoritam kompjuterske vizije. Ovakav sistem može u reanom vremenu da proceni poziciju i orijentaciju ruke, prepozna predmet, i odredi relativni položaj ruke u odnosu na predmet u sceni sa preciznošću i tačnošću koje su upotrebljive za automatsko upravljanje sistemom za funkcionalnu električnu stimulaciju.

Dokaz da su pretpostavke tačne je dobijen odgovorima na sledeća pitanja:

1. Da li je moguće razviti sistem kompjuterske vizije zasnovan na Microsoft Kinect senzoru koji je moguće lako integrisati u kliničko okruženje kakvo se koristi pri vežbanju hvata primenom funkcionalne električne stimulacije?
2. Da li je rezolucija koju pruža sistem kompjuterske vizije zasnovan na Microsoft Kinect-u dovoljna za regulaciju pozicije ruke u zatvorenoj sprezi primenom električne stimulacije?
3. Da li je moguće razviti algoritam artificijelne percepcije kojim se na osnovu snimljene scene unutar serije slika u boji izdvajaju predmeti i na osnovu njihovih 3D koordinata prepoznaje odgovarajući tip hvata?
4. Da li je moguće kroz artificijelnu percepciju prepoznati nameru subjekta i obezbediti da se izbor tipa hvata ne zasniva isključivo na fizičkim karakteristikama predmeta?
5. Da li se automatskom regulacijom parametara električne stimulacije olakšava izvršavanje pokreta i skraćuje vreme vežbanja prikom hvatanja predmeta palmarnim i lateralnim hvatom?

U uvodnim razmatranjima predstavljena je najpre metodologija funkcionalne električne stimulacije, osnovne rehabilitacione tehnike koju ovo istraživanje treba da unapredi, a zatim metode u oblasti kompjuterske vizije koje su bile osnova metodama koje su korišćene na putu ka pomenutom cilju. Analizirani su nedostaci koji postoje u postojećim sistemima za funkcionalnu električnu stimulaciju za vežbanje hvata i načini na koji je moguće omogućiti automatsku regulaciju oslanjajući se na kompjutersku viziju.

U poglavlju 2 prikazani su rezultati istraživanja koji daju odgovor na prvo pitanje. Prikazan je novi algoritam za obradu slike sa Kinect dubinskog toka na osnovu kojih se procenjuje 3D pozicija i orijentacija ruke subjekta koji sedi za stolom. Kroz postavku sistema je definisano da se senzor postavlja neposredno pored subjekta, odnosno stola za kojim subjekat sedi, što pruža značajne prednosti u odnosu na prethodno razvijene sisteme kompjuterske vizije koji su se postavljali na ruku ili glavu subjekta [86, 146], dok je kroz algoritam kalibracije garantovano da se ovaj sistem uz date postavke može uključiti praktično u svako okruženje koje uključuje podlogu (sto), što odgovara uobičajenom okruženju za funkcionalnu električnu terapiju gornjih ekstremiteta. Imajući u vidu da kako bi se ovo omogućilo algoritam kompjuterske vizije u sebe uključuje niz morfoloških operacija na slici i niz kompleksnih računskih operacija, pa je stoga bilo neophodno potvrditi da sistem pruža odgovarajuću prostornu i vremensku rezoluciju, što je uradjeno kroz niz testova čiji su rezultati prikazani u ovom poglavlju.

U 3. poglavlju prikazani su rezultati istraživanja koji daju odgovore na drugo pitanje. Razvijeni algoritam kompjuterske vizije za praćenje pozicije ruke je testiran u zatvorenoj sprezi u okviru zadatka pozicioniranja ruke električnom stimulacijom bicepsa i tricepsa. Rezultati testova na tetraplegičnom pacijentu sa nekompletnom lezijom na C5 nivou su potvrdili da je sistem u mogućnosti da odgovori na postavljene zahteve, ali je usvojeni neanalitički algoritam upravljanja uneo nedostatke koji bi ograničili praktičnu primenljivost ovog sistema. U istraživanju je razmatrana i mogućnost upravljanja zasnovanog na detaljnom mehaničkom modelu sistema. Ovo istraživanje je potvrdilo da bi se upravljanjem elektrostimulacijom na osnovu biomehaničkog modela mogao dobiti prirodniiji rezultujući pokret. Rezultati dobijeni tokom ovog istraživanja su prikazani u Prilogu tezi.

U okviru poglavlja 4 prikazani su rezultati istraživanja koji pružaju odgovore na treće i četvrto naučno pitanje koje smo postavili. Razvijen je algoritam artificijelne percepcije kojim se iz slike u boji izdvajaju predmeti koji leže na stolu, a zatim se na osnovu njihove veličine, oblika i orijentacije vrši klasifikacija hvata. Rezultati klasifikacije na testirajućem skupu predmeta su pokazali da je tačnost pri izboru hvata usvojenim algoritmom preko 90% i da je omogućena generalizacija, odnosno na je algoritam u stanju da izabere odgovarajući hvat i za prethodno nepoznate predmete, predmete čija veličina i oblik variraju značajno u odnosu na predmete koji su korišćeni za podešavanje pragova klasifikacije. U nastavku je ispitana mogućnost prepoznavanja namere subjekta na osnovu trajektorije ruke prilikom prilaska predmetu, čime bi algoritam artificijelne percepcije omogućio da se isti predmeti hvataju na različite načine u zavisnosti od prepoznate namere. Kroz testove na šest zdravih dobrovoljaca je potvrđeno da je za određene predmete zaista moguće prepoznati nameru iz trajektorije prilikom hvata koja je estimirana algoritmom kompjuterske vizije na osnovu Microsoft Kinect senzora, što sugeriše da bi se kroz obimnije istraživanje na ovu temu zaista moglo obezbediti da u svakom trenutku tip hvata ne zavisi samo od fizičkih karakteristika predmeta, već i od procenjene namere.

5. poglavlje prikazuje rezultate istraživanja koji bi trebalo da pruže odgovore na peto naučno pitanje. U ovom poglavlju je opisana metodologija za bežično povezivanje razvijenog sistema artificalne percepcije sa električnim stimulatorom korišćenjem niza BT poruka čijim pozivanjem se podešava stimulaciona šema i obezbeđuje njena pravovremena aktivacija. Kroz testove na pet zdravih dobrovoljaca je potvrđeno da je aktivacija stimulacione sekvence pravovremena, dok rezultati eksperimenta u kome su učestvovala tri hemiplegična pacijenta potvrđuju da automatski regulisan sistem za električnu stimulaciju od strane algoritma za artificalnu percepciju skraćuje vreme potrebno za izvršavanje zadataka koji u sebe uključuju korišćenje palmarnog i lateralnog hvata.

Na osnovu navedenih odgovora na postavljena pitanja, dokazano je da se sistem za artificalnu percepciju koji se zasniva na Microsoft Kinect senzoru može uspešno integrisati u okruženje koje se koristi za funkcionalnu električnu terapiju gornjih ekstremiteta i koristiti za automatski izbor stimulacione šeme i njenu pravovremenu aktivaciju, kao i da se primenom ovakvog sistema mogu smanjiti vremena potrebna za izvršavanje odredjenih funkcionalnih zadataka tokom terapije.

Iako su kroz ovo istraživanje potvrđene polazne hipoteze i dobijeni pozitivni odgovori na sva postavljena naučna pitanja, nažalost, sistem za artificalnu percepciju koji je razvijen tokom ovog istraživanja još uvek nije na tehnološkom nivou koji pruža dovoljnu pouzdanost i jednostavnost kako bi bio korišćen u svakodnevnoj kliničkoj praksi. Tu se pre svega mogu izdvojiti ograničenja koja se odnose na konfiguraciju posmatrane scene, odnosno poziciju ruke subjekta u posmatranoj sceni, i složenost izbora stimulacionih šema kojima se postiže željeni hvat. U postojećem rešenju artificalne percepcije, subjektima je trebalo objasniti na koji način treba da koriste sistem, preciznije kako da postavie ruku pre samog hvata i kada počinje faza otvaranja šake (otpuštanje predmeta). Ovo je neželjeni efekat koji predstavlja kognitivno opterećenje i smanjuje mogućnost koncentraciji na funkciju. Za merenja čiji rezultati su predstavljeni u ovoj tezi, taj dodatni korak nije bio teškoća, ali jasno je da artificalna percepcija treba da se unapredi tako da bude prilagođena pacijentu. U daljem radu je neophodno da se eliminiše ovaj nedostatak, i izvrši potpuna integracija u standardnu funkcionalnu električnu terapiju manipulacije i hvatanja. Jedna mogućnost je da kamera predstavlja jednostavan dodatak na postojeći sistem za funkcionalnu električnu terapiju zadužen da obezbedi automatsku regulaciju u opštim uslovima koji postoje tokom vežbanja hvata.

Uprkos navedenim nedostacima, ovo istraživanje je prelomna tačka koja pokazuje da je moguće kroz niz unapredjenja usavršiti razvijene algoritme kompjuterske vizije i razviti artificalnu percepciju tako da se ona može koristiti za upravljanje električnom stimulacijom u regularanim postavkama terapije za rehabilitaciju hvata. U samom algoritmu, prostor za usavršavanje je ograničen, ali se sigurno kroz dodatne provere i uslove može povećati efikasnost primene. Jedan primer je drugačije definisanje uslova za

otpuštanje predmeta pre prmeštanju predmeta na neku drugu poziciju na stolu a još više omogućenje (uz usložnjavanje algoritma) bimanuelnih zadataka koji su od interesa za terapiju. Uz dovoljnu tačnost estimacije, u algoritam artificijelne percepcije bi se mogla uključiti opcija prepoznavanja namere subjekta za predmete koje je moguće uhvatiti na različite načine, na način kako je to prikazano u poglavlju 4.4. Kroz ovakve izmene sistem bi se mogao dovesti u fazu da zaista „razume namere“ korisnika, i da mu pritom dozvoljava maksimalnu slobodu pri manipulaciji predmetima, odnosno vežbanju. Sa druge strane, može se očekivati da kako bi sistem zaista došao u željenu fazu, pomenute izmene u artificijelnoj percepciji je neophodno da budu ispraćene hardverskim unapredjenjima. Kako je Kinect senzor koji je korišćen u toku ovog istraživanja već praktično zamenjen novom generacijom, koju karakteriše bolja prostorna i vremenska rezolucija [188], računarska moć grafičkih procesora je iz godine u godinu sve veća i veća [189], a osim toga, poznato je da se fuzijom podataka sa više Kinect senzora rešava problem blokiranja perspektive i gubitka podataka i postiže veća tačnost estimacije [190], pa se s pravom očekuje da se kroz promenu hardvera direktno ostvari unapredjenje po pitanju tačnosti i robusnosti razvijenog algoritma artificijelne percepcije.

Značaj algoritama razvijenih tokom ovog istraživanja prevazilazi njihovu primarnu namenu koja je opisana u ovoj tezi. Tako je, na primer, upotrebna vrednost algoritma kompjuterske vizije za procenu pozicije i orijentacije ruke na osnovu slike sa Kinect senzora daleko veća u smislu procene oporavka nego upravljanja elektrostimulacijom u zatvorenoj sprezi. Takodje, algoritam za procenu odgovarajućeg hvata na osnovu projekcija 3D koordinata predmeta, može naći daleko širu primenu u robotskim sistemima. Istraživanja koja su uradjena prilikom izrade ove teze bila su fokusirana na vrlo specifičnu primenu tehnologije koju nudi Microsoft Kinect za automatsku regulaciju električne stimulacije pri terapiji gornjih ekstremiteta, ali su usled toga, sa druge strane, rezultati tih istraživanja, usvojene metodologije i razvijeni sistemi otvorili mogućnost primene ove tehnologije u znatno opštijem kontekstu, kontekstu rehabilitacije i biomedicinskog inženjerstva u širem smislu.

PRILOG: UPRAVLJANJE STIMULACIJOM NA OSNOVU BIOMEHANIČKOG MODELA

P.1 UVOD

U okviru glave 3 prikazani su rezultati upravljanja pozicijom ruke elektrostimulacijom ekstenzora i fleksora lakta zasovanom na prostom heurističkim definisanom algoritmu regulacije. U daljem istraživanju je ispitana i mogućnost da se uočeni nedostaci u rezultatima ovako definisanog algoritma isprave kroz usvajanje analitičkog pristupa. U ovom prilogu biće predstavljen algoritam upravljanja pozicijom ruke električnom stimulacijom tricepsa zasovan na biomehaničkom modelu, i biće prikazani rezultati njegovog rada koji su ispitani kroz računarsku simulaciju.

