

Univerza v Ljubljani

Fakulteta za elektrotehniko

Matic Trlep

**ROBOTSKO IN SENZORNO PODPRTO
DVOROČNO URJENJE**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: izr. prof. dr. Matjaž Mihelj

V Ljubljani, april 2013

Zahvala

Zahvaljujem se svojemu mentorju izr. prof. dr. Matjažu Mihlju, ki je s svojimi koristnimi strokovnimi nasveti in bogatimi izkušnjami pripomogel k nastanku tega dela. Pri reševanju, včasih tudi zelo zapletenih tehničnih problemov, so mi bistveno pomagali tudi vsi člani Laboratorija za robotiko s prof. dr. Markom Munihom na čelu. Še posebej pa bi rad izpostavil Tadeja Beravsa, Aleša Hribarja, Jaka Ziherla in Domna Novaka katerih pomoč je bila neprecenljiva. Za pomoč pri razvoju sistemov se iskreno zahvaljujem tudi Roku Juhantu in Simonu Ucinu.

Posebna zahvala gre doc. dr. Urški Puh, ki me je s strokovnimi nasveti usmerala pri načrtovanju, izvedbi kliničnih študij in je prijazno opravila tudi klinična testiranja sodelujočih pacientov. Za pomoč pri izvedbi meritev s pacienti se iskreno zahvaljujem tudi Petri Perčič. Hvala tudi celotni ekipi delovnih terapevtov Rehabilitacijskega inštituta Republike Slovenija – Soča, še posebej pa Miri Barič koordinatorki našega sodelovanja.

Rad bi se zahvalil tudi Republiki Sloveniji in Javni agenciji za raziskovalno dejavnost RS, ki sta omogočile nadaljnje izobraževanje in me finančno podpirale med študijem.

Nenazadnje hvala tudi družini in Tanji, ki so mi vedno stali ob strani in podpirali mojo pot.

Vsebina

Seznam slik	v
Seznam tabel	ix
1. Uvod	1
1.1 Robotika v rehabilitaciji	1
1.2 Dvoročni trening	2
1.3 Dvoročni mehanski sistemi v rehabilitaciji	3
1.4 Hipoteza in cilji doktorske disertacije	5
2. Koncept robotske in senzorno podprte dvoročne vadbe	7
3. Razširjen standardni robotski sistem za dvoročno urjenje	11
3.1 Metode	11
3.1.1 Strojna oprema	11
3.1.2 Naloge	12
3.1.3 Vodenje	15
3.1.4 Navidezno okolje	18
3.1.5 Preiskovanci in eksperimentalni protokol	20
3.1.6 EMG	22
3.2 Rezultati	22
3.3 Razprava	28
4. Prilagojeni robotski sistem za dvoročno urjenje	31

4.1	Metode	32
4.1.1	Strojna oprema	32
4.1.2	Naloge	33
4.1.3	Vodenje	36
4.1.4	Merilni protokol	38
4.2	Rezultati	42
4.3	Razprava	48
4.3.1	Motorično učenje	48
4.3.2	Prenos naučenih vzorcev	50
4.3.3	Vpliv spremenjenega razmerja sil na dvoročne gibe	52
4.3.4	Končne ugotovitve	53
5.	Sistem za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo	55
5.1	Metode	56
5.1.1	Strojna oprema	56
5.1.2	Senzorna integracija	61
5.1.3	Kinematika roke	64
5.1.4	Možnosti uporabe sistema za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo	65
5.1.5	Naloge v navideznem okolju	70
5.1.6	Študija primera	72
5.1.7	Vadba pacientov z različnimi patologijami	73
5.1.8	Obdelava podatkov	74
5.2	Rezultati	79
5.2.1	Analiza moči med dvoročno vadbo	79
5.2.2	Študija primera	82
5.2.3	Rezultati vadbe pacientov z različnimi patologijami	90
5.3	Razprava	97

5.3.1	Analiza moči med dvoročno vadbo	97
5.3.2	Študija primera	98
5.3.3	Vadba pacientov z različnimi patologijami	100
6.	Zaključek	103
7.	Originalni prispevki doktorske disertacije	107
Literatura		109
Dodatek - Objavljene publikacije		119

Seznam slik

2.1	Koncept adaptivne dvoročne vadbe	8
2.2	Vadba z dvoročnimi sistemi	9
3.1	Oseba med dvoročno vadbo z razširjenim standardnim robotskim sistemom	12
3.2	Dvoročno držalo razširjenega robotskega sistema	13
3.3	Naloga sledenja	14
3.4	Tipi gibov z razširjenim robotskimi sistemom	15
3.5	Shema vodenja pozicijskega dela razširjenega standardnega sistema za dvoročno vadbo	18
3.6	Shema vodenja rotacijske stopnje razširjenega standardnega sistema za dvoročno vadbo	19
3.7	Virtualna naloga letenja	19
3.8	Relativna moč okvarjenega uda in rotacijska napaka	24
3.9	Napake sledenja med dvoročno vadbo	25
3.10	Adaptivni faktor v odvisnosti od relativne moči	25
3.11	Napake sledenja med različnimi tipi vadbe	26
3.12	EMG-signali mišic paretične in neprizadete roke med dvoročno vadbo	27
4.1	Prilagojeni robotski sistem za dvoročno urjenje	33
4.2	Zgornji pogled na dvoročno držalo	34
4.3	Oseba med vadbo	34
4.4	Virtualna naloga sledenja	35
4.5	Shema vodenja prilagojenega sistema za dvoročno vadbo	37

4.6	Potek posameznega giba	38
4.7	Časovna predstavitev različnih pogojev gibanja v vseh treh fazah	40
4.8	Profili hitrosti držala, motilnega navora in referenčne hitrosti . . .	42
4.9	Sile dominantne in nedominantne roke med različnimi pogoji dvoročnih gibov	43
4.10	Maksimalne rotacijske napake med uvodom in testom	44
4.11	Maksimalne rotacijske napake z različna obdobja opazovanja posamezne serije vseh skupin	45
4.12	Vpliv dvoročne vadbe na enoročno izvedbo	46
4.13	Vpliv nenačne spremembe razmerja rok med dvoročnimi gibi . . .	47
4.14	Pozicijska napaka vseh skupin	48
5.1	Razvoj elektronike senzornega sistema	57
5.2	Razvoj ohisja senzornega sistema	58
5.3	Dvoročna vadba s senzornim sistemom v različnih razvojnih fazah	58
5.4	Sistem za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo	59
5.5	Zgradba ročne naprave za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo	60
5.6	Senzor orientacije	60
5.7	Uporabnik med vadbo s sistemom za samostojno dvoročno vadbo	61
5.8	Kinematicni model človeške roke	64
5.9	Enoročna vadba	66
5.10	Dvoročna vadba	67
5.11	Razbremenitev po mizi	68
5.12	Vpetje na terapevta	69
5.13	Oseba med različnimi tipi vadbe	70
5.14	Navidezne naloge sistema	71
5.15	Vadba na Rehabilitacijskem inštitutu Soča	74
5.16	Oznake smeri pri nalogi Sončki	80

5.17 Realne moči desne roke med dvoročno vadbo	81
5.18 Moči pomoči leve roke desni med dvoročno vadbo	81
5.19 Trajektorije gibanja med enoročno vadbo v razbremenjenem položaju	83
5.20 Prikaz obsega gibanja po posameznih obravnavah	84
5.21 Trajektorije gibanja med dvoročno vadbo v vertikalni ravnini . .	85
5.22 Trajektorije gibanja med dvoročno vadbo v horizontalni ravnini .	86
5.23 Trajektorija gibanja skozi labirint	89
5.24 Gibi zdravih oseb in pacientov z različnimi stopnjami motorične okvare med enoročno vadbo	91
5.25 Gibi zdravih oseb in pacientov z različnimi stopnjami motorične okvare med dvoročno vadbo	92
5.26 Indeks kvalitete gibanja pri enoročni vadbi na mizi	95
5.27 Indeks kvalitete gibanja pri dvoročni vadbi	95

Seznam tabel

3.1	Značilnosti štirih pacientov s hemiparezo po možganski kapi	20
3.2	Mišični tonus ocenjen po MMAS	21
3.3	Motorične funkcije zgornjega uda, ocnjene z MAS	21
4.1	Značilnosti testnih skupin	38
4.2	Pogoji testnih skupin	39
4.3	Različna obdobja opazovanja posamezne serije	41
5.1	Motorične funkcije okvarjenega zgornjega uda	82
5.2	Mišični tonus okvarjenega zgornjega uda	83
5.3	Enoročna vadba v razbremenitvi – naloga Sončki	84
5.4	Dvoročna vadba v vertikalni ravnini – naloga Sončki	85
5.5	Dvoročna vadba v horizontalni ravnini – naloga Sončki	87
5.6	Dvoročna vadba – naloga Rotacije	87
5.7	Dvoročna vadba v vertikalni ravnini – naloga Kroženje	88
5.8	Dvoročna vadba v horizontalni ravnini – naloga Kroženje	88
5.9	Dvoročna vadba v vertikalni ravnini – naloga Labirint	90
5.10	Numerični parametri oseb med enoročno vadbo	94
5.11	Numerični parametri oseb med dvoročno vadbo	96

Povzetek

Zaradi možganske kapi in drugih živčno-mišičnih poškodb veliko ljudi trpi za zmanjšanimi gibalnimi sposobnostmi zgornjih ekstremitet. Okvarjen zgornji ud močno omejuje aktivnosti vsakodnevnega življenja teh oseb. Možni načini rehabilitacije med drugim obsegajo tudi dvoročno vadbo in robotsko podprtvo vadbo. Tema pričujoče disertacije je združitev teh dveh pristopov v adaptivnih, interaktivnih sistemih dvoročne vadbe, sposobnih vrednotenja gibanja in posredovanja informacij o poteku vadbe pacientu in terapeutu.

Prvo poglavje je namenjeno splošnemu pregledu robotskih in dvoročnih pristopov k rehabilitaciji zgornjih ekstremitet. Opisane so poglavite prednosti in lastnosti rehabilitacijski robotske sisteme. Temu sledi hiter pregled najpomembnejših rehabilitacijskih robotov za vadbo zgornjih ekstremitet. Potem so predstavljene lastnosti in metode dvoročne vadbe, ki jo terapevti uporabljajo kot del rehabilitacijskega procesa. Predstavljeni so tudi dvoročni mehanizmi, ki združujejo lastnosti tako robotske kot dvoročne vadbe.

Osrednja tema disertacije je koncept adaptivne dvoročne vadbe predstavljen v drugem poglavju. Koncept temelji na zmožnosti osebe, da si pri gibanju okvarjenega uda po potrebi pomaga s svojim neprizadetim udom. Za ustrezni nivo pomoči poskrbi adaptivni algoritem, ki po potrebi povečuje delež neprizadete roke pri skupnem dvoročnem gibku.

V tretjem poglavju je opisan razširjeni standardni robotski sistem za dvoročno urjenje, na katerem smo implementirali in analizirali idejni koncept adaptivne vadbe. Z razvitim sistemom je bila opravljena raziskava dvoročnih gibov, v kateri so sodelovale štiri osebe v kronični fazi po možganski kapi. Spremljali smo dvoročno gibanje oseb, ga vrednotili in ustrezno prilagajali adaptivno pomoč neprizadete roke. Vse štiri osebe so lahko uspešno izvajale preproste dvoročne naloge. Predlagan koncept adaptivne pomoči manj prizadete roke je najbolj koristil osebam s hujšimi okvarami živčno-mišičnega sistema. Te bi namreč brez (lastne) pomoči težko izvedle naloge. Pri bolj prizadetih osebah se je potreben

delež pomoči med dvoročno vadbo občutno zmanjšal. Dvoročna vadba je imela tudi pozitivne vplive na enoročno vadbo okvarjene roke.

Četrto poglavje disertacije se posveča motoričnim mehanizmom v ozadju dvoročne vadbe. Sposobnost motoričnega učenja novih gibov je tisti mehanizem, ki med rehabilitacijo omogoča povrnitev funkcij okvarjenega uda. Analizo dvoročnega motoričnega učenja pri zdravih osebah smo opravili na prilagojenem robotskem sistemu za dvoročno urjenje. Sistem je namensko razvit in ob precej bolj preprosti zgradbi ponuja enako funkcionalnost kot standardni robotski sistem. Osebe so izvajale preproste gibe pod različnimi pogoji. Na gibe je deloval zunanji motilni navor, ki je spremenil dinamiko giba. Vadba s sistemom je pokazala človekovo lastnost motoričnega učenja. S ponavljačo enoročno ali dvoročno vadbo zgradimo interni model dinamike neznanega giba. Na podlagi internega modela nato uspešno izvajamo gibe z naučeno motoriko gibov. Z vidika rehabilitacije zgornjih ekstremitet je zanimiv tudi vpliv naučenih vzorcev gibanja, pridobljenih med dvoročno vadbo, na enoročno izvajanje nalog. Iz meritev je razvidno, da ima dvoročna vadba pozitiven in primerljiv vpliv na enoročno izvajanje gibov kot predhodna enoročna vadba. Analizirali smo tudi vpliv različne obremenitve rok med dvoročno vadbo na uspešnost motoričnega učenja. Tudi pri asimetričnem delovanju rok pride do uspešnega učenja spremenjene dinamike.

V petem poglavju je opisan sistem za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo. Ta je sposoben merjenja interakcij med rokama in posredovanja povratnih informacij o vadbi uporabniku. S sistemom smo analizirali interakcije rok med linearimi dvoročnimi gibi zdravih oseb. Med koordiniranimi dvoročnimi gibi zdrave osebe je interakcija med rokama zelo majhna. Senzorni sistem z uporabljenim konceptom samostojne dvoročne vadbe smo preizkusili s 25 pacienti različnih patologij in različnih stopenj težav motoričnih funkcij zgornjih udov in dvema zdravima osebama. Vsi pacienti so bolj ali manj uspešno izvajali tako enoročne kot dvoročne naloge. Sistem se je izkazal kot primeren za vadbo oseb najrazličnejših patologij in stopenj motoričnih okvar. Dodatno smo opravili tudi študijo primera, kjer je ena oseba v kronični fazi po možganski kapi štiri tedne vadila s senzornim sistemom. Ob koncu vadbe so bili rezultati vadbe pozitivni.

Ključne besede: rehabilitacija živčno-mišičnih okvar, dvoročni gibi, motorično učenje, rehabilitacijska robotika, senzorni sistem, analiza gibanja

Abstract

Stroke and other neuromuscular disorders are the leading cause of upper extremity disabilities. The affected limb severely limits voluntary motor control, thus strongly affecting patients' activities of daily living. Possible rehabilitation methods include bimanual training and robot-enhanced training. This thesis focuses on combining these two approaches into adaptive interactive bimanual rehabilitation systems capable of evaluating the movements and giving feedback to the patient and therapist.

The first chapter focuses on a general review of robotic and bimanual methods used in rehabilitation of upper extremities. Main advantages and properties of rehabilitation robot systems are described. This is followed by a quick review of the most important robot systems for upper limb rehabilitation. Then the properties and methods of bimanual training used on daily basis by therapist are presented. Bimanual mechanisms that are combining the properties of both robotic and bimanual training are also presented.