Iako su rezultati dobijeni iz eksperimenata sa algoritmom upravljanja koji se zasniva na neanalitičkom pristupu, odnosno na heuristički određenoj bazu pravila, potvrdili početnu hipotezu je uz odgovarajući sistem kompjuterske vizije moguće kroz algoritam za regulaciju stimulacionih struja na bicepsu i tricepsu kontrolisati poziciju ruke (odnosno ugao u laktu), lako se može uočiti da ovaj pristup unosi dosta manjkavosti i nedostataka. To se pre svega vidi iz oscilacija oko ciljane tačke tokom treće faze izvršavanja algoritma, do kojih dolazi gotovo u svakom pokušaju i kod zdravih subjekata i kod pacijenta na kome je sistem validiran. Drugim rečima, iako su rezultati pokazali da kompjuterska vizija kao senzorski deo sistema može da zadovolji potrebe regulacije pozicije ruke u realnom vremenu, jasno je da sa ovakvim algoritmom upravljanja sistem ne bi mogao da nadje praktičnu primenu. Prebacivanje ciljane pozicije bi moglo da dovede do obaranja predmeta koji subjekat pokušava da uhvati, što bi dodatno otežalo sam zadatak ili čak rezultovalo problemima. To je zapravo bila glavna motivacija da se kroz analitički model ispita mogućnost definisanja funkcije prenosa i algoritma upravljanja koji bi garantovao da ne dolazi do preskoka pri odzivu ruke na pobudu u vidu promene intenziteta struje na elektrodama postavljenim na biceps i triceps subjekta. Drugim rečima, postavili smo pred sebe zadatak da definišemo funkciju prenosa kroz mehanički model i fizički model utvrđen identifikacijom, ispitamo optimalno upravljanje i pronadjemo odgovarajući modus kontrole.

U prvom koraku istraživanja su usmerena ka definisanju odgovarajućeg matematičkog modela kroz multisegmentni kinematički lanac [191]. Ovaj lanac u opštem slučaju može imati i rotacione zglobove, a za analizu pokreta gornjih ekstremiteta, odnosno pokreta pokazivanja, dohvatanja, praćenja i ostalih koji u sebe ne uključuju i funkcije hvatanja se najčešće koristi kinematički lanac sa zglobom ramena sa tri stepena slobode, zglobom lakta sa dva stepena slobode i ručnim zglobom sa dva stepena slobode. Radi jednostavnosti i zbog redundantnosti u samom mehaničkom sistemu, za potrebe naših istraživanja ovaj kinematički lanac je pojednostavljen tako da se posmatraju samo planarni pokreti (fleksije i ekstenzije) u ramenu i laktu. Takodje, sama analiza mišićnog sistema koji je uključen u pokrete od interesa je izuztno kompleksna, pa se radi jednostavnosti oni modeliraju

mišićnim ekvivalentom u vidu para agonista i antagonista koji deluju na posmatrani zglob, u skladu sa metodom koja se standardno primenjuje pri ovoj vrsti analize [192, 193].

Uprkos izboru najprostijeg modela koji podrazumeva par mišića (agonista i antagonista) koji deluju na neki zglob, pitanje mišićnog odgovora na električnu stimulaciju je kompleksno jer se pre svega radi o nelinearnoj funkciji prenosa. Ova nelinearnost je posledica ne samo zavisnosti mišićnog odgovora i regrutaciji mišićnih vlakana pri različitoj dužini mišića i različitoj brzini kontrakcije, već i nelinearnosti u samom prostiranju struje kroz tkivo i strujnoj gustini od kojih zavisi aktivacija nerava prilikom stimulacije. Svakako da će prostiranje struje pre svega zavisiti od pozicije samih elektroda, ali uzevši da su one fiksirane na pozicije od interesa, pomoću elektronskog stimulatora sa bifaznim strujno kontrolisanim izvorom moguće je da se aktivacija nerava i rezultujući pokret kontrolišu kroz različite parametre stimulacije, koji u sebe uključuju amplitudu stimulacije i širinu impulsa, ali i frekvenciju pošto se radi o dinamičkom procesu. Kako je naš cilj da definišemo funkciju kroz koju se na osnovu jedne ulazne promenljive kontrolišu jedna izlaznu, što je u našem slučaju pozicija ruke (odnosno ugao u laktu) potrebno je najpre izabrati stimulatorni parametar koji će biti kontrolisan, a ostale parametre zamrznuti na neke početne vrednosti. Impulsna širina se pokazala kao najzahvalniji parametar za kontrolu, zbog čega je odlučeno da se u modelu upravo ona uvede kao ulazni parametar koji bi se kontrolisao od strane sistema kompjuterske vizije.

Matematički model rotacionog kretanja krutog tela oko zgloba je definisan momentom sile koji se javlja kao posledica tog kretanja. Sa druge strane, iz definicije problema je jasno da mi želimo ovo kretanje da opišemo kroz tri nelinearne funkcije, u kojoj će jedna opisati uticaj trenutne pozicije zgloba (odnosno izduženosti mišića), druga uticaj brzine pokreta, a treća uticaj širine stimulatornog impulsa na rezultujući momenat. Iz multiplikativnog modela koji dozvoljava nezavisnu analizu tri opisane komponente se kroz nelinearnu diferencijalnu jednačinu može definisati funkcija prenosa između impulsne širine, koja je izabrana kao promenljivi parametar stimulacije, i rezultujućeg ugla u laktu u zavisnosti od vremena. Za tako definisan model uradjene su odgovarajuće simulacije sa ciljem da se definiše optimalno upravljanje za različite ciljane pokrete, odnosno krajnje pozicije i trajektorije ruke, ali i utvrdi odstupanje ovih trajektorija od željenih. Kako rezultati dobijeni analitičkim pristupom kroz simulaciju nisu pokazali značajnu prednost u odnosu na rezultate eksperimenata na subjektima u kojima je testirano upravljanje kroz neanalitički pristup, ali i zbog ograničenja koja postoje u samoj stimulatornoj opremi koja je korišćena, rezultati dobijeni kroz simulaciju nisu validirani na realnom sistemu, odnosno na čoveku koristeći Kinect kameru i algoritam za kompjutersku viziju za procenu pozicije ruke i električnu stimulaciju za upravljanje mišićima nadlaktice. Zbog toga će rezultati analitičkog modela dobijeni kroz simulaciju biti diskutovani u odnosu na rezultate neanalitičkog modela i u smislu nedostataka samog analitičkog modela i grešaka koje su unesene kroz određene

estimacije. Takodje, biće predložen način da se ove greške premoste i da se kroz analitički pristup ponudi bolje rešenje od onog koje je dobijeno kroz prosto neanalitičko upravljanje.

P.2 METOD

P.2.1 MEHANIČKI MODEL

Imajući u vidu da su nama od interesa planarni pokreti, kao odgovarajući mehanički model je izabran kinematički lanac koji u sebe uključuje nadlakticu, podlakticu i zglobove ramena i lakta sa jednim stepenom slobode. Skica ovako definisanog matematičkog modela je prikazana na Slika P.1. Sistem jednačina za ovako postavljen kinematički lanac izgleda praktično istovetno onome koji je odredjen u okviru prethodnog istraživanja koje se odnosilo na modeliranje donjih ekstremiteta [194]. Posmatrajući ovaj sistem od ramena, koje je radi jednostavnosti pozicionirano u koordinatni početak, na dole, za prvi segment možemo usvojiti sledeći niz jednačina:

$$\begin{aligned}
 m_1 \ddot{x}_{C1} &= X_S - X_E \\
 m_1 \ddot{y}_{C1} &= Y_S - Y_E \\
 J_{C1} \ddot{\alpha}_1 &= M_1 - M_2 + X_S d_1 \sin \alpha_1 - Y_S d_1 \cos \alpha_1 + X_E (L_1 - d_1) \sin \alpha_1 - Y_E (L_1 - d_1) \cos \alpha_1 \\
 x_{C1} &= d_1 \cos \alpha_1, \dot{x}_{C1} = -d_1 \dot{\alpha}_1 \sin \alpha_1, \ddot{x}_{C1} = -d_1 \dot{\alpha}_1^2 \cos \alpha_1 - d_1 \ddot{\alpha}_1 \sin \alpha_1 \\
 y_{C1} &= d_1 \sin \alpha_1, \dot{y}_{C1} = d_1 \dot{\alpha}_1 \cos \alpha_1, \ddot{y}_{C1} = -d_1 \dot{\alpha}_1^2 \sin \alpha_1 + d_1 \ddot{\alpha}_1 \cos \alpha_1 \\
 x_E &= L_1 \cos \alpha_1, \dot{x}_E = -L_1 \dot{\alpha}_1 \sin \alpha_1, \ddot{x}_E = -L_1 \dot{\alpha}_1^2 \cos \alpha_1 - L_1 \ddot{\alpha}_1 \sin \alpha_1 \\
 y_E &= L_1 \sin \alpha_1, \dot{y}_E = L_1 \dot{\alpha}_1 \cos \alpha_1, \ddot{y}_E = -L_1 \dot{\alpha}_1^2 \sin \alpha_1 + L_1 \ddot{\alpha}_1 \cos \alpha_1
 \end{aligned}$$

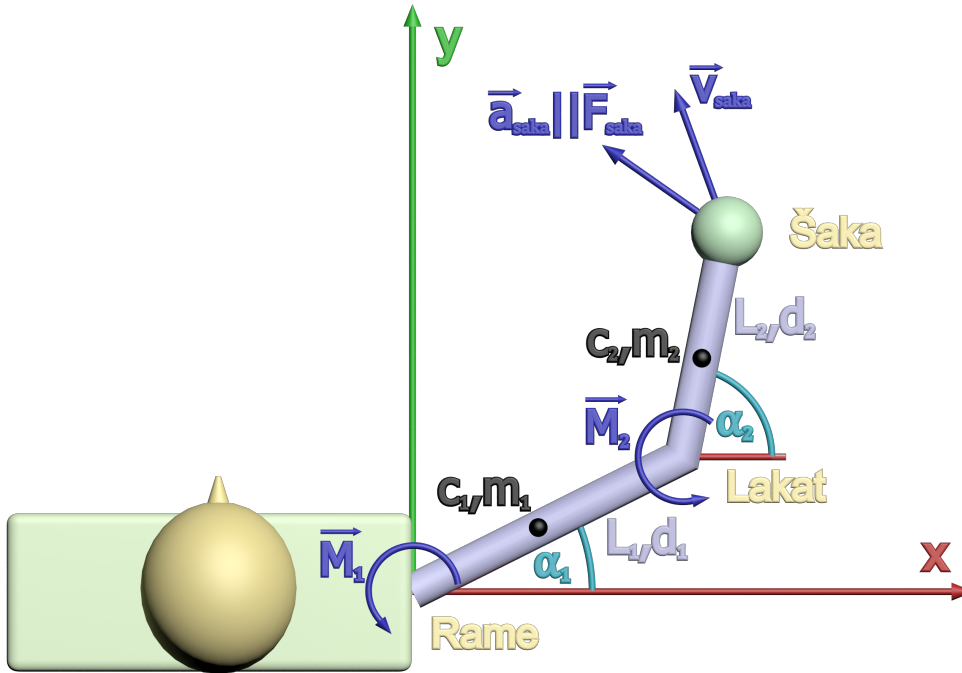
gde je m_1 masa nadlaktice, L_1 je ukupna dužina nadlaktice, d_1 rastojanje do centra mase, J_{C1} moment inercije datog segmenta, x_{C1} , \dot{x}_{C1} , \ddot{x}_{C1} , y_{C1} , \dot{y}_{C1} , \ddot{y}_{C1} su pozicija, brzina i ubrzanje segmenta u pravcu x i y ose (u skladu sa Slika P.1), respektabilno, α_1 je ugao izmedju horizontale i nadlaktice, X_S , X_E , Y_S i Y_E su sile koje postoje u zglobu ramena i zglobu lakta u pravcu x i y ose, respektabilno, dok su M_1 i M_2 momenti koji deuluju u matematički pozitivnom smeru u zglobu ramena i zglobu lakta, respektabilno.

Iz prethodno utvrdjenih zavisnosti izmedju sila i ubrzanja, odnosno ubrzanja i ugla u ramenu dolazimo do sledeće jednakosti:

$$\begin{aligned}
 X_E &= X_S + m_1 d_1 (\dot{\alpha}_1^2 \cos \alpha_1 + \ddot{\alpha}_1 \sin \alpha_1) \\
 Y_E &= Y_S - m_1 d_1 (\dot{\alpha}_1^2 \sin \alpha_1 - \ddot{\alpha}_1 \cos \alpha_1)
 \end{aligned}$$

odakle se lako iz jednačina za prvi segment dolazi do izraza koji opisuje zavisnost momenta u ramenu od ugla, sila koje deluju u zglobu ramena i momenta u zglobu lakta, dok se preostali parametri mogu jednostavno odrediti antropometrijom.

$$M_1 = J_{C_1} \ddot{\alpha}_1 + M_2 - X_S L_1 \sin \alpha_1 + Y_S L_1 \cos \alpha_1 - m_1 d_1 (\dot{\alpha}_1^2 \cos \alpha_1 + \ddot{\alpha}_1 \sin \alpha_1) (L_1 - d_1) \sin \alpha_1 + m_1 d_1 (\dot{\alpha}_1^2 \sin \alpha_1 - \ddot{\alpha}_1 \cos \alpha_1) (L_1 - d_1) \cos \alpha_1$$



Slika P.1. Skica mehaničkog modela u vidu kinematičkog lanca koji se sastoji od zgloba ramena, nadlaktice, zgloba lakta i podlaktice. Rezultujuća sila, odnosno ubrzanje krajnjeg segmenta (ručnog zgloba) zavisi od unutrašnjih sila (momenata M_1 i M_2) i statičkih i inercijalnih karakteristika segmenata (dužina, masa, pozicija centra mase i momenata inercije).