The main subject of the thesis is the concept of adaptive bimanual training presented in the second chapter. The concept is based on the ability of patients to assist movements of the affected limb using the unaffected limb. The level of assistance is adjusted by an adaptive control algorithm. If needed, it increases the contribution of the unaffected arm to the combined bimanual movement.

In the third chapter an extended standard robot system for bimanual training is described, where the proposed concept has been implemented and analyzed. The system was used in a study on bimanual movements with four hemiparetic chronic stroke subjects. We evaluated the bimanual movements and adapted the assistance of the unaffected arm accordingly. All four subjects were capable of making simple bimanual movements. Subjects with severe neuromuscular disorders benefited the most by the implemented concept of adaptive assistance. Without any assistance, these subjects would have had great difficulty executing the bimanual tasks. The level of assistance significantly decreased during the

course of training. Bimanual training also affects the unimanual performance of the affected arm.

The forth chapter of the dissertation focuses on the processes behind bimanual training. During rehabilitation, the process of motor learning allows the affected arm's functions to be regained. The analysis of bimanual motor learning in healthy subjects was made with the adjusted robot system for bimanual training. The system has been specially designed for bimanual training. It offers the same functionality as the standard robot system with significantly simpler design and handling. Subjects performed simple bimanual movements under different conditions. A velocity-dependent disturbance torque affected the movements by changing the movement dynamics. Training with the system showed positive motor learning. Humans build an internal dynamic model through repetitive unimanual or bimanual movements. Further movements are then successfully made based on this internal model. For rehabilitation, it is also important to consider the transfer of skills from bimanual training to unimanual performance. Bimanual training showed similar affects on unimanual performance that had previously been shown in unimanual training. We also analyzed the affects of different load distributions during bimanual movements on motor learning. Even with asymmetric load distribution, successful motor learning was observed.

In the fift chapter a system for independent sensor-enhanced bimanual training is described. The system is capable of measuring interaction between the hands and providing feedback information to the user. An analysis of interlimb interactions during bimanual movements of healthy subjects was made using the system. No strong interlimb interaction is present during coordinated bimanual movements of healthy subjects. The sensor-enhanced system was evaluated with 25 patients with different pathologies and levels of motor disorders as well as two healthy subjects. All patients were able to use the system for both unimanual and bimanual training. The sensor-enhanced system has proven to be suitable for training of patients of different pathologies and levels of motor disorders. In addition, a case study was done with one subject in chronic phase after stroke. The subject used the system for four weeks for both unimanual and bimanual training with positive results.

Key words: rehabilitation of neuromuscular disorders, bimanual movements, rehabilitation robotics, sensor system, movement analysis

1. Uvod

Možganska kap je najbolj pogost vzrok zmanjšanih gibalnih sposobnosti med odraslimi [1]. Hemipareza prizadene 75 % preživelih oseb po možganski kapi. Okvarjeni zgornji ud močno omejuje hotene gibalne zmožnosti teh oseb, zato se pri rehabilitaciji le-teh nenehno iščejo nove in bolj učinkovite metode za vadbo zgornjih udov [2]. Možni načini vadbe med drugim obsegajo tudi dvoročno vadbo [3] in robotsko podprtvo vadbo [4], kjer se še vedno intenzivno raziskujejo možnosti novih pristopov.

1.1 Robotika v rehabilitaciji

Rehabilitacijski roboti so naprave, ki se uporabljam za vadbo oseb z zmanjšanimi motoričnimi sposobnostnimi, ki so lahko posledica različnih živčno-mišičnih poškodb [5]. Prednost uporabe robotov v rehabilitaciji je dvojna. Uporaba robotov omogoča objektivno ocenjevanje pacientovih gibalnih sposobnosti prek natančnih senzorjev sil in pozicij [6]. Vgrajeni motorji robotskega mehanizma lahko tudi pomagajo pacientu izvajati vnaprej predpisane gibe in tako dodatno razbremenijo terapevta [7]. Vadba z roboti se pogosto dopolnjuje z navideznimi okolji, ki omogočajo bolj atraktivno in motivacijsko vadbo [8]. Dolgoročni rezultati robotske vadbe so primerljivi z rezultati klasične intenzivne terapije s pomočjo fizioterapevta [9].

V nadaljevanju se omejimo na rehabilitacijske robote za vadbo zgornjih ekstremitet. Prva robotska naprava, ki je omogočala pomoč pri motorični rehabilitaciji, je bila v ZDA razviti robot MIT-Manus [10]. S svojima dvema prostostnima stopnjama omogoča pomoč pacientom pri izvajanju planarnih gibov. Sistem vključuje več iger v navideznih okoljih, ki popestrijo sicer monotono gibanje in povečajo motivacijo. MIT-Manus je s časom dobival različne nadgradnje [11, 12] in bil zgled za razvoj novejših robotskih sistemov [13]. V zadnjem času velikokrat

uporabljen robot v rehabilitacijske namene je HapticMaster, kot na primer pri projektih GENTLE/s [14] in MIMICS [15]. Sistem ADLER uporablja za meritve naravnih gibov zapestja pri funkcionalnih nalogah v vsakodnevni življenju [16].

Poleg rehabilitacijskih robotov z vpetjem na vrhu opisanih v prejšnjem odstavku, poznamo tudi rehabilitacijske robeze z eksoskeletno zgradbo, kjer robot obdaja celotno roko uporabnika. Prednost takih robotov je možnost vplivanja na gibanje posameznih sklepov in ne le na položaj dlani uporabnika. Sistem ARM Guide meri in posreduje motilne ter podporne sile pri gibanju oseb po možganskih poškodbah [17]. ARMin robot [18], ki vključuje 4 aktivne in 2 pasivni prostostni stopnji ter naloge v navidezni resničnosti, še vedno razvijajo za klinično uporabo [19]. Drugi eksoskeletni rehabilitacijski roboti za zgornje ekstremitete so tudi L-Exos [20], RUPERT [21] in T-WREX [22].

Starejše robotske naprave imajo pomanjkljivost, da deleža robotove pomoči med gibanjem ne prilagajajo pacientovim gibalnim sposobnostim, ampak se oslabljena okončina premika po vnaprej določeni poti. Poleg tega pacient nima informacij, koliko z lastnim trudom prispeva h gibu. Tako so bile razvite metode vodenja robotov, ki pri gibu asistirajo le toliko, kot je to nujno potrebno (ang. “patient-cooperative” ali “assist-as-needed”) [23, 24]. Te metode na podlagi pacientovih motoričnih sposobnosti in hotene aktivnosti prilagajajo robotsko pomoč vsakemu posamezniku posebej. Uspešno se uporabljajo pri rehabilitaciji tako spodnjih [23, 24] kot zgornjih okončin [25]. Koncept prilaganja vadbe posamezniku je bil nedavno razširjen na biokooperativno robotiko, ki poleg izmenjave (mehanske) energije med pacientom in robotom upošteva tudi psihološke faktorje (na primer dolgčas, stres) [15].

Še eno pomembno vejo rehabilitacijske robotike predstavlja dvoročni robotski mehanizmi, ki so opisani v nadaljevanju.