Analogno, koristeći identičan sistem jednačina se mogu definisati jednačine za drugi segment, odnosno podlakticu, u ovako definisanom kinematičkom lancu:

$$\begin{aligned} m_2 \ddot{x}_{C_2} &= X_E - X_W \\ m_2 \ddot{y}_{C_2} &= Y_E - Y_W \\ J_{C_2} \ddot{\alpha}_2 &= M_2 + X_E d_2 \sin \alpha_2 - Y_E d_2 \cos \alpha_2 + X_W (L_2 - d_2) \sin \alpha_2 - Y_W (L_2 - d_2) \cos \alpha_2 \\ x_{C_2} &= x_E + d_2 \cos \alpha_2 \\ y_{C_2} &= y_E + d_2 \sin \alpha_2 \\ x_W &= x_E + L_2 \cos \alpha_2 \\ y_W &= y_E + L_2 \sin \alpha_2 \end{aligned}$$

gde je m_2 masa podlaktice, L_2 je ukupna dužina podlaktice, d_2 rastojanje do centra mase, J_{C_2} moment inercije datog segmenta, x_{C_2} , x_E , x_W , y_{C_2} , y_E , y_W su pozicije centra mase podlaktice, zgloba lakta i ručnog zgloba u pravcu x i y ose, respektabilno, α_2 je ugao između

horizontale i podlaktice, X_E, X_W, Y_E, Y_W su sile koje postoje u zglobu lakta i ručnom zglobu duž x i y ose, respektabilno, dok je M_2 momenat koji deluje u matematički pozitivnom smeru u zglobu lakta.

Iz jednačina za drugi segment dolazi se do izraza koji opisuje zavisnost momenta u laktu od ugla u laktu i ugla u ramenu, kao i sile koje deluju u ručnom zglobu, dok se preostali parametri u ovoj jednakosti mogu odrediti antropometrijom:

$$M_2 = J_{C_2}\ddot{\alpha}_2 - X_W L_2 \sin \alpha_2 + Y_W L_2 \cos \alpha_2 + m_2 d_2^2 \ddot{\alpha}_2 + m_2 d_2 L_1 (\ddot{\alpha}_1 (\sin \alpha_1 \sin \alpha_2 + \cos \alpha_1 \cos \alpha_2) + \dot{\alpha}_1^2 (\cos \alpha_1 \sin \alpha_2 - \sin \alpha_1 \cos \alpha_2))$$

Ovaj izraz se može značajno uprostiti ukoliko se usvoji pretpostavka da je ugao u laktu konstantan. Radi kompletnosti rešenja izveden je izraz koji opisuje ovaj model u opštem slučaju, ali imajući u vidu da naš cilj u ovom trenutku nije bio da kontrolišemo ugao u ramenu, koji je, pritom, veoma teško kontrolisati električnom stimulacijom, i da bi se u praktičnoj primeni rameni zglob fiksirao a stimulacijom tricepsa bi se kontrolisao samo ugao u laktu, dobijamo da u našem slučaju važi sledeća jednakost:

$$M_2 = J_{C_2}\ddot{\alpha}_2 - X_W L_2 \sin \alpha_2 + Y_W L_2 \cos \alpha_2 + m_2 d_2^2 \ddot{\alpha}_2$$

U posmatranom slučaju može da se uvede još jedna zdravorazumska pretpostavka, a to je da u datom sistemu ne postoje spoljne sile koje deluju u ručnom zglobu X_W i Y_W , možemo momenat u laktu opisati preko vrlo jednostavnog izraza:

$$M_2 = J_{C_2}\ddot{\alpha}_2 + m_2 d_2^2 \ddot{\alpha}_2$$

P.2.2 MODEL POBUDE

Kroz mehanički model dobijena je zavisnost momenta od ugla u laktu, pa je u sledećem koraku potrebno definisati i odnos izmedju pobude i mišićne aktivacije, odnosno rezultujućeg momenta, kako bi se konačno odredila funkcija prenosa izmedju stimulationskih parametara i ugla u laktu, koji je u našem slučaju kontrolisana veličina. Kada se mišići pobudjuju primenom električne stimulacije, rezultujući momenat će zavistiti od ukupne količine naelektrisanja koja je poslata prema mišiću tokom stimulacije. Ukoliko usvojimo da su učestanost stimulacije i amplituda impulsa konstanti, može se zaključiti da količina naelektrisana koja ide ka mišiću, pa samim tim i rezultujući momenat, zavise od širine impulsa. Pošto je sam mišić zapravo nelinearni aktuator, rezultujuća sila, odsnono momenat, zavisiće osim od pobude i od trenutnog stanja mišića, tačnije od njegove izduženosti i brzine kontrakcije. U konkretnom slučaju ovo znači da će rezultujući momenat koji ostvaruje triceps osim od širine stimulationskih impulsa, zavisti zapravo i od ugla u laktu i od ostvarene ugaone brzine.

Ukupan momenat u zglobu moguće je predstaviti preko multiplikativnog modela [195]:

$M = M(\alpha)M(\dot{\alpha})M(T)$, gde je α ugao u laktu, $\dot{\alpha}$ ugaona brzina, a T širina stimulacionog impulsa

Zavisnost momenta od ugla u zglobu $M(\alpha)$, moguće je odrediti kroz takozvani pasivni *pull test* [196], pri kome se parametri određuju izvlačenjem mišića u punu fleksiju i punu ekstenziju. Očekivana nelinearna zavisnost između momenta i ugla u laktu može se opisati kvadratnom jednačinom:

$$M(\alpha) = c_2\alpha^2 + c_1\alpha + c_0$$

parametre u ovoj jednačini moguće je estimirati sinhronim merenjem ugla u laktu primenom goniometara i ostvarne sile primenom dinamometra, kao što je prikazano u [197].

Kada je reč o zavisnosti momenta od ugaone brzine $M(\dot{\alpha})$, moguće je koristeći isti postupak merenja utvrditi nepoznate parametre unutar Hillsove jednačine [198] koja opisuje uticaj brzine skraćanja na rezultujuću silu:

$$M(\dot{\alpha})/M_0 = \frac{c_{1v}}{\dot{\alpha}} + c_{0v}$$

Ukupna aktivacija, rekrutment, mišića se je vrlo teško opisati sa odgovarajućom preciznošću. Najčešće se pribegava eksperimentalnim metodama, nakon čega se identifikacijom nalaze parametri prilikom fitovanja polinoma čiji se red bira u skladu sa traženom tačnošću estimacije. Za potrebe ovog istraživanja usvojeno je da se radi o kvadratnoj funkciji koja opisuje preslikvanje imulsne širine u rezultujući mišićni momenat.

$$M(T) = c_{2T}T^2 + c_{1T}T + c_{0T}$$

Kako su ove nepoznate konstante već identifikovane i relacije definisane [199] za veći broj subjekata u radu, za potrebe naše simulacije preuzete su ove vrednosti iz tog rada zajedno sa antropometrijskim podacima za odgovarajućeg subjekta, odakle dobijamo:

$$M(\alpha) = -32.6\alpha^2 + 117.2\alpha - 86.8$$

$$M(\dot{\alpha})/M_0 = 6.898 / (3.847 + \dot{\alpha}) - 1$$

Kako u poslednjoj jednačini figurišu i stimulacioni parametri, pretpostavićemo da je intenzitet stimulacije $I = 20mA$, dok je učestanost $f = 20Hz$. Za tako definisane stimulacione parametre dolazimo do sledeće kvadratne funkcije:

$$M(T)/M_0 = -4.309 \cdot 10^{-5}T^2 + 0.0128T - 0.016$$

Odakle dolazimo i do finalne nelinearne funkcije koja opisuje zavisnost momenta u laktu od impulsne širine i stanja mišića:

$$M = (32.6\alpha^2 - 117.2\alpha + 86.8)(6.898/(3.847 + \dot{\alpha}) - 1)(4.309 \cdot 10^{-5}T^2 - 0.0128T + 0.016)$$

P.2.3 FUNKCIJA PRENOSA I UPRAVLJANJE

Na osnovu zavisnosti momenta u laktu od kinematičkih parametara, što je opisano kroz mehanički model, i zavisnosti istog ovog momenta od impulsne širine i trenutnog stanja mišića, opisane kroz model pobude, njihovim izjednačavanjem dolazimo do sledeće jednakosti koja opisuje funkciju prenosa između impulsne širine, odnosno upravljanja, i ugla u laktu koji je regulisana, izlazna promenljiva:

$$4.309 \cdot 10^{-5}T^2 - 0.0128T + 0.016 = \frac{J_c \ddot{\alpha} + m d^2 \ddot{\alpha}}{(32.6\alpha^2 - 117.2\alpha + 86.8)(6.898/(3.847 + \dot{\alpha}) - 1)}$$

Ovoj kvadratnoj nelinearnoj diferencijalnoj jednačini drugog reda, koja je pritom nelinearna i na strani upravljanja, najlakše je pristupiti odvojenom analizom upravljačkog dela koji se nalazi na levoj strani jednakosti, pa tako možemo uvesti sledeću smenu:

$$u = 4.309 \cdot 10^{-5}T^2 - 0.0128T + 0.016 = 4.309 \cdot 10^{-5}(T - 1.2553)(T - 295.7974)$$

Imajući u vidu da je T zapravo širina impulsa, znamo da onda svakako vazi $T \geq 0$, pa ekstrem funkcije kontrole u zavisnosti od širine impulsa možemo odrediti izjednačavanjem determinate sa nulom, odakle nalazimo maksimum i vrednost ove funkcije u minimumu:

$$2 \cdot 4.309 \cdot 10^{-5}T_m - 0.0128 = 0 \Rightarrow T_m = 148.5263$$

Kako ovako matematički određen minimum upravljanja zapravo nije fizički ostvariv za učestanost stimulacije od 20Hz, koja je prethodno definisana, već se minimum ove funkcije zapravo mora tražiti u fizički ostvarivom opsegu, koji je zapravo 0.025 s. Ukoliko u razmatranje uključimo i praktičnu primenu, odnosno činjenicu da se radi o impulsnoj širini stimacionog impulsa, možemo zaključiti da su impulsi dužine koja se meri u ms neprijatni i da je bolje da se impulsna širina kontroliše u opsegu u kome stimulacija nije neprijatna, tako da ćemo usvojiti da je ova maksimalna vrednost zapravo $T_m = 200 \mu s$. Za datu vrednost lako nalazimo minimalnu vrednost upravljanja iz sledeće funkcije:

$$u(T_m) = 4.309 \cdot 10^{-5}T^2 - 0.0128T + 0.016 = -0.8204$$

Poznajući prirodu upravljačkog dela jednakosti, sada možemo pristupiti analzi funkcije prenosa u prostoru stanja. Pritom, varijable stanja ćemo definisati u sledećem obliku $x_1 = \alpha$ i $x_2 = \dot{\alpha}$, odakle se mehanicki model u prostoru stanja može napisati u sledecoj formi:

$$\dot{x} = g(x) \cdot u + h(x), \quad x = [x_1, x_2]^T$$

$$h(x) = [h_1(x), h_2(x)]^T, \quad g(x) = [g_1(x), g_2(x)]^T$$

$$h_1(x) = x_2, \quad h_2(x) = 0$$

$$g_1(x) = 0, \quad g_2(x) = \frac{1}{J_C + md^2} (32.6x_1^2 - 117.2x_1 + 86.8) \left(\frac{6.898}{3.847 + x_2} - 1 \right)$$

Uz ovako definisanu smenu, na osnovu jednačine prostora stanja, može se zaključiti da ovako definisan sistem zapravo ima affine strukturu u odnosu na kontrolu. Odavde se problem optimalnog upravljanja dalje može rešavati koristeći kriterijum Ljapunova [200]. Dakle, uzećemo funkciju $V(t, x)$ za koju postavljamo uslov da je nenegativna i recimo da ona predstavlja praćenje trajektorije koje je nama od interesa. Da bismo odredili odgovarajuće upravljanje, potrebno je da pod uslovom $u \geq -0.9346$ odredimo minimum sledeće funkcije:

$$\min \left\{ \frac{dV}{dt} \right\} = \min \left\{ \frac{\partial V}{\partial t} + \frac{\partial V}{\partial x} (g(x)u + h(x)) \right\} = \min \left\{ \frac{\partial V}{\partial t} + \frac{\partial V}{\partial x_1} x_1 + \frac{\partial V}{\partial x_2} g_2(x)u \right\}$$

Prednost koju pruža minimizacija funkcije prema kriterijumu Ljapunova jeste u tome što nije potrebno da se dodaje uslov diferencijalne jednačine stanja jer je on već inherentno nalazi u dV/dt odnosno u izvodu Ljapunovljeve funkcije. Kako je kontrola u skalarna veličina i pošto je donja granica za impulsnu širinu T prethodno definisana, da bi se putem ovog kriterijuma definisao algoritam upravljanja, potrebno je da se najpre utvrdi još jedino gornja granica za kontrolu u_M . Ukoliko pretpostavimo da je ta veličina pozitivna, poznajući da je u tom slučaju opseg upravljanja $u \in [-0.9346, u_M]$, ovaj problem se može rešiti jednostavno na osnovu kriterijuma Ljapunova izborom funkcije $V(t, x)$ koja predstavlja udaljenost od željene trajektorije:

$$u(x) = \begin{cases} -0.8204, & \text{za } \frac{\partial V}{\partial x_2} g_2(x) > 0 \\ 0, & \text{za } \frac{\partial V}{\partial x_2} g_2(x) = 0 \\ u_M, & \text{za } \frac{\partial V}{\partial x_2} g_2(x) < 0 \end{cases}$$

Kako je poznato da je impulsa širina nenegativna veličina $T_M > 0$, maksimalna vrednost upravljanja se može izraziti putem sledeće funkcije:

$$u_M = u(T_M) = 4.309 \cdot 10^{-5} T_M^2 - 0.0128 T_M + 0.016$$

Polazeći od toga što je prethodno utvrđeno da je minimalna vrednost kontrole postignuta za negativnu vrednost impulsne širine, zanajući da je kvadratni član u ovoj funkciji uvek pozitivan, iz činjenice da je impulsna širina zapravo u opštem slučaju mora biti pozitivna, možemo izvesti zaključak da je kontrola $u(T_M)$ rastućna funkcija impulsne širine. Imajući u vidu da je zadatak postavljen pred ovaj sistem praćenje trajektorije, potrebno je da se Ljapunovljeva funkcija definiše tako da u sebe uključi i ugao i ugaonu brzinu, zato što je od interesa parcijalni izvod po ugaonoj brzini, koja je definisana kao x_2 . Uzećemo Ljapunovljevu funkciju u sledećem obliku:

$$V(t, x) = x_1^2 + q(x_2 - x_2^{des}(t))^2$$

pri čemu je $x_2^{des}(t)$ željena trajektorija ugaone brzine a q proizvoljna pozitivna konstanta. Prvi član u ovoj funkciji zapravo meže da se zanemari jer će kontrola u suštini zavisiti isključivo od $\partial V / \partial x_2 = 2 \cdot q \cdot (x_2 - x_2^{des}(t))$. Kako je jasno da je $2q$ pozitivan broj, možemo preko kriterijuma Ljapunova definisati upravljanje u skladu sa sledećom jednakošću:

$$u(x) = \begin{cases} u_m, & \text{za } (x_2 - x_2^{des}(t))g_2(x) > 0 \\ 0, & \text{za } (x_2 - x_2^{des}(t))g_2(x) = 0 \\ u_M, & \text{za } (x_2 - x_2^{des}(t))g_2(x) < 0 \end{cases}$$

Računanjem vrednosti funkcije upravljanja $u(T)$ za minimalnu fizički ostvarivu impulsnu širinu $T = 0$, dakle u slučaju kada nema stimulacije, nalazimo zapravo u_M i njena vrednost je $u(0) = 0.016$. Odatle dolazimo i do konačane formule upravljanja za konkretan sistem:

$$u(x) = \begin{cases} -0.8204, & \text{za } (x_2 - x_2^{des}(t))g_2(x) > 0 \\ 0, & \text{za } (x_2 - x_2^{des}(t))g_2(x) = 0 \\ 0.016, & \text{za } (x_2 - x_2^{des}(t))g_2(x) < 0 \end{cases}$$

P.2.4 KOMPJUTERSKA SIMULACIJA

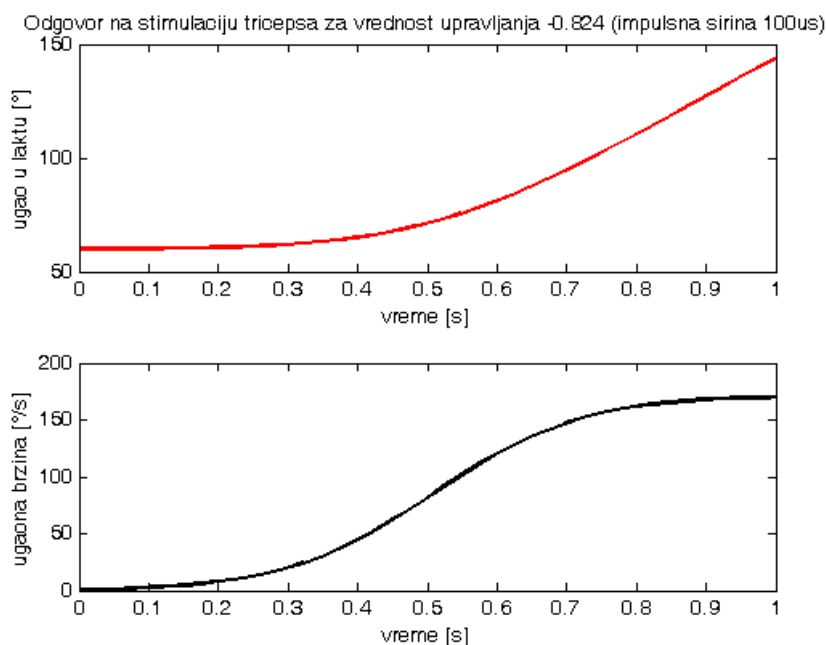
Za potrebe testiranja ovako definisanog algoritma upravljanja u različitim početnim uslovima i za različite oblike željenih trajektorija napravljena je kompjuterska simulacija u okviru programskog paketa MATLAB. Prvi korak kako bi bilo moguće simulirati odgovor sistema u zatvornoj sprezi na neku predefinisanu trajektoriju jeste rešavanje prethodno definisane nelinearne diferencijalne jednačine koja opisuje zavisnost ugla u laktu. Kako je u pitanju nelinearna diferencijalna jednačina drugog reda po uglu α , neophodno je da se ona rešava numerički. Pošto se sama jednačina može jednostavnim smenom formulisati kroz sistem nelinearnih diferencijalnih jednačina prvog reda, za rešenje ovog problema je korišćena MATLAB funkcija ode45 [201]. Nakon prostog rešavanja jednačine, u samoj simulaciji se iterativno traži njeno rešenje u svakom trenutku u skladu sa novim početnim uslovima (ugao i ugaona brzina u datom trenutku) i novom željenom vrednošću (ugao i ugaona brzina u sledećem trenutku u skladu sa zadatom trajektorijom).

P.3 REZULTATI ANALITIČKOG PRISTUPA

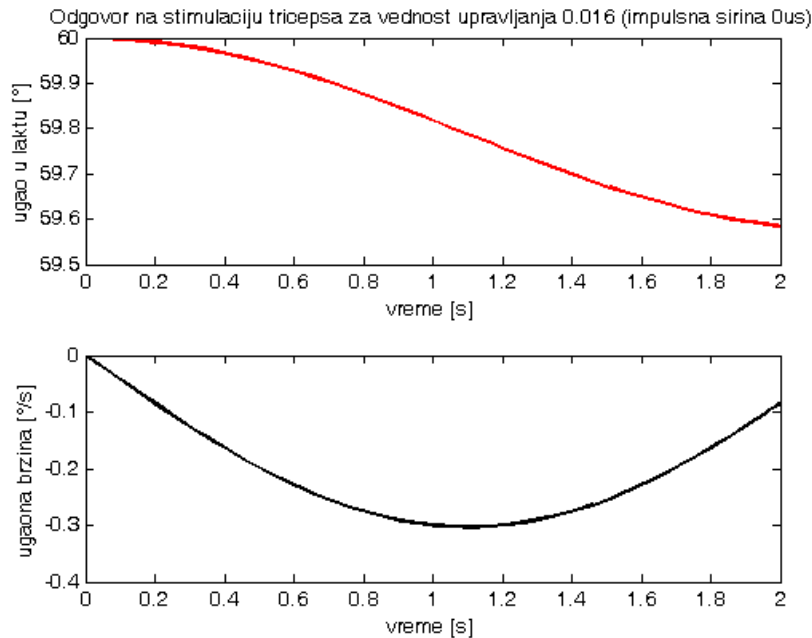
Za početne uslove smo usvojili ugao $\alpha = 60^\circ$ i ugaonu brzinu od $\dot{\alpha} = 0 \text{ rad/s}$. Ugao od $\alpha = 60^\circ$ se može smatrati početkom radnog opsega, pošto odgovara laktu koji je blago savijen tako da je ruka usmerena prema telu, odnosno početnim uslovima u eksperimentu sa neanalitičkim modelom. Na osnovu sistema diferencijalnih jednačina izračunate su promene ugla i ugaone brzine u zavisnosti od vremena za minimalnu i maksimalnu vrednost upravljanja u_m i u_M . Sa Slika P.2 se može zaključiti da su vremenska zavisnost ugla u laktu i odgovarajuće ugaone brzine pri minimalnoj vrednosti upravljanja u domenu očekivanih. Kako ruka kreće iz statičnog položaja, $\dot{\alpha} = 0 \text{ rad/s}$, potrebno je određeno vreme, koje je oko 0.3 sekunde u ovom slučaju, da se uspostavi dovoljna ugaona brzina i da ugao počne da se stabilno uvećava. Takodje, maksimalna vrednost ugaone brzine, koja se dostiže nakon 0.8 sekundi, je približno $175^\circ/\text{s}$, za šta se može smatrati da odgovara fizici procesa, odnosno ograničenjima koja postoje u mehanici i fiziologiji, a koja su definisana kroz usvojeni matematički model.

Promenu ugla u laktu tokom dve sekunde pri maksimalnoj vrednosti upravljanja je prikazana na Slika P.3. Kako maksimalna vrednost upravljanja zapravo odgovara minimalnoj širini stimulacionih impulsa, koja je definisana kao 0 us, ovaj uslov zapravo odgovara situaciji u kojoj nikakva stimulacija ni ne dolazi na mišiće nadlaktice, odakle se očekuje da nema ni rezultujuće promene ugla u laktu. Ukoliko pažljivo analiziramo grafik i

uporedimo rezultate sa onim dobijenim za minimalnu vrednost upravljanja, možemo zaključiti da je rezultujuća promena ugla u laktu u domenu očekivane. Nakon dve sekunde od početka stimulacije, ugao u laktu se promenio za manje od 0.5 stepeni. Naravno, kako je naše očekivanje da nema nikakve promene, možemo zaključiti da su male promene ugla u laktu posledica nesavršenosti samog modela, odnosno usvojenog sistema nelinearnih diferencijalnih jednačina. Bez obzira na dato odstupanje, može se uvideti da je greška koja se na ovaj način unosi vrlo mala, imajući u vidu da je rezultujuća promena ugla za tri reda veličine manja od one koja se dobija pri minimalnoj vrednosti upravljanja. Na ovaj način dobijeni rezultat izmedju ostalog potvrđuje da je usvojeni model dobar, odnosno da odgovara samoj prirodi i fizici sistema kojime se upravlja.

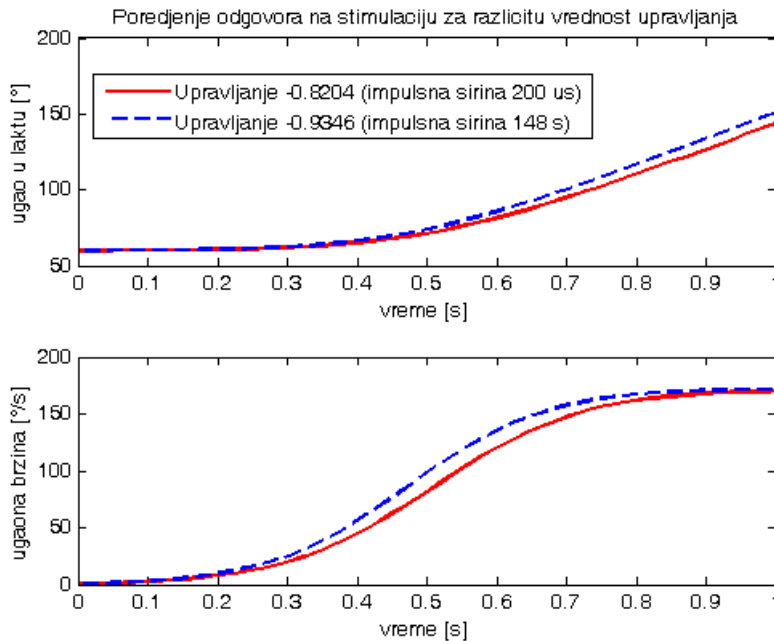


Slika P.2. Promena ugla u laktu pri minimalnoj vrednosti upravljanja, odnosno maksimalnoj širini stimacionih impulsa (od 200 us) koji se prenose na elektrode postavljene na triceps. Ugaona brzina (donja slika) se polako povećava u prvih 0.3 s, nakon čega i sam ugao u laktu (gornja slika) počinje eksponencijalno da se uvećava, zatim sledi linearni porast ugaone brzine u opsegu do 0.7 s, a zatim i stagnacija u opsegu od $170^{\circ}/s$, kada se može uočiti da se brzina linearno povećava.



Slika P.3. Promena ugla u laktu pri maksimalnoj vrednosti upravljanja, odnosno minimalnoj širini stimulacionih impulsa (od 0 us) koji se prenose na elektrode postavljene na triceps. Ugao u laktu (gornji grafik) se jedva primetno menja (manje od 0.5 stepeni za dve sekunde), dok se ugaona brzina nakon blagog povećanja, posle 1 s smanjuje.