1.2 Dvoročni trening

V večini vsakodnevnih aktivnosti je potrebno usklajeno delovanje obeh zgornjih udov hkrati. Pri tem sta lahko aktivnosti obeh rok različni (na primer ena fiksira, druga manipulira) ali enaki, v isti ali nasprotni smeri. Med izvajanjem dvoročnih nalog obstaja močna tendenca k simetriji gibov, kar nakazuje na povezanost udov

in njun nadzor kot ene funkcijске enote [26]. Pri dvoročni vadbi pacient izvaja istočasne gibe/naloge z rokama ali s celima zgornjima udoma. Dokazano je, da se izboljša tako koordinacija med udoma, kakor tudi spretnost, moč prijema in funkcijska sposobnost hemiparetičnega uda [27, 28]. Dvoročna vadba ima pozitivne vplive tudi na funkcijske sposobnosti paretičnega uda med izvajanjem enoročnih nalog [29, 30]. Pri pacientih po možganski kapi, ki so bili vključeni v program dvoročne vadbe, so poleg večjega izboljšanja gibalnih sposobnosti zgornjega uda v primerjavi s standardno rehabilitacijo poročali tudi o boljši aktivaciji senzorno-motorične možganske hemisfere z okvaro [31]. Nepoškodovana hemisfera naj bi zagotovila šabloni za pravilne nevrološke odzive v področju, ki okreva [32].

Razvite so bile različne metode dvoročne vadbe v rehabilitaciji [3]. Ta trenutek najbolj razširjena metoda v rehabilitaciji je *izokinetična dvoročna vadba*, kjer oba uda izvajata simetrične gibe brez zunanje pomoči [32]. Temelji na spoznanju, da se med dvoročno vadbo prek nevrološke povezave med rokama preslikajo naučeni vzorci iz neprizadetega tudi na paretičen ud [33]. Naslednja metoda je t. i. *terapija z ogledalom*, kjer je pred pacienta v sagitalni ravnini postavljeno ogledalo. Pacient izvaja gibe z obema udoma, med tem ko opazuje odsev manj prizadetega uda v ogledalu, ki zakriva pogled na bolj prizadeti ud [34]. Terapija z ogledalom omogoča “pravilne” senzorične povratne informacije, ki so pomembne za senzorno-motorično integracijo in okrevanje [35, 36]. Ena izmed novejših metod dvoročne vadbe vključuje *predhodno aktivacijo motoričnega sistema* pred samo fizično vadbo [37]. Pacient izvaja dvoročno vadbo, kjer z manj prizadetim udom razgibava bolj prizadetega, in šele nato začne z aktivno vadbo prizadetega uda. Na tem mestu bi posebej izpostavili metode dvoročne terapije z uporabo *dvoročnih mehanskih sistemov*.

1.3 Dvoročni mehanski sistemi v rehabilitaciji

Mehanske naprave za dvoročno vadbo predstavljajo pomemben dodatek h klasični vadbi s pomočjo terapevta. Uveljavljajo se kot pomoč pri vadbi in kot merilne naprave za objektivno ocenjevanje vadbe. Med robotskimi napravami je bilo razvitih nekaj takih, ki omogočajo dvoročno vadbo. Prvi tak primer je Mirror Image Movement Enabler (MIME), ki poleg enoročne robotske vadbe podpira tudi dvoročno [38]. Bolj prizadeto roko podpira 6-osni industrijski robot. Manj

prizadeta roka je med dvoročno vadbo vpeta v pasivni mehanski sistem, ki meri trenutno pozicijo in orientacijo roke in ju z robotom zrcalno preslika na paretično roko. Pacient tako samostojno z neprizadeto roko razgibava paretično roko, kar omogoča varno in intuitivno vadbo. Nadgradnjo kompleksnega robotskega sistema predstavlja sistem ARCMIME [39]. Robota nadomesti bolj preprost mehanski sistem, ki pa po funkcijah in rezultatih ne zaostaja za robotskim. Podoben je tudi sistem, izveden z dvema haptičnima robotoma HapticMaster [40]. Avtorji so pokazali, da je robotsko podprtta dvoročna vadba lahko koristna za osebe z omejenimi motoričnimi sposobnostmi.

Princip preprostega razgibavanja prizadetega uda s pomočjo manj prizadetega je nadgrajen z namensko napravo za dvoročno vadbo [41]. Naprava omogoča gibanje v eni prostostni stopnji: pronacijo podlakti ali dorzalno fleksijo zapestja. Na napravi sta mogoča pasivno razgibavanje in dvoročna vadba z zrcaljenjem položaja ene roke na drugo. Dodatno k temu je mogoč tudi trening, ki upošteva aktivnosti paretične roke – zrcaljenje položaja neprizadete roke na paretično roko se izvede le, če paretična roka izvaja vsaj neko minimalno silo v želeni smeri. S tem naprava spodbuja vsaj delno uporabo paretične roke med dvoročno vadbo.

Simulator dvoročnega dvigovanja bremena (na primer pladnja) predstavlja adaptivni mehanizem z dvema prostostnima stopnjama, ki upošteva delovanje prizadete okončine [42]. Če pri dvigovanju paretična roka ni sposobna opraviti naloge, njeno delovanje nadomesti motor naprave. Kolikor prizadeta roka lahko opravi nalogo, naprava ne posreduje. Naprava ne stimulira uporabe prizadete roke, saj je naloga vedno opravljena neodvisno od napora paretične roke. Bolj napreden dvoročni sistem, ki upošteva delovanje obeh rok, je simulator vožnje (Driver's SEAT)[43]. Sistem je pokazal, da dvoročna naloga (obračanje volana podobno kot v avtu) poveča uporabo paretične roke. Ločeno se merijo sile obeh rok na volan in sistem z ustreznimi algoritmi poskrbi, da izvedba naloge brez aktivacije prizadetega uda sploh ni mogoča. Ob preveliki aktivnosti neprizadete roke se sistem odzove z močno nasprotno silo, ki uporabniku nakazuje, da gibi niso izvedeni pravilno. Cilj je zmanjšati aktivacijo neprizadete roke in s tem spodbuditi uporabo paretične roke – obe roki naj bi delovali enakovredno in usklajeno.

1.4 Hipoteza in cilji doktorske disertacije

Aktivna uporaba prizadetega uda pri dvoročnem gibanju dokazano pozitivno vpliva na proces rehabilitacije motoričnih sposobnosti. Kljub obilici različnih dvoročnih robotsko-merilnih sistemov do danes ni razvitega sistema, ki bi omogočal dvoročno vadbo, kjer bi spodbujali aktivno uporabo prizadetega uda. Potrebne pomoči za uspešno izvedbo giba pa ne bi prispeval robotski sistem, ampak pacientova neprizadeta roka. Sistem, kjer si pacient sam pomaga z neprizadeto roko, je intuitiven, oseba sama nadzira potek vadbe in si jo prilagaja svojim sposobnostim in potrebam. Moderni senzorni sistemi omogočajo objektivno merjenje poteka vadbe in prek naloge v virtualnem okolju vključujejo tudi vizualno in zvočno povratno zanko, ki uporabniku posreduje informacije o uspešnosti vadbe in aktivnosti prizadete roke. Iz izmerjenih kinetičnih in kinematičnih spremenljivk (informacije o silah interakcije in gibanju roke) je mogoče vrednotenje motoričnih sposobnosti pacientovega okvarjenega uda. Na tej osnovi se lahko prilagaja potek, intenzitet in način vadbe, da ustreza potrebam posameznika in njegovim sposobnostim.

Osnovni cilj doktorske disertacije je sinteza in analiza novih pristopov k dvoročni vadbi hemiparetičnih pacientov z namenom razvoja novih učinkovitih sistemov za dvoročno vadbo. Razviti sistemi temelijo na najnovejših kliničnih spoznanjih o motorični rehabilitaciji. Osnovani so na najsodobnejših metodah senzorne integracije in vodenja robotskih mehanizmov v dotiku s človekom. Uporabljene so metode analize, ki omogočajo zaznavanje pacientove hotene aktivnosti in motoričnih sposobnosti.

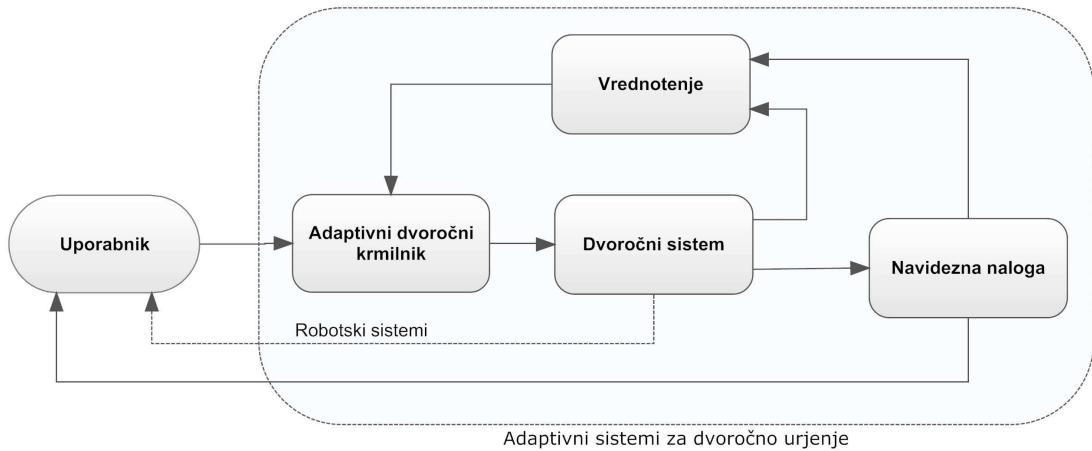
Z razširjenim standardnim robotskim sistemom HapticMaster smo izvedli validacijo koncepta dvoročne vadbe. Neprizadeta roka lahko nudi pomoč paretični, če ta ni sposobna samostojno izvesti giba. Pomoč je adaptivno spreminjača in le tolikšna, kot je to nujno potrebno. Z razvitim prilagojenim robotskim sistemom za dvoročno vadbo smo opravili analizo dvoročnega motoričnega učenja in prenosa naučenih motoričnih vzorcev iz dvoročne vadbe na enoročne motorične sposobnosti. Sistem je manj kompleksen, ampak enako funkcionalen kot razširjen standardni robotski sistem z robotom HapticMaster. Na podlagi izkušenj, pridobljenih s tema dvoročnima robotskima sistemoma, smo razvili sistem za samostojno senzorno podprtou dvoročno vadbo, primeren za klinično vadbo in samostojno vadbo doma, lahko tudi v povezavi s telerehabilitacijo [44]. Neprizadeta roka

nadomesti vlogo robotskega manipulatorja – lahko pomaga, ovira ali se usklajeno giblje s prizadeto roko. Ohranimo pa senzorni del robotskih sistemov in lahko vrednotimo interakcijo med rokama med vadbo, ocenimo napredek in prek navideznega okolja posredujemo povratne informacije pacientu. S senzornim sistemom smo opravili tudi analizo koordinacije rok pri zdravi osebi in osebah z omejenimi gibalnimi zmožnostmi zgornjih ekstremitet.

2. Koncept robotske in senzorno podprte dvoročne vadbe

Osebe s hemiparezo si pri izvajanju vsakodnevnih opravil po potrebi pomagajo z neprizadeto roko in tako posamezne, sicer dvoročne, naloge opravijo pretežno s svojo manj okvarjeno roko. Podobno si lahko tudi pri gibih prizadete roke pomagajo z drugo roko (na primer pri oblačenju). Ta medsebojna pomoč neprizadete roke pri gibanju okvarjene roke je osnova predstavljenega koncepta adaptivne dvoročne vadbe. Uporabnik si pri treningu okvarjenega uda sam pomaga z manj prizadetim udom, istočasno pa dvoročni sistem meri in vrednoti to interakcijo med udoma.

Cilj je razviti koncept rehabilitacije, kjer si pacient intuitivno pri gibanju pomaga z neprizadetim udom, hkrati pa bi čim bolj spodbudili aktivno uporabo prizadete okončine. Adaptivni algoritmi bi omogočili le tolikšno pomoč neprizadete roke, kot jo prizadeta roka potrebuje za uspešno izvedbo želenega giba. Za učinkovito okrevanje je potrebna aktivna uporaba prizadetega uda v največjem mogočem obsegu, kot to dovoljujejo pacientove motorične sposobnosti. Že majhna pomoč neprizadete roke pa lahko olajša oziroma celo omogoči uspešno izvedbo naloge. S pozitivnim pristopom namreč lahko povečamo motivacijo osebe za opravljanje vadbe, s čimer je le-ta bolj učinkovita, kar se potem kaže tudi na hitrejšem in boljšem okrevanju. Na pomoč lahko vplivamo s prilagajanjem navidezne naloge ali s spremnjanjem prispevka posameznega uda na dvoročne gibe. V aktivnih sistemih lahko prilagajamo vpliv neokvarjenega uda, s čimer spremnjam delež pomoči. Na sliki 2.1 je predstavljen koncept dvoročnega adaptivnega sistema za dvoročno vadbo. Oseba izvaja nalogo z dvoročnim sistemom in glede na podatke, pridobljene iz mehanizma in navidezne naloge, ocenimo izvedbo naloge in temu primerno prilagodimo njen potek. Robotski sistemi lahko poleg nudenja vizualnih informacij tudi fizično vplivajo na delovanje uporabnika (omejujejo gibanje, spreminjajo delež pomoči neokvarjene roke), vendar aktivno ne



Slika 2.1: Koncept adaptivne dvoročne vadbe. Robotski sistemi lahko neposredno delujejo na uporabnika.

asistirajo pri gibanju. Na drugi strani lahko senzorni sistemi samo posredujejo izbrane informacije uporabniku prek navidezne naloge z vidno povratno povezavo.

V prvi fazi smo preverili izvedljivost predlaganega koncepta z razširjenim standardnim robotskim mehanizmom, prilagojenim za dvoročno vadbo (slika 2.2 a), s katerim smo empirično primerjali sposobnosti prizadete roke z neprizadeto in njen napredok. Standardni robotski sistem smo izbrali, ker lahko z njim nadziramo ali celo omejimo določene spremenljivke, ki nastopajo med dvoročnimi gibi. Da bi poenostavili nalogu in omogočili lažje vrednotenje patientovih gibov, je bilo potrebno z robotom omejiti število prostostnih stopenj gibanja. Implementirani adaptivni algoritem vodenja robota omogoča, da se delež pomoči neprizadete roke prilagaja zmožnostim paretične roke. Adaptivni algoritem vodenja ima to lastnost, da neprizadeto roko dodatno obremeniti. Na ta način želimo spodbuditi uporabo prizadete roke, hkrati pa omogočiti pomoč le, če je ta res potrebna. Robotski mehanizem samo zagotavlja potrebno razmerje aktivnosti obeh rok in aktivno ne assistira pri gibanju prizadetega uda.

V drugi fazi smo želeli opremo poenostaviti in hkrati obdržati uporabljen koncept adaptivne dvoročne vadbe. Za namen aktivne dvoročne vadbe smo razvili prilagojen robotski sistem (slika 2.2 b), ki ima podobne lastnosti, vendar je njegova zgradba precej bolj preprosta, je cenejši in njegova uporaba je lažja. Njegova zgradba je primerna za uporabo tudi v rehabilitacijskih ustanovah in



Slika 2.2: Vadba z razširjenim standardnim robotskim sistemom za dvoročno urjenje (a) in prilagojenim robotskim sistemom za dvoročno urjenje (b) ter vadba s sistemom za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo (c).

ne le raziskovalnih skupinah, kjer se običajno nahajajo rehabilitacijski robotski mehanizmi. S prilagojenim sistemom smo analizirali mehanizme, odgovorne za dvoročno učenje gibov, in povezave med dvoročno vadbo ter funkcijo okvarjenega uda. Ti mehanizmi nam pomagajo razumeti ozadja dvoročne rehabilitacije.