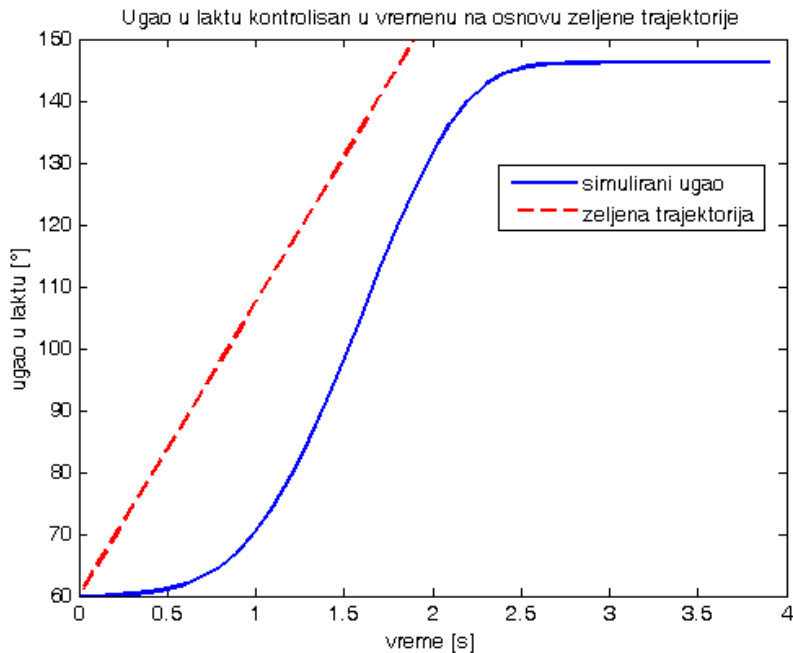
Kao potvrda da ne postoji značajna razlika izmedju usvojene realizibilne vrednosti za minimum upravljanja, koja odgovara širini stimulacionih impulsa od 200 us, i matematički određenog minimuma upravljanja, koji odgovara impulsnoj širini od 148 s, na Slika P.4 prikazana je razlika u dobijenom uglu u laktu, kao i ugaonoj brzini, tokom jedne sekunde upravljanja prema datom modelu. Iako je brzina promene ugla za minimalnu vrednost upravljanja nešto veća, što je uočljivo na donjem grafiku koji prikazuje ugaonu brzinu, pa se nakon 1 s dobija i nešto veći rezultujući ugao, jasno je da je dobijena razlika mala i da neće značajno uticati na finalni rezultat pri upravljanju u zatvorenoj sprezi. Ovaj rezultat na taj način potvrđuje da maksimalna impulsna širina od 200 us odgovara datoj problematici i da će kontrola u zatvorenoj sprezi koja se oslanja na kriterijum Ljapunova dati odgovarajuće rezultate iako se kao minimalna vrednost upravljanja usvoji vrednost koja odgovara impulsnoj širini od 200 us.



Slika P.4. Promena ugla u laktu i ugaone brzine za dva modusa upravljanja – teoretski minimum, koji odgovara impulsnoj širini od 148 s, i za dodnu granicu upravljanja izabranu kao minimum u skladu sa ostvarivom impulsnom širionom od 200 us.

Simulacija podrazumeva da se u zatvorenoj sprezi se u svakom vremenskom trenutku na osnovu kriterijuma Ljapunova određuje odgovarajuće upravljanje, koje će u zavisnosti od trajektorije i trenutne pozicije odgovarati ili maksimalnoj ili minimalnoj vrednosti, nakon čega se preko upravljanja rešava nelinearna diferencijalna jednačina usvojenog matematičkog modela kako bi se odredila vrednost ugla u sledećem trenutku. Rezultat simulacije za početni ugao $\alpha = 60^\circ$ i ugaonu brzinu $\dot{\alpha} = 0 \text{ rad/s}$ i trajektoriju koja odgovara linearnoj promeni ugla do $\alpha_{des} = 150^\circ$ u roku od 2 s od početka stimulacije, prikazan je na Slika P.5. Na osnovu priloženog grafika se za rezultujući ugao mogu izneti sledeća zapažanja:

- postoji značajno kašnjenje u odnosu na zadatu trajektoriju, posebno u samom početku, tokom prve sekunde simulacije, ali se ovo kašnjenje sa vremenom smanjuje
- u stacionarnom stanju, nakon 2.5 s od početka stimulacije, postoji offset od približno 5° između simuliranog ugla i željene trajektroje
- ni u jednom trenutku ne dolazi do preskoka, odnosno ugao postigut kroz simulaciju na osnovu kriterijuma Ljapunova nije nikada veći od ugla koji je zadat



Slika P.5. Ugao u laktu kontrolisan u zatvorenoj sprezi na osnovu kriterijuma Ljapunova na osnovu analitički definisanog modela. Isprekidanom crvenom linijom je prikazana željena trajektorija, koja podrazumeva promenu ugla od 90 stepeni u roku od 2 s, a na osnovu koje se određuje odgovarajuće upravljanje u svakom sledećem trenutku. Plavom linijom je prikazan ugao u laktu koji se ostvaruje preko usvojenog kriterijuma upravljanja.

P.4. DISKUSIJA

Rezultati dobijeni analitičkim pristupom kroz simulaciju primenom optimalnog upravljanja zasnovanog na kriterijumu Ljapunova pokazuju da je makar teorijski moguće definisati upravljački sistem koji bi garantovao da ne dolazi do preskoka, i to prostom kontrolom impulsne širine kroz *bang-bang* upravljanje. Problem kod ovog pristupa, koji je potrebno istaći, jeste da su rezultati zapravo dobijeni kroz simulaciju na istom modelu na osnovu koga je definisan kontrolni algoritam. To definitivno znači da testiranje ovog algoritma na nekom modelu subjekta drugačijih parametara može da rezultuje posve drugačijim odgovorom. Takodje, pitanje je i kako bi se algoritam pokazao u realnim testovima, imajući u vidu da je u same jednakosti unesen niz aproksimacija. Medjutim, najveći nedostatak u samom modelu leži u tome što on podrazumeva da stimulacija postoji samo na jednom mišiću, tricepsu, dok se biceps ne posmatra čak ni kao perturbacija ili pasivni otpor. Ovo ograničenje je usvojeno radi jednostavnosti modela, uz pretpostavku da bi se na analogni način mogla definisati i funkcija prenosa bicepsa. Svakako da bi se ta funkcija razlikovala od one koje opisuje triceps, ali bi se sastojala iz istih činilaca unutar multiplikativnog modela, pa bi i optimalno upravljanje kroz kriterijum Ljapunova bilo definisano na istovetan način. Glavni problem u ovom pristupu je što bi se na ovaj način podrazumevalo da se u jednom trenutku može stimulisati samo jedan mišić, odnosno da ni ne postoji mogućnost

kokontraksije, što je zapravo prirodno stanje ovih mišića kada održavaju ruku u nekom položaju. Zbog toga, kako bi se kreirao sistem koji može da održava ruku u željenoj poziciji, potrebno je definisati analitički model značajno veće kompleksnosti, koji u sebe uključuje i mogućnost međusobne interakcije ova dva mišića.

Kroz simulaciju je pokazano da je preko analitički definisanog modela moguće pronaći prostu metodu upravljanja tako da se obezbedi da pri kontroli u zatvorenoj sprezi ne dolazi do preskoka i oscilacija oko željene trajektorije. Kako biceps nije uključen u okviru ovog modela, njegova primenljivost je ograničena samo na osobe koje imaju mogućnost voljne aktivacije bicepsa. Kako bi se proširila njegova primena, neophodno je da se u model uključi i biceps i da sam sistem obezbedi mogućnost kontrole stimulacije i za ovaj mišić. Kada se to utvrdi, kroz testove na tetraplegičnim pacijentima je neophodno dokazati da je kontrola odgovarajuća i preciznost dovoljna da bi se za paralizovanu ruku obezbedili pokreti koji odgovaraju prirodnim.

LITERATURA

- [1] L. L. Baker, C. Wederich, D. R. McNeal, C. J. Newsam, and R. L. Waters, *Neuro muscular electrical stimulation: a practical guide*: Los Amigos Research & Education Institute, 2000.
- [2] M. R. Popovic, T. Keller, I. Papas, V. Dietz, and M. Morari, "Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 20, pp. 82-93, 2001.
- [3] R. B. Stein, P. H. Peckham, and D. Popović, *Neural prostheses: replacing motor function after disease or disability*: Oxford University Press, 1992.
- [4] M. Popovic, A. Curt, T. Keller, and V. Dietz, "Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations," *Spinal cord*, vol. 39, p. 403, 2001.
- [5] M. R. Popovic, D. B. Popovic, and T. Keller, "Neuroprostheses for grasping," *Neurological research*, vol. 24, pp. 443-452, 2002.
- [6] B. M. Doucet, A. Lam, and L. Griffin, "Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function," *Yale J Biol Med*, vol. 85, pp. 201-215, 2012.
- [7] A. C. Guyton, "Textbook of medical physiology," *Academic Medicine*, vol. 36, p. 556, 1961.
- [8] J. T. Mortimer, "Motor prostheses," *Comprehensive Physiology*, 1981.
- [9] A. L. Hodgkin, "The local electric changes associated with repetitive action in a non-medullated axon," *The Journal of physiology*, vol. 107, p. 165, 1948.
- [10] A. Kuhn, T. Keller, M. Lawrence, and M. Morari, "A model for transcutaneous current stimulation: simulations and experiments," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 47, p. 279, 2009.
- [11] D. Popovic, L. L. Baker, and G. E. Loeb, "Recruitment and comfort of BION implanted electrical stimulation: implications for FES applications," *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 15, pp. 577-586, 2007.
- [12] J. T. Rubinstein, C. A. Miller, H. Mino, and P. J. Abbas, "Analysis of monophasic and biphasic electrical stimulation of nerve," *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 48, pp. 1065-1070, 2001.
- [13] B. R. Bowman and L. L. Baker, "Effects of waveform parameters on comfort during transcutaneous neuromuscular electrical stimulation," *Annals of biomedical engineering*, vol. 13, pp. 59-74, 1985.
- [14] R. Nathan, "An FNS-based system for generating upper limb function in the C4 quadriplegic," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 27, pp. 549-556, 1989.
- [15] X. Navarro, T. B. Krueger, N. Lago, S. Micera, T. Stieglitz, and P. Dario, "A critical review of interfaces with the peripheral nervous system for the control of neuroprostheses and hybrid bionic systems," *Journal of the Peripheral Nervous System*, vol. 10, pp. 229-258, 2005.
- [16] D. M. Durand, W. M. Grill, and R. Kirsch, "Electrical stimulation of the neuromuscular system," in *Neural engineering*, ed: Springer, 2005, pp. 157-191.
- [17] F. J. Rodri, D. Ceballos, M. Schu, A. Valero, E. Valderrama, T. Stieglitz, *et al.*, "Polyimide cuff electrodes for peripheral nerve stimulation," *Journal of neuroscience methods*, vol. 98, pp. 105-118, 2000.
- [18] T. Boretius, J. Badia, A. Pascual-Font, M. Schuettler, X. Navarro, K. Yoshida, *et al.*, "A transverse intrafascicular multichannel electrode (TIME) to interface with the peripheral nerve," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 26, pp. 62-69, 2010.
- [19] S. Raspopovic, M. Capogrosso, F. M. Petrini, M. Bonizzato, J. Rigosa, G. Di Pino, *et al.*, "Restoring natural sensory feedback in real-time bidirectional hand prostheses," *Science translational medicine*, vol. 6, pp. 222ra19-222ra19, 2014.

- [20] A. Branner, R. B. Stein, and R. A. Normann, "Selective stimulation of cat sciatic nerve using an array of varying-length microelectrodes," *Journal of neurophysiology*, vol. 85, pp. 1585-1594, 2001.
- [21] J. R. Buckett, P. H. Peckham, G. B. Thrope, S. D. Braswell, and M. W. Keith, "A flexible, portable system for neuromuscular stimulation in the paralyzed upper extremity," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 35, pp. 897-904, 1988.
- [22] J. J. Daly, R. L. Ruff, K. Haycook, B. Strasshofer, E. B. Marsolais, and L. Dobos, "Feasibility of gait training for acute stroke patients using FNS with implanted electrodes," *Journal of the neurological sciences*, vol. 179, pp. 103-107, 2000.
- [23] G. Bijelić, A. Popović-Bijelić, N. Jorgovanović, D. Bojanić, and D. B. Popović, "E actitrode: The new selective stimulation interface for functional movements in hemiplegics patients," *Serbian Journal of Electrical Engineering*, vol. 1, pp. 21-28, 2004.
- [24] A. Popović-Bijelić, G. Bijelić, N. Jorgovanović, D. Bojanić, M. B. Popović, and D. B. Popović, "Multi-field surface electrode for selective electrical stimulation," *Artificial organs*, vol. 29, pp. 448-452, 2005.
- [25] L. Popović-Maneski, M. Kostić, G. Bijelić, T. Keller, S. Mitrović, L. Konstantinović, *et al.*, "Multi-pad electrode for effective grasping: design," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, pp. 648-654, 2013.
- [26] C. Long 2nd, "AN ELECTROPHYSIOLOGIC SPLINT FOR THE HAND," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 44, p. 499, 1963.
- [27] L. Vodovnik, C. Long, J. Reswick, A. Lippay, and D. Starbuck, "Myo-electric control of paralyzed muscles," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 169-172, 1965.
- [28] S. Rebersek and L. Vodovnik, "Proportionally controlled functional electrical stimulation of hand," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 54, pp. 378-382, 1973.
- [29] D. Rudel, T. Bajd, S. Rebersek, and L. Vodovnik, "FES assisted manipulation in quadriplegic patients," *Popovi c, D (Ed), Advances in External Control of Human Extremities*, vol. 8, pp. 273-282, 1984.
- [30] R. Merletti, R. Acimovic, S. Grobelnik, and G. Cvilak, "Electrophysiological orthosis for the upper extremity in hemiplegia: feasibility study," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 56, pp. 507-513, 1975.
- [31] A. Prochazka, M. Gauthier, M. Wieler, and Z. Kenwell, "The bionic glove: an electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 78, pp. 608-614, 1997.
- [32] S. Saxena, S. Nikolic, and D. Popovic, "An EMG-controlled grasping system for tetraplegics," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 32, p. 17, 1995.
- [33] G. Snoek, M. IJzerman, T. Stoffers, and G. Zilvold, "Use of the NESS handmaster to restore handfunction in tetraplegia: clinical experiences in ten patients," *Spinal cord*, vol. 38, p. 244, 2000.
- [34] R. Thorsen, M. Ferrarin, R. Spadone, and C. Frigo, "Functional control of the hand in tetraplegics based on residual synergistic EMG activity," *Artificial organs*, vol. 23, pp. 470-473, 1999.
- [35] Y. Handa and N. Hoshimiya, "Functional electrical stimulation for the control of the upper extremities," in *Medical progress through technology*, ed: Springer, 1987, pp. 51-63.
- [36] P. H. Peckham, E. B. Marsolais, and J. T. Mortimer, "Restoration of key grip and release in the C6 tetraplegic patient through functional electrical stimulation," *The Journal of hand surgery*, vol. 5, pp. 462-469, 1980.
- [37] P. H. Peckham, M. W. Keith, K. L. Kilgore, J. H. Grill, K. S. Wuolle, G. B. Thrope, *et al.*, "Efficacy of an implanted neuroprosthesis for restoring hand grasp in tetraplegia: a multicenter study," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 82, pp. 1380-1388, 2001.