V tretji fazi smo razvili sistem za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo (slika 2.2 c), kjer pomoč robotskega manipulatorja nadomestimo z neprizadeto roko in podobno kot običajni robotski sistemi omogoča vrednotenje gibanja. Razvit sistem je varen, preprost za uporabo in primeren za nadzorovano vadbo v kliničnem okolju kot tudi za samostojno uporabo na domu, tudi v povezavi s telerehabilitacijo.

3. Razširjen standardni robotski sistem za dvoročno urjenje

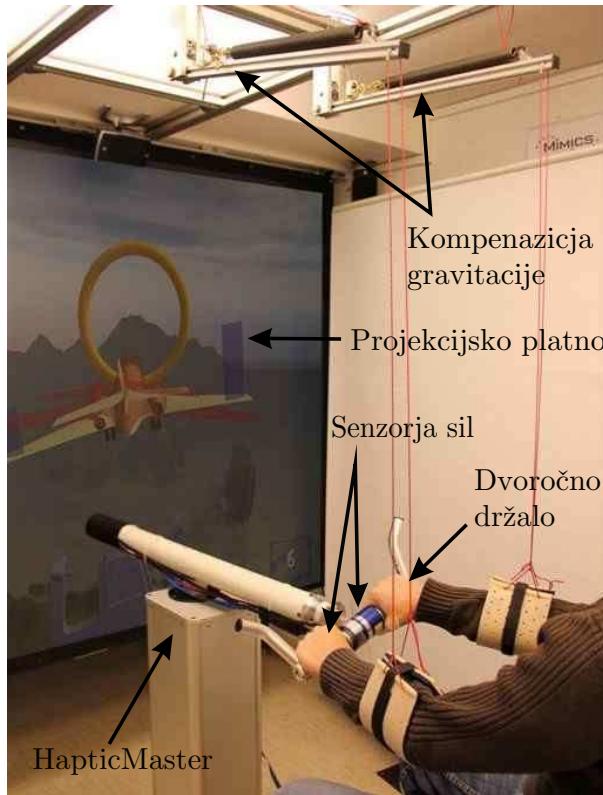
Novejši robotski mehanizmi asistirajo pri gibih pacienta le toliko, kolikor je to potrebno, in tako svoje delovanje prilagajajo lastnostim posameznika [23]. Taki mehanizmi pri vodenju upoštevajo pacientove namene in vložen trud ter ne vsiljujejo vnaprej definiranega gibanja. Tako se robotska pomoč prilagaja aktivnosti, ki jo izkazuje pacient. Za določitev pacientovih namenov in zmožnosti je potrebna trenutna ocena sil interakcije med pacientom in robotom. Pri dvoročni vadbi lahko zmožnosti okvarjenega uda ocenimo iz primerjave sil obeh zgornjih udov.

Dvoročno vadbo, ki stimulira usklajeno gibanje obeh rok, lahko nadgradimo s prilagodljivim mehanizmom pomoči, ki temelji na predstavljenem konceptu adaptivne pomoči manj prizadetega uda med gibanjem okvarjenega uda. V okviru doktorskega dela smo opravili razvoj in validacijo sistema za dvoročno vadbo pri pacientih s hemiparezo z implementiranim adaptivnim spremnjanjem deleža pomoči neokvarjenega uda. Če pacient ni zmožen usklajeno delovati z obema rokama, adaptivna robotska pomoč poveča prispevek neokvarjene roke in tako zmanjša potreben trud s paretičnim udom.

3.1 Metode

3.1.1 Strojna oprema

Uporabljen dvoročni sistem temelji na haptičnem robotu HapticMaster (*FCS Control Systems*) [45]. Robot HapticMaster se je v preteklosti že izkazal kot primeren za raziskave motoričnih sposobnosti zgornjih udov [14, 46]. Tri prostostne stopnje smo nadgradili z aktivno osjo na vrhu robota. Dodatek omogoča aktivno rotacijo vrha robota okoli vodoravne osi. Dvoročno držalo, pritrjeno na vrhu robotskega manipulatorja (slika 3.1), neodvisno meri sile obeh rok z upo-



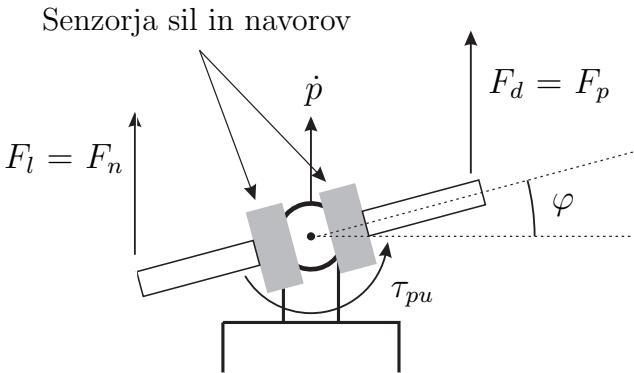
Slika 3.1: Oseba med dvoročno vadbo z razširjenim standardnim robotskim sistemom.

rabo dveh senzorjev sil in navorov (50M31, JR3 Inc.). Dvoročno držalo (slika 3.2) se z ustreznim zasukom odziva na uporabnikovo delovanje – vrti se kot volanski obroč in lahko aktivno nasprotuje delovanju preiskovanca. Zasuk držala lahko onemogočimo in tako dovolimo tudi enoročno vadbo s poljubno roko.

Robot je v danem sistemu uporabljen za omejitve trajektorij gibanja in merjenje lege dvoročnega držala. Opisani mehanizem ne pomaga aktivno pacientu med vadbo, temveč le zagotavlja nastavljiv upor izvedenim gibom (navidezne vztrajnosti, trenje) in želeno razmerje sil obeh rok. K aktivnemu robotskemu mehanizmu je dodatno izveden mehanizem za pasivno kompenzacijo teže preiskovančevih zgornjih udov (slika 3.1) [47].

3.1.2 Naloge

Kot so predstavili Johnson in sod. [43], je naloga upravljanja volanskega obroča primerna za dvoročno vadbo pacientov po možganski kapi. Njihov glavni cilj

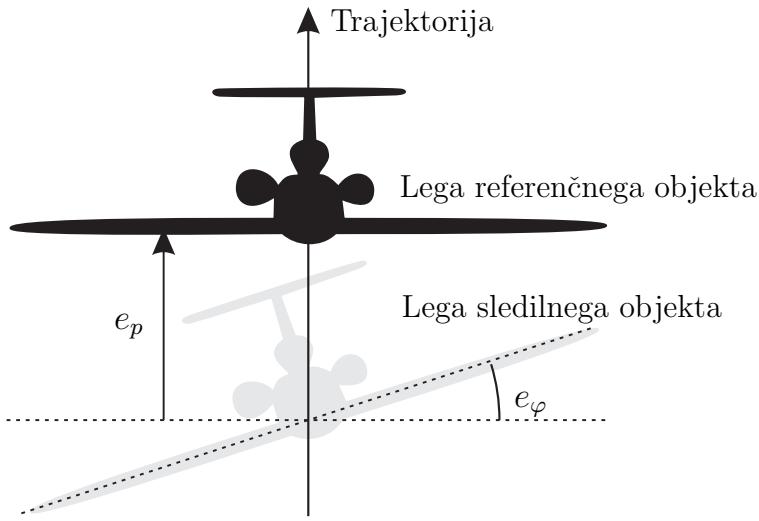


Slika 3.2: Dvoročno držalo, pritrjeno na vrh robota z dvema neodvisnima senzorjema sil in navorov. Na sliki so predstavljene tangencialne sile v smeri želenih gibov za osebe z desno hemiparezo (F_l – sila leve roke; F_d – sila desne roke; F_p – sila paretične roke; F_n – sila neprizadete roke). Prikazani so še: orientacija dvoročnega držala φ , hitrost vrha robota v želeni smeri \dot{p} in navor τ_{pu} , s katerim uporabnik deluje na držalo.