- [38] P. H. Peckham, K. L. Kilgore, M. W. Keith, A. M. Bryden, N. Bhadra, and F. W. Montague, "An advanced neuroprosthesis for restoration of hand and upper arm control using an implantable controller," *The Journal of hand surgery*, vol. 27, pp. 265-276, 2002.
- [39] P. H. Peckham and J. S. Knutson, "Functional electrical stimulation for neuromuscular applications," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 7, pp. 327-360, 2005.
- [40] B. Smith, P. H. Peckham, M. W. Keith, and D. D. Roscoe, "An externally powered, multichannel, implantable stimulator for versatile control of paralyzed muscle," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 499-508, 1987.
- [41] M. Ijzerman, T. Stoffers, F. Groen, M. Klatte, G. Snoek, J. Vorsteveld, *et al.*, "The NESS Handmaster orthosis," *Journal of rehabilitation sciences*, vol. 9, pp. 86-89, 1996.
- [42] N. Hoshimiya, "A master-slave type multi-channel functional electrical stimulation (FES) system for the control of the paralyzed upper extremities," *Automedica*, vol. 11, pp. 209-220, 1989.
- [43] T. Keller, A. Curt, M. R. Popovic, A. Signer, and V. Dietz, "Grasping in high lesioned tetraplegic subjects using the EMG controlled neuroprosthesis," *NeuroRehabilitation-An Interdisciplinary Journal*, vol. 10, pp. 251-256, 1998.
- [44] M. Popovic, T. Keller, I. Pappas, M. Morari, and V. Dietz, "Grasping and walking neuroprostheses for stroke and spinal cord injured subjects," in *American Control Conference, 1999. Proceedings of the 1999*, 1999, pp. 1243-1247.
- [45] D. Popovic, M. Popovic, A. Stojanovic, A. Pjanovic, S. Radosavljevic, and D. Vulovic, "Clinical evaluation of the Belgrade grasping system," in *Proceedings of the 6th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation*, 1998, pp. 247-250.
- [46] D. B. Popovic, M. B. Popovic, T. Sinkjær, A. Stefanovic, and L. Schwirtlich, "Therapy of paretic arm in hemiplegic subjects augmented with a neural prosthesis: a cross-over study," *Canadian journal of physiology and pharmacology*, vol. 82, pp. 749-756, 2004.
- [47] E. Ambrosini, S. Ferrante, M. Tibiletti, T. Schauer, C. Klauer, G. Ferrigno, *et al.*, "An EMG-controlled neuroprosthesis for daily upper limb support: a preliminary study," in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, 2011, pp. 4259-4262.
- [48] N. M. Malešević, L. Z. P. Maneski, V. Ilić, N. Jorgovanović, G. Bijelić, T. Keller, *et al.*, "A multi-pad electrode based functional electrical stimulation system for restoration of grasp," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 9, p. 66, 2012.
- [49] A. Pedrocchi, S. Ferrante, E. Ambrosini, M. Gandolla, C. Casellato, T. Schauer, *et al.*, "MUNDUS project: MULTimodal Neuroprosthesis for daily Upper limb Support," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 10, p. 66, 2013.
- [50] M. Franceschi, L. Seminara, S. Dosen, M. Strbac, M. Valle, and D. Farina, "A system for electrotactile feedback using electronic skin and flexible matrix electrodes: Experimental evaluation," *IEEE Transactions on Haptics*, 2016.
- [51] M. Štrbac, M. Belić, M. Isaković, V. Kojić, G. Bijelić, I. Popović, *et al.*, "Integrated and flexible multichannel interface for electrotactile stimulation," *Journal of neural engineering*, vol. 13, p. 046014, 2016.
- [52] M. Perović, M. Stevanović, T. Jevtić, M. Štrbac, G. Bijelić, Č. Vučetić, *et al.*, "Electrical stimulation of the forearm: a method for transmitting sensory signals from the artificial hand to the brain," *Journal of Automatic Control*, vol. 21, pp. 13-18, 2013.
- [53] S. Dosen, M. Markovic, M. Strbac, M. Perovic, V. Kojic, G. Bijelic, *et al.*, "Multichannel electrotactile feedback with spatial and mixed coding for closed-loop control of grasping force in hand prostheses," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016.

- [54] M. Štrbac, M. Isaković, M. Belić, I. Popović, I. Simanić, D. Farina, *et al.*, "Short- and Long-Term Learning of Feedforward Control of a Myoelectric Prosthesis with Sensory Feedback by Amputees," *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, p. 12, 2017.
- [55] Y. Handa, T. Handa, Y. Nakatsuchi, R. Yagi, and N. Hoshimiya, "A voice-controlled functional electrical stimulation system for the paralyzed hand," *Iyo denshi to seitai kogaku. Japanese journal of medical electronics and biological engineering*, vol. 23, pp. 292-298, 1985.
- [56] R. Nathan and A. Ohry, "Upper limb functions regained in quadriplegia: a hybrid computerized neuromuscular stimulation system," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 71, pp. 415-421, 1990.
- [57] Y. Hao, M. Controzzi, C. Cipriani, D. B. Popovic, X. Yang, W. Chen, *et al.*, "Controlling hand-assistive devices: utilizing electrooculography as a substitute for vision," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 20, pp. 40-52, 2013.
- [58] G. Pfurtscheller, G. R. Müller-Putz, J. Pfurtscheller, and R. Rupp, "EEG-based asynchronous BCI controls functional electrical stimulation in a tetraplegic patient," *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, vol. 2005, pp. 3152-3155, 2005.
- [59] A. M. Savić, N. M. Malešević, and M. B. Popović, "Feasibility of a hybrid brain-computer interface for advanced functional electrical therapy," *The Scientific World Journal*, vol. 2014, 2014.
- [60] M. A. Sutton, S. R. McNeill, J. D. Helm, and Y. J. Chao, "Advances in two-dimensional and three-dimensional computer vision," in *Photomechanics*, ed: Springer, 2000, pp. 323-372.
- [61] S. Russell, P. Norvig, and A. Intelligence, "A modern approach," *Artificial Intelligence. Prentice-Hall, Egnlewood Cliffs*, vol. 25, p. 27, 1995.
- [62] O. Faugeras, *Three-dimensional computer vision: a geometric viewpoint*: MIT press, 1993.
- [63] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, "Image processing," *Digital image processing*, vol. 2, 2007.
- [64] N. Jojic, B. Brumitt, B. Meyers, S. Harris, and T. Huang, "Detection and estimation of pointing gestures in dense disparity maps," in *Automatic Face and Gesture Recognition, 2000. Proceedings. Fourth IEEE International Conference on*, 2000, pp. 468-475.
- [65] K. Nickel and R. Stiefelhagen, "Visual recognition of pointing gestures for human-robot interaction," *Image and vision computing*, vol. 25, pp. 1875-1884, 2007.
- [66] H. M. Hondori, M. Khademi, L. Dodakian, S. C. Cramer, and C. V. Lopes, "A spatial augmented reality rehab system for post-stroke hand rehabilitation," in *MMVR*, 2013, pp. 279-285.
- [67] L. E. Sucar, G. Azcárate, R. S. Leder, D. Reinkensmeyer, J. Hernández, I. Sanchez, *et al.*, "Gesture therapy: A vision-based system for arm rehabilitation after stroke," in *International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies*, 2008, pp. 531-540.
- [68] S. Foix, G. Alenya, and C. Torras, "Lock-in time-of-flight (ToF) cameras: A survey," *IEEE Sensors Journal*, vol. 11, pp. 1917-1926, 2011.
- [69] D. Marr, T. Poggio, E. C. Hildreth, and W. E. L. Grimson, "A computational theory of human stereo vision," in *From the Retina to the Neocortex*, ed: Springer, 1991, pp. 263-295.
- [70] R. A. Holland, D. A. Waters, and J. M. Rayner, "Echolocation signal structure in the Megachiropteran bat *Rousettus aegyptiacus* Geoffroy 1810," *Journal of Experimental Biology*, vol. 207, pp. 4361-4369, 2004.
- [71] R. Lange and P. Seitz, "Solid-state time-of-flight range camera," *IEEE Journal of quantum electronics*, vol. 37, pp. 390-397, 2001.
- [72] Z. Zhang, "Microsoft kinect sensor and its effect," *IEEE multimedia*, vol. 19, pp. 4-10, 2012.
- [73] J. L. Wilson, "Microsoft kinect for Xbox 360," *PC Mag. Com*, 2010.
- [74] K. K. Biswas and S. K. Basu, "Gesture recognition using microsoft kinect®," in *Automation, Robotics and Applications (ICARA), 2011 5th International Conference on*, 2011, pp. 100-103.
- [75] G. Galatas, G. Potamianos, and F. Makedon, "Audio-visual speech recognition incorporating facial depth information captured by the Kinect," in *Signal Processing Conference (EUSIPCO), 2012 Proceedings of the 20th European*, 2012, pp. 2714-2717.

- [76] L. Cruz, D. Lucio, and L. Velho, "Kinect and rgbd images: Challenges and applications," in *Graphics, Patterns and Images Tutorials (SIBGRAPI-T), 2012 25th SIBGRAPI Conference on*, 2012, pp. 36-49.
- [77] N. Villaroman, D. Rowe, and B. Swan, "Teaching natural user interaction using OpenNI and the Microsoft Kinect sensor," in *Proceedings of the 2011 conference on Information technology education*, 2011, pp. 227-232.
- [78] J. Giles, "Inside the race to hack the Kinect," ed: Elsevier, 2010.
- [79] Y. Hara, S. Ogawa, K. Tsujiuchi, and Y. Muraoka, "A home-based rehabilitation program for the hemiplegic upper extremity by power-assisted functional electrical stimulation," *Disability and rehabilitation*, vol. 30, pp. 296-304, 2008.
- [80] M. B. Popović, D. B. Popović, and R. Tomović, "Control of arm movement: reaching synergies for neuroprosthesis with life-like control," *Journal of Automatic Control*, vol. 12, pp. 9-15, 2002.
- [81] S. D. Iftime, L. L. Egsgaard, and M. B. Popovic, "Automatic determination of synergies by radial basis function artificial neural networks for the control of a neural prosthesis," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, pp. 482-489, 2005.
- [82] M. B. Popović, "Control of neural prostheses for grasping and reaching," *Medical engineering & physics*, vol. 25, pp. 41-50, 2003.
- [83] R. Tomovic, D. Popovic, and R. B. Stein, *Nonanalytical methods for motor control*: World Scientific, 1995.
- [84] Đ. Klisić, M. Kostić, S. Došen, and D. B. Popović, "Control of prehension for the transradial prosthesis: natural-like image recognition system," *Journal of Automatic Control*, vol. 19, pp. 27-31, 2009.
- [85] S. Došen, C. Cipriani, M. Kostić, M. Controzzi, M. C. Carrozza, and D. B. Popović, "Cognitive vision system for control of dexterous prosthetic hands: experimental evaluation," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 7, p. 42, 2010.
- [86] M. Štrbac and M. Marković, "Stereovision system for estimation of the grasp type for electrotherapy," *Serbian Journal of Electrical Engineering*, vol. 8, pp. 17-25, 2011.
- [87] K. Khoshelham and S. O. Elberink, "Accuracy and resolution of kinect depth data for indoor mapping applications," *Sensors*, vol. 12, pp. 1437-1454, 2012.
- [88] O. Chum and J. Matas, "Optimal randomized RANSAC," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 30, pp. 1472-1482, 2008.
- [89] M. A. Fischler and R. C. Bolles, "Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography," *Communications of the ACM*, vol. 24, pp. 381-395, 1981.
- [90] D. Nistér, "Preemptive RANSAC for live structure and motion estimation," *Machine Vision and Applications*, vol. 16, pp. 321-329, 2005.
- [91] I. Sobel and G. Feldman, "A 3x3 isotropic gradient operator for image processing," *a talk at the Stanford Artificial Project in*, pp. 271-272, 1968.
- [92] J. Illingworth and J. Kittler, "The adaptive Hough transform," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, pp. 690-698, 1987.
- [93] J. Kojović, M. Djurić-Jovičić, S. Došen, M. B. Popović, and D. B. Popović, "Sensor-driven four-channel stimulation of paretic leg: functional electrical walking therapy," *Journal of neuroscience methods*, vol. 181, pp. 100-105, 2009.
- [94] A. I. Kottink, L. J. Oostendorp, J. H. Buurke, A. V. Nene, H. J. Hermens, and M. J. IJzerman, "The orthotic effect of functional electrical stimulation on the improvement of walking in stroke patients with a dropped foot: a systematic review," *Artificial organs*, vol. 28, pp. 577-586, 2004.

- [95] T. Yan, C. W. Hui-Chan, and L. S. Li, "Functional electrical stimulation improves motor recovery of the lower extremity and walking ability of subjects with first acute stroke," *Stroke*, vol. 36, pp. 80-85, 2005.
- [96] L. Griffin, M. Decker, J. Hwang, B. Wang, K. Kitchen, Z. Ding, *et al.*, "Functional electrical stimulation cycling improves body composition, metabolic and neural factors in persons with spinal cord injury," *Journal of electromyography and Kinesiology*, vol. 19, pp. 614-622, 2009.
- [97] T. W. Janssen, J. M. Beltman, P. Elich, P. A. Koppe, H. Konijnenbelt, A. de Haan, *et al.*, "Effects of Electric Stimulation– Assisted Cycling Training in People With Chronic Stroke," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 89, pp. 463-469, 2008.
- [98] L. Ada and A. Foongchomcheay, "Efficacy of electrical stimulation in preventing or reducing subluxation of the shoulder after stroke: a meta-analysis," *Australian Journal of Physiotherapy*, vol. 48, pp. 257-267, 2002.
- [99] H. Kobayashi, H. Onishi, K. Ihashi, R. Yagi, and Y. Handa, "Reduction in subluxation and improved muscle function of the hemiplegic shoulder joint after therapeutic electrical stimulation," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 9, pp. 327-336, 1999.
- [100] L. Vodovnik, W. Crochetiere, and J. Reswick, "Control of a skeletal joint by electrical stimulation of antagonists," *Medical and biological engineering*, vol. 5, pp. 97-109, 1967.
- [101] T. A. Thrasher, V. Zivanovic, W. McIlroy, and M. R. Popovic, "Rehabilitation of reaching and grasping function in severe hemiplegic patients using functional electrical stimulation therapy," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 22, pp. 706-714, 2008.
- [102] D. Popovic, M. Popovic, and J. M. Winters, "Nonanalytical control for assisting reaching in humans with disabilities," in *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*, ed: Springer, 2000, pp. 535-550.
- [103] M. Popovic and D. Popovic, "Cloning biological synergies improves control of elbow neuroprostheses," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 20, pp. 74-81, 2001.
- [104] H. Matsuse, N. Shiba, Y. Umezue, T. Nago, Y. Tagawa, T. Kakuma, *et al.*, "Muscle training by means of combined electrical stimulation and volitional contraction," *Aviation, space, and environmental medicine*, vol. 77, pp. 581-585, 2006.
- [105] T. Yanagi, N. Shiba, T. Maeda, K. Iwasa, Y. Umezue, Y. Tagawa, *et al.*, "Agonist contractions against electrically stimulated antagonists," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 84, pp. 843-848, 2003.
- [106] O. Schill, R. Wiegand, B. Schmitz, R. Matthies, U. Eck, C. Pylatiuk, *et al.*, "OrthoJacket: an active FES-hybrid orthosis for the paralysed upper extremity," *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, vol. 56, pp. 35-44, 2011.
- [107] A. J. Westerveld, A. C. Schouten, P. H. Veltink, and H. van der Kooij, "Passive reach and grasp with functional electrical stimulation and robotic arm support," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, 2014, pp. 3085-3089.
- [108] A.-M. Hughes, C. Freeman, J. Burridge, P. Chappell, P. Lewin, and E. Rogers, "Feasibility of iterative learning control mediated by functional electrical stimulation for reaching after stroke," *Neurorehabilitation and neural repair*, 2009.
- [109] A. Jacks, A. Prochazka, and P. Trend, "Instability in human forearm movements studied with feed-back-controlled electrical stimulation of muscles," *The Journal of physiology*, vol. 402, p. 443, 1988.
- [110] M. Popović and D. Popović, "A new approach to reaching control for tetraplegic subjects," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 4, pp. 242-253, 1994.

- [111] B. Mijovic, M. Popovic, and D. B. Popovic, "Synergistic control of forearm based on accelerometer data and artificial neural networks," *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, vol. 41, pp. 389-397, 2008.
- [112] M. A. Livingston, J. Sebastian, Z. Ai, and J. W. Decker, "Performance measurements for the Microsoft Kinect skeleton," in *Virtual Reality Short Papers and Posters (VRW), 2012 IEEE*, 2012, pp. 119-120.
- [113] A. Mobini, S. Behzadipour, and M. Saadat Foumani, "Accuracy of Kinect's skeleton tracking for upper body rehabilitation applications," *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 9, pp. 344-352, 2014.
- [114] Š. Obdržálek, G. Kurillo, F. Ofli, R. Bajcsy, E. Seto, H. Jimison, *et al.*, "Accuracy and robustness of Kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population," in *Engineering in medicine and biology society (EMBC), 2012 annual international conference of the IEEE*, 2012, pp. 1188-1193.
- [115] H. Chizeck, "Adaptive and nonlinear control methods for neural prostheses," ed: Oxford, UK: Oxford University Press, 1992, pp. 298-328.
- [116] D. Popovic, R. Tomovic, D. Tepavac, and L. Schwirtlich, "Control aspects of active above-knee prosthesis," *International journal of man-machine studies*, vol. 35, pp. 751-767, 1991.
- [117] F. E. Zajac, "Muscle and tendon Properties models scaling and application to biomechanics and motor," *Critical reviews in biomedical engineering*, vol. 17, pp. 359-411, 1989.
- [118] K. D. Mankoff and T. A. Russo, "The Kinect: A low-cost, high-resolution, short-range 3D camera," *Earth Surface Processes and Landforms*, vol. 38, pp. 926-936, 2013.
- [119] N. M. Malešević, L. Z. Popović, L. Schwirtlich, and D. B. Popović, "Distributed low-frequency functional electrical stimulation delays muscle fatigue compared to conventional stimulation," *Muscle & nerve*, vol. 42, pp. 556-562, 2010.
- [120] L. Z. P. Maneski, N. M. Malešević, A. M. Savić, T. Keller, and D. B. Popović, "Surface-distributed low-frequency asynchronous stimulation delays fatigue of stimulated muscles," *Muscle & nerve*, vol. 48, pp. 930-937, 2013.
- [121] M. Štrbac, M. Marković, and D. B. Popović, "Kinect in neurorehabilitation: computer vision system for real time hand and object detection and distance estimation," in *Neural Network Applications in Electrical Engineering (NEUREL), 2012 11th Symposium on*, 2012, pp. 127-132.
- [122] D. B. Popović, "Advances in functional electrical stimulation (FES)," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 24, pp. 795-802, 2014.
- [123] G. Kwakkel, R. van Peppen, R. C. Wagenaar, S. W. Dauphinee, C. Richards, A. Ashburn, *et al.*, "Effects of augmented exercise therapy time after stroke," *Stroke*, vol. 35, pp. 2529-2539, 2004.
- [124] E. Taub, N. Miller, T. Novack, E. Cook 3rd, W. Fleming, C. Nepomuceno, *et al.*, "Technique to improve chronic motor deficit after stroke," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 74, pp. 347-354, 1993.
- [125] S. L. Wolf, C. J. Winstein, J. P. Miller, P. A. Thompson, E. Taub, G. Uswatte, *et al.*, "The EXCITE trial: Retention of improved upper extremity function among stroke survivors receiving CI movement therapy," *Lancet neurology*, vol. 7, p. 33, 2008.
- [126] C. J. Winstein, D. K. Rose, S. M. Tan, R. Lewthwaite, H. C. Chui, and S. P. Azen, "A randomized controlled comparison of upper-extremity rehabilitation strategies in acute stroke: a pilot study of immediate and long-term outcomes," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 85, pp. 620-628, 2004.
- [127] P. Duncan, L. Richards, D. Wallace, J. Stoker-Yates, P. Pohl, C. Luchies, *et al.*, "A randomized, controlled pilot study of a home-based exercise program for individuals with mild and moderate stroke," *Stroke*, vol. 29, pp. 2055-2060, 1998.

- [128] P. Duncan, S. Studenski, L. Richards, S. Gollub, S. M. Lai, D. Reker, *et al.*, "Randomized clinical trial of therapeutic exercise in subacute stroke," *Stroke*, vol. 34, pp. 2173-2180, 2003.
- [129] H. Feys, W. De Weerd, G. Verbeke, G. C. Steck, C. Capiou, C. Kiekens, *et al.*, "Early and repetitive stimulation of the arm can substantially improve the long-term outcome after stroke: a 5-year follow-up study of a randomized trial," *Stroke*, vol. 35, pp. 924-929, 2004.
- [130] G. Kwakkel and R. C. Wagenaar, "Effect of duration of upper-and lower-extremity rehabilitation sessions and walking speed on recovery of interlimb coordination in hemiplegic gait," *Physical Therapy*, vol. 82, p. 432, 2002.
- [131] S. J. Page, S. Sisto, P. Levine, and R. E. McGrath, "Efficacy of modified constraint-induced movement therapy in chronic stroke: a single-blinded randomized controlled trial," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 85, pp. 14-18, 2004.
- [132] R. B. Shepherd, "Exercise and training to optimize functional motor performance in stroke: driving neural reorganization?," *Neural plasticity*, vol. 8, pp. 121-129, 2001.
- [133] G. Alon, A. F. Levitt, and P. A. McCarthy, "Functional electrical stimulation enhancement of upper extremity functional recovery during stroke rehabilitation: a pilot study," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 21, pp. 207-215, 2007.
- [134] G. Alon, K. McBride, and H. Ring, "Improving selected hand functions using a noninvasive neuroprosthesis in persons with chronic stroke," *Journal of stroke and cerebrovascular diseases*, vol. 11, pp. 99-106, 2002.
- [135] J. Cauraugh, K. Light, S. Kim, M. Thigpen, and A. Behrman, "Chronic motor dysfunction after stroke," *Stroke*, vol. 31, pp. 1360-1364, 2000.
- [136] J. Chae, F. Bethoux, T. Bohinc, L. Dobos, T. Davis, and A. Friedl, "Neuromuscular stimulation for upper extremity motor and functional recovery in acute hemiplegia," *Stroke*, vol. 29, pp. 975-979, 1998.
- [137] J. De Kroon, J. Van der Lee, M. IJzerman, and G. Lankhorst, "Therapeutic electrical stimulation to improve motor control and functional abilities of the upper extremity after stroke: a systematic review," *Clinical Rehabilitation*, vol. 16, pp. 350-360, 2002.
- [138] T. J. Kimberley, S. M. Lewis, E. J. Auerbach, L. L. Dorsey, J. M. Lojovich, and J. R. Carey, "Electrical stimulation driving functional improvements and cortical changes in subjects with stroke," *Experimental Brain Research*, vol. 154, pp. 450-460, 2004.
- [139] A. Pandyan, M. Granat, and D. Stott, "Effects of electrical stimulation on flexion contractures in the hemiplegic wrist," *Clinical rehabilitation*, vol. 11, pp. 123-130, 1997.
- [140] M. B. Popovic, D. B. Popovic, T. Sinkjær, A. Stefanovic, and L. Schwirtlich, "Clinical evaluation of functional electrical therapy in acute hemiplegic subjects," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 40, p. 443, 2003.
- [141] J. Powell, A. D. Pandyan, M. Granat, M. Cameron, and D. J. Stott, "Electrical stimulation of wrist extensors in poststroke hemiplegia," *Stroke*, vol. 30, pp. 1384-1389, 1999.
- [142] H. Ring and N. Rosenthal, "Controlled study of neuroprosthetic functional electrical stimulation in sub-acute post-stroke rehabilitation," *Journal of rehabilitation medicine*, vol. 37, pp. 32-36, 2005.
- [143] Y. Handa, "Control of the paralyzed hand by a computer controlled FES system," in *Proc. 7th Ann. Conf. IEEE/EMBS*, 1985, pp. 322-326.
- [144] P. Peckham, "Motor prosthesis for restoration of upper extremity function," *Neural Prostheses*, pp. 162-187, 1992.
- [145] S. Došen and D. B. Popović, "Transradial prosthesis: artificial vision for control of prehension," *Artificial organs*, vol. 35, pp. 37-48, 2011.
- [146] S. Dosen, G. K. Kristensen, B. Bakhshaie, M. Pizzolato, M. Smondrk, J. Krohova, *et al.*, "Computer vision for selection of electrical stimulation synergy to assist prehension and grasp," in *Proceedings of the 10th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation and 15th Ifess Annual Conference, 8-12 September, 2010, Vienna, Austria*, 2010.