je bil spodbuditi izvajanje pravilnih sil obeh rok za izvedbo skupne dvoročne naloge. S predstavljenim pristopom želimo uporabljene metode še nadgraditi. Želimo spodbuditi koordinirano uporabo obeh rok med dvoročno nalogo sledenja. Uporabniku omogočimo gibanje v dveh prostostnih stopnjah, za razliko od ene prostostne stopnje naloge v sistemu *The Driver's SEAT* [43]. Dopolnjen pristop dovoljuje občutno večje obsege gibov, spodbuja aktivacijo specifičnih mišic roke in uporablja funkcijo rotacije dvoročnega držala samo za povečanje koordinacije med rokama.

Naloge so bile zasnovane za izvedbo v sagitalni ravnini pred vadečo osebo v prevladujoči navpični ali vodoravni smeri, odvisno od tipa naloge. Princip naloge sledenja je predstavljen na sliki 3.3. Referenčni objekt (letalo) se giblje po vnaprej določeni trajektoriji s konstantno (vodoravno) orientacijo. Cilj naloge je sledenje premikom referenčnega objekta s premikanjem vrha robota, ki ga predstavlja sledilni objekt. Uporabnik mora koordinirano uporabljati obe roki, da zagotovi neprekinjeno vodoravno orientacijo sledilnega objekta in hkratno sledenje referenčnemu objektu.

Če okvarjena (šibkejša) roka ni sposobna zadovoljivo izvajati gibov, sile neokvarjene (močnejše) roke zmanjšamo z adaptivnim faktorjem, s čimer želimo spodbuditi uporabo okvarjenega uda. Faktor je odvisen od orientacijske napake e_φ



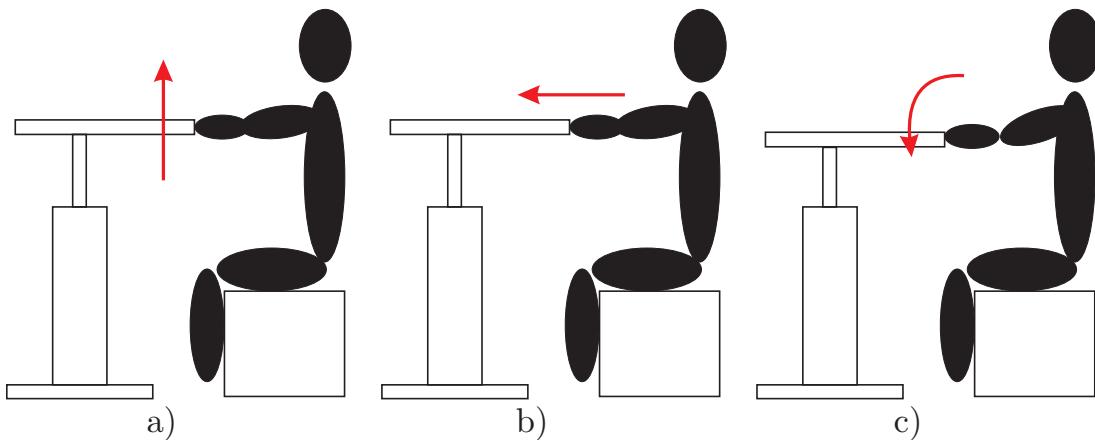
Slika 3.3: Naloga sledenja.

– razlike orientacij referenčnega in sledilnega objekta. Z zmanjšanjem vpliva sil neokvarjenega uda se potrebna skupna sila za uspešno izvedbo naloge poveča. Če se potrebna skupna sila preveč poveča in oseba ne more slediti poziciji referenčnega objekta, potem skupno potrebno silo zmanjšamo odvisno od napake sledenja e_p . Napaka sledenja je definirana kot razlika med pozicijo referenčnega in sledilnega objekta.

Za spodbujanje aktivnosti različnih mišičnih skupin so bili razviti trije tipi gibov (slika 3.4). Robot služi le za omejitev gibanja vrha na vnaprej določeno trajektorijo izbrane naloge:

- Vertikalni gib:* Fleksija ramenskega sklepa z iztegnjenim komolcem.
- Horizontalni gib:* Ekstenzija komolčnega sklepa in protrakcija ramenskega obroča.
- Ekstenzija komolca:* Izolirana ekstenzija komolčnega sklepa, nadlahti ob telesu.

Vsaka naloga je razdeljena na dva dela: *stimuliran gib*, nakazan s puščico na sliki 3.4, in *povraten gib* v nasprotni smeri. Stimulirani gib spodbuja aktivacijo manj aktivnih mišičnih skupin, saj mora pacient premagati upor, ki ga generira robot. V povratnem gibu upora ni, saj imajo mišične skupine, ki gibljejo roko v povratno smer, pri pacientih po možganski kapi običajno že povišan mišični tonus [48].



Slika 3.4: Tipi gibov z razširjenim robotskimi sistemom: a) vertikalni gib; b) horizontalni gib; c) ekstenzija komolca.

Poleg dvoročnega načina sta bila izvedena še dva enoročna načina vadbe z namenom validacije sistema. Enoročna načina zahtevata uporabo le paretičnega oziroma le neprizadetega uda. Da je izvedba mogoča, je v enoročnem načinu rotacija dvoročnega držala onemogočena v začetni vodoravni legi. V nasprotju z dvoročno vadbo se enoročna vadba osredotoča le na pozicijsko sledenje in ne na ohranjanje orientacije sledilnega objekta. Enoročen način omogoča objektivno ocenjevanje gibalnih sposobnosti v okviru predpisanih nalog.

3.1.3 Vodenje

Vodenje robotskega sistema za dvoročno urjenje je zasnovano v programskem okolju Matlab Simulink. Poganja se na računalniku z okoljem xPC Target, ki nam zagotavlja vodenje sistema v realnem času.

Vodenje adaptivne pomoči

Glavni cilj samostojne adaptivne pomoči je omogočiti pomoč neprizadete roke, ko je to potrebno. Če okvarjen ud ne zmore izvajati naloge enako dobro kot neokvarjeni ud, lahko neokvarjena roka pomaga z večjim deležem k skupnemu dvoročnemu gibu. Tako se prispevek sil neokvarjene roke (ozioroma razmerje sil obeh rok) v skupnem gibu spreminja, odvisno od uspešnosti izvajanja naloge. Vedno pa težimo k temu, da okvarjena roka aktivno sodeluje pri gibanju in prispeva največji možni delež pri skupnem gibanju, ki še omogoča uspešno izvedbo

naloge.