- [147] S. Che, M. Boyer, J. Meng, D. Tarjan, J. W. Sheaffer, and K. Skadron, "A performance study of general-purpose applications on graphics processors using CUDA," *Journal of parallel and distributed computing*, vol. 68, pp. 1370-1380, 2008.
- [148] J. Fung and S. Mann, "Using graphics devices in reverse: GPU-based image processing and computer vision," in *Multimedia and Expo, 2008 IEEE International Conference on*, 2008, pp. 9-12.
- [149] J. Kong, M. Dimitrov, Y. Yang, J. Liyanage, L. Cao, J. Staples, *et al.*, "Accelerating MATLAB image processing toolbox functions on GPUs," in *Proceedings of the 3rd Workshop on General-Purpose Computation on Graphics Processing Units*, 2010, pp. 75-85.
- [150] D. Comaniciu and P. Meer, "Robust analysis of feature spaces: color image segmentation," in *Computer Vision and Pattern Recognition, 1997. Proceedings., 1997 IEEE Computer Society Conference on*, 1997, pp. 750-755.
- [151] J. Smisek, M. Jancosek, and T. Pajdla, "3D with Kinect," in *Consumer depth cameras for computer vision*, ed: Springer, 2013, pp. 3-25.
- [152] D. Herrera, J. Kannala, and J. Heikkilä, "Joint depth and color camera calibration with distortion correction," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 34, pp. 2058-2064, 2012.
- [153] K. Hornik, M. Stinchcombe, and H. White, "Multilayer feedforward networks are universal approximators," *Neural networks*, vol. 2, pp. 359-366, 1989.
- [154] B. Yegnanarayana, *Artificial neural networks*: PHI Learning Pvt. Ltd., 2009.
- [155] H. Demuth and M. Beale, "Neural network toolbox for use with Matlab," 1995.
- [156] J. Sjoberg and L. Ljung, "Overtraining, regularization, and searching for minimum in neural networks," 1992.
- [157] P. Cheeseman, M. Self, J. Kelly, W. Taylor, D. Freeman, and J. C. Stutz, "Bayesian Classification," in *AAAI*, 1988, pp. 607-611.
- [158] S. Srivastava, M. R. Gupta, and B. A. Frigyik, "Bayesian quadratic discriminant analysis," *Journal of Machine Learning Research*, vol. 8, pp. 1277-1305, 2007.
- [159] S. R. Gunn, "Support vector machines for classification and regression," *ISIS technical report*, vol. 14, pp. 85-86, 1998.
- [160] M. Štrbac, S. Kočović, M. Marković, and D. B. Popović, "Microsoft kinect-based artificial perception system for control of functional electrical stimulation assisted grasping," *BioMed research international*, vol. 2014, 2014.
- [161] K.-i. Funahashi and Y. Nakamura, "Approximation of dynamical systems by continuous time recurrent neural networks," *Neural networks*, vol. 6, pp. 801-806, 1993.
- [162] X. Luo, T. Kline, H. C. Fischer, K. A. Stubblefield, R. V. Kenyon, and D. G. Kamper, "Integration of augmented reality and assistive devices for post-stroke hand opening rehabilitation," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, 2005, pp. 6855-6858.
- [163] M. Štrbac, M. Okošanić, J. Kljajić, and M. Popović, "Computer vision system for assessment of hand manipulation," in *Proceedings of the 10th Mediterranean Congress of PRM*, 2013.
- [164] A. Mihailidis, B. Carmichael, and J. Boger, "The use of computer vision in an intelligent environment to support aging-in-place, safety, and independence in the home," *IEEE Transactions on information technology in biomedicine*, vol. 8, pp. 238-247, 2004.
- [165] B. J. Broderick, P. P. Breen, and G. ÓLaighin, "Electronic stimulators for surface neural prosthesis," *Journal of automatic control*, vol. 18, pp. 25-33, 2008.
- [166] H. Hendricks, M. IJzerman, J. De Kroon, and G. Zilvold, "Functional electrical stimulation by means of the 'Ness Handmaster Orthosis' in chronic stroke patients: an exploratory study," *Clinical rehabilitation*, vol. 15, pp. 217-220, 2001.
- [167] M. R. Popovic and T. A. Thrasher, "Neuroprostheses," in *Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering, Second Edition (Online Version)*, ed: CRC Press, 2008, pp. 1924-1933.

- [168] T. Keller, M. R. Popovic, I. P. Pappas, and P. Y. Müller, "Transcutaneous functional electrical stimulator "Compex Motion", " *Artificial organs*, vol. 26, pp. 219-223, 2002.
- [169] R. L. Hart, K. L. Kilgore, and P. H. Peckham, "A comparison between control methods for implanted FES hand-grasp systems," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 6, pp. 208-218, 1998.
- [170] A. Sagi-Dolev, D. Prutchi, and R. Nathan, "Three-dimensional current density distribution under surface stimulation electrodes," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 33, pp. 403-408, 1995.
- [171] L. M. Livshitz, J. Mizrahi, and P. D. Einziger, "Interaction of array of finite electrodes with layered biological tissue: Effect of electrode size and configuration," *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 9, pp. 355-361, 2001.
- [172] A. Kuhn, T. Keller, S. Micera, and M. Morari, "Array electrode design for transcutaneous electrical stimulation: a simulation study," *Medical engineering & physics*, vol. 31, pp. 945-951, 2009.
- [173] J. Malešević, M. Štrbac, M. Isaković, V. Kojić, L. Konstantinović, A. Vidaković, *et al.*, "Evolution of surface motor activation zones in hemiplegic patients during 20 sessions of FES therapy with multi-pad electrodes," *European Journal of Translational Myology*, vol. 26, 2016.
- [174] J. S. Knutson, M. Y. Harley, T. Z. Hisel, S. D. Hogan, M. M. Maloney, and J. Chae, "Contralaterally controlled functional electrical stimulation for upper extremity hemiplegia: an early-phase randomized clinical trial in subacute stroke patients," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 26, pp. 239-246, 2012.
- [175] J. R. De Kroon and M. J. IJzerman, "Electrical stimulation of the upper extremity in stroke: cyclic versus EMG-triggered stimulation," *Clinical Rehabilitation*, vol. 22, pp. 690-697, 2008.
- [176] A. Meilink, B. Hemmen, H. Seelen, and G. Kwakkel, "Impact of EMG-triggered neuromuscular stimulation of the wrist and finger extensors of the paretic hand after stroke: a systematic review of the literature," *Clinical Rehabilitation*, vol. 22, pp. 291-305, 2008.
- [177] G. Mann, P. Taylor, and R. Lane, "Accelerometer-triggered electrical stimulation for reach and grasp in chronic stroke patients a pilot study," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 25, pp. 774-780, 2011.
- [178] K. L. Meadmore, T. A. Exell, E. Hallewell, A.-M. Hughes, C. T. Freeman, M. Kutlu, *et al.*, "The application of precisely controlled functional electrical stimulation to the shoulder, elbow and wrist for upper limb stroke rehabilitation: a feasibility study," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, p. 105, 2014.
- [179] E. Hallewell, T. Excell, K. Meadmore, C. Freeman, M. Kutlu, A.-M. Hughes, *et al.*, "Goal-orientated Functional Rehabilitation using Electrical Stimulation and Iterative Learning Control for Motor Recovery in the Upper Extremity Post-Stroke," 2013.
- [180] M. Kutlu, C. T. Freeman, E. Hallewell, A.-M. Hughes, and D. S. Laila, "FES-based upper-limb stroke rehabilitation with advanced sensing and control," in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015 IEEE International Conference on*, 2015, pp. 253-258.
- [181] D. Simonsen, E. G. Spaich, J. Hansen, and O. K. Andersen, "Design and Test of a Closed-Loop FES System for Supporting Function of the Hemiparetic Hand Based on Automatic Detection using the Microsoft Kinect sensor," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016.
- [182] F. Serbia, "INTFES: A multi-pad electrode system for selective transcutaneous electrical muscle stimulation," 2011.
- [183] F. B. Schneider, "Implementing fault-tolerant services using the state machine approach: A tutorial," *ACM Computing Surveys (CSUR)*, vol. 22, pp. 299-319, 1990.
- [184] A. R. Fugl-Meyer, L. Jääskö, I. Leyman, S. Olsson, and S. Steglind, "The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance," *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, vol. 7, pp. 13-31, 1974.

- [185] 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, pp. 14-19, 2001.
- [186] C. Bütefisch, H. Hummelsheim, P. Denzler, and K.-H. Mauritz, "Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand," *Journal of the neurological sciences*, vol. 130, pp. 59-68, 1995.
- [187] S. L. Wolf, S. Blanton, H. Baer, J. Breshears, and A. J. Butler, "Repetitive task practice: a critical review of constraint-induced movement therapy in stroke," *The neurologist*, vol. 8, p. 325, 2002.
- [188] L. Yang, L. Zhang, H. Dong, A. Alelaiwi, and A. El Saddik, "Evaluating and improving the depth accuracy of Kinect for Windows v2," *IEEE Sensors Journal*, vol. 15, pp. 4275-4285, 2015.
- [189] J. Nickolls and W. J. Dally, "The GPU computing era," *IEEE micro*, vol. 30, 2010.
- [190] H. Du, Y. Zhao, J. Han, Z. Wang, and G. Song, "Data fusion of multiple kinect sensors for a rehabilitation system," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the*, 2016, pp. 4869-4872.
- [191] J. M. Winters, S. L. Woo, and I. Delp, *Multiple muscle systems: biomechanics and movement organization*: Springer Science & Business Media, 2012.
- [192] S. Bouisset, "EMG and muscle force in normal motor activities," in *New Concepts of the Motor Unit, Neuromuscular Disorders, Electromyographic Kinesiology*, ed: Karger Publishers, 1973, pp. 547-583.
- [193] D. Popovic, R. B. Stein, M. N. Oguztoreli, M. Lebedowska, and S. Jonic, "Optimal control of walking with functional electrical stimulation: a computer simulation study," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 7, pp. 69-79, 1999.
- [194] M. Štrbac and D. B. Popović, "Software tool for the prosthetic foot modeling and stiffness optimization," *Computational and mathematical methods in medicine*, vol. 2012, 2012.
- [195] M. Oguztoreli, D. Popovic, and R. Stein, "Optimal control for musculo-skeletal systems," *J. Automat. Contr*, vol. 4, pp. 1-16, 1994.
- [196] R. Stein, Z. Nikolić, P. Zehr, M. Wieler, and D. Popović, "Biomechanical models for functional electrical stimulation of paralysed muscles," *Can Soc Biomech*, vol. 8, pp. 16-17, 1994.
- [197] M. Popović and D. Tepavac, "A portable 8 channel gait kinematics recording unit," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1992 14th Annual International Conference of the IEEE*, 1992, pp. 1646-1647.
- [198] H. Gasser and A. Hill, "The dynamics of muscular contraction," *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, containing papers of a biological character*, vol. 96, pp. 398-437, 1924.
- [199] M. Popović, N. Jovanović, and L. Schwirtlich, "Identification of parameters for control of assistive systems," *J Aut Control*, vol. 4, pp. 31-45, 1994.
- [200] A. M. Lyapunov, "The general problem of the stability of motion," *International Journal of Control*, vol. 55, pp. 531-534, 1992.
- [201] W. K. Ahmed, "Advantages and disadvantages of using MATLAB/ode45 for solving differential equations in engineering applications," *International Journal of Engineering*, vol. 7, pp. 25-31, 2013.

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписани-а МАТИЈА Д. УТРЕАЦ
број уписа 5019/2011

Изјављујем

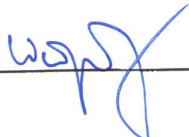
да је докторска дисертација под насловом

РАЗВОЈ КОМПЈУТЕРСКЕ ВИЗИЈЕ ЗА УПРАВЉАЊЕ ФУНКЦИОНАЛНОМ
ЕЛЕКТРИЧНОМ СТИМУЛАЦИЈОМ

- 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 докторанда

У Београду, 27.05.2017.



Прилог 2.

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора МАТИЈА Ј. ШТРЕБИЋ

Број уписа 5019/2011

Студијски програм УПРАВЉАЊЕ СИСТЕМИМА И ОБРАДА СИГНАЛА

Наслов рада РАЗВОЈ КОМПЈУТЕРСКЕ ВЕРЗИЈЕ ЗА УПРАВЉАЊЕ ФУНКЦИОНАЛНОМ ЕЛЕКТРИЧНОМ СТИМУЛАЦИЈОМ

Ментор ДЕЈАН Б. ПОПОВИЋ

Потписани МАТИЈА Ј. ШТРЕБИЋ

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 докторанда

У Београду, 27.05.2017.

ШТРЕБИЋ

Прилог 3.

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

РАЗВОЈ КОМПЈУТЕРСКЕ ВИЗИЈЕ ЗА УПРАВЉАЊЕ
ФУНКЦИОНАЛНОМ ЕЛЕКТРИЧНОМ СТИМУЛАЦИЈОМ

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.

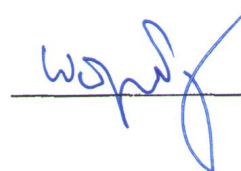
Ауторство

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, 27.05.2017.

Потпис докторанда



1. Ауторство - Дозвољавате 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. Дозвољавате 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. Дозвољавате 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. Дозвољавате 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. Дозвољавате 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. Дозвољавате 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.