V robotskem krmilniku uporabimo izmerjene in nespremenjene sile okvarjene roke. Sile neokvarjene roke pa predhodno skaliramo (zmanjšamo) za adaptivni skalirni faktor K_φ . Tako dobljene navidezne sile se uporabijo v robotskem krmilniku in jih definiramo kot

$$F_n^* = K_\varphi F_n, \quad (3.1)$$

$$F_p^* = F_p, \quad (3.2)$$

pri čemer sta F_n in F_p izmerjeni tangencialni sili (skalarni vrednosti) neokvarjene in okvarjene roke v smeri želenega giba. F_n^* in F_p^* sta pripadajoči navidezni sili neokvarjene oziroma okvarjene roke ter K_φ je adaptivni skalirni faktor, ki skalira izmerjene silo neokvarjene roke v navidezno silo neokvarjene roke.

Adaptivna pomoč je v diskretnem trenutku k določena s preprostim algoritmom učenja [49]

$$K_\varphi(k) = (1 + \mu_\varphi)K_\varphi(k - 1) - g_\varphi e_\varphi(k), \quad (3.3)$$

pri čemer je $K_\varphi(k)$ rotacijski adaptivni faktor v diskretnem časovnem trenutku k in $e_\varphi(k)$ je orientacijska napaka sledilnega objekta v istem trenutku. Pozitivna napaka e_φ je določena kot napaka zasuka, ko neokvarjena roka izvaja večje sile kot okvarjena. Za osebe s prizadeto desno stranjo je pozitivna napaka določena v smeri vrtenja urinega kazalca. Za osebe z levo hemiparezo je pozitivna smer ravno nasprotna – v nasprotni smeri vrtenja urinega kazalca. μ_φ je faktor pozabljanja in g_φ je faktor učenja. Vrednosti ojačanj μ_φ in g_φ sta določeni eksperimentalno. Pozitivno učenje ($e_\varphi < 0$ – paretična roka izvaja večje sile kot neprizadata) je dovoljeno, a so vrednosti K_φ omejene na $0,2 \leq K_\varphi \leq 1$.

Robot HapticMaster je admitančno voden haptični vmesnik – robota vodimo z delovanjem sile na vrh robota [50]. Ker je sistem dvoročen, s seštevkom navideznih sil obeh rok dobimo skupno silo vodenja F_c

$$F_c = F_p^* + F_n^* = F_p + K_\varphi F_n. \quad (3.4)$$

Ker je sila neokvarjene roke zmanjšana za faktor K_φ , je tudi skupna sila vodenja zmanjšana. S tem povečamo potrebno silo uporabnika za vodenje admitančnega mehanizma. To je običajno zaželeno, saj na ta način spodbujamo uporabo okvarjenega uda. Če potrebna sila preveč naraste, se lahko zgodi, da

oseba ni več sposobna slediti gibanju referenčnega objekta. Zato vpeljemo pozicijski adaptivni faktor K_p , ki po potrebi zmanjša ta pojav.

$$K_p(k) = (1 - \mu_p)K_p(k - 1) + g_p e_p(k), \quad (3.5)$$

pri čemer velja $K_p \geq 1$. μ_p in g_p sta eksperimentalno določeni ojačanji (faktorja pozabljanja in učenja) ter e_p je pozicijska napaka med referenčnim in sledilnim objektom. Če sledilni objekt zaostaja za referenčnim, je napaka e_p pozitivna, v nasprotnem primeru pa negativna. Adaptivna sila vodenja uporabljena v robotske krmilniku, je nato definirana kot

$$F_c^* = K_p(F_p^* + F_u^*) = K_p(F_p + K_\varphi F_u). \quad (3.6)$$

V kolikor napaka sledenja e_p naraste, faktor K_p delno izniči pojav povečane potrebne skupne sile, ki nastane zaradi faktorja K_φ , vendar istočasno to ne spremeni razmerja rok, ki ga definira K_φ . To zagotovi, da se skupni potrebni napor oben rok preveč ne poveča, če oseba ni sposobna ustrezno opravljati naloge.

Zaradi zgradbe sistema med vodoravnimi gibi ne prihaja do rotacij dvoročnega držala in se tudi rotacijski adaptivni faktor ne spreminja ($K_\varphi = 1$). Med enoročno vadbo je adaptivna pomoč onemogočena. Oba adaptivna faktorja sta konstantna in nastavljena na svoji začetni vrednosti, $K_\varphi = 1$ in $K_p = 1$.

Admitančno vodenje robota

Navidezna sila F_c^* , ki je definirana po enačbi (3.6), je uporabljena v admitančnem krmilniku HapticMaster robota. Pozicijo in hitrost vrha robota vodimo s preprostim dinamičnim modelom drugega reda

$$F_c^* = m\ddot{p}_r + b\dot{p}_r, \quad (3.7)$$

pri čemer je m navidezna masa vrha robota, b je navidezno dušenje in p_r je referenčna pozicija vrha robota.

Referenčna pozicija p_r in referenčna hitrost \dot{p}_r robota (enačba (3.7)) sta uporabljeni v robotovem standardnem proporcionalno-diferencialnem (PD) pozicijskem regulatorju [51], ki ga na tem mestu ne bomo razlagali.

Model volanskega obroča

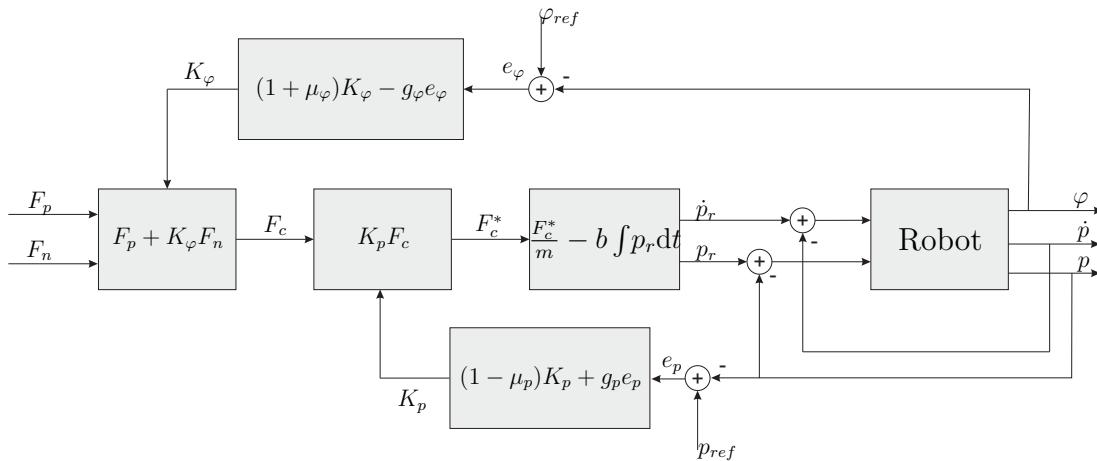
Uporabljen je bil dinamični model navideznega volanskega obroča, s katerim zagotovimo pravilne odzive dvoročnega držala. Model opisuje odzive volana na sile (navore), s katerimi uporabnik deluje nanj

$$\tau_{pu} = I\ddot{\varphi}_r + B\dot{\varphi}_r + K\varphi_r, \quad (3.8)$$

$$\tau_{pu} = r(F_d^* - F_l^*). \quad (3.9)$$

Spremenljivka φ_r definira referenčno orientacijo volana. Model drugega reda opisuje odzive volana preko vztrajnosti (I), rotacijskega dušenja (B) in togosti (K). r označuje dolžino držala od osi vrtenja do točke prijema roke ($r = 15$ cm). Navidezni sili leve in desne roke sta definirani kot $F_l^* = F_p^*$ in $F_d^* = F_n^*$ za osebe z levo hemiparezo ter $F_l^* = F_n^*$ in $F_d^* = F_p^*$ za osebe z desno hemiparezo. φ_r in $\dot{\varphi}_r$ sta določeni iz enačbe (3.8) ter uporabljeni kot referenci za PD-regulator orientacije vrha robota.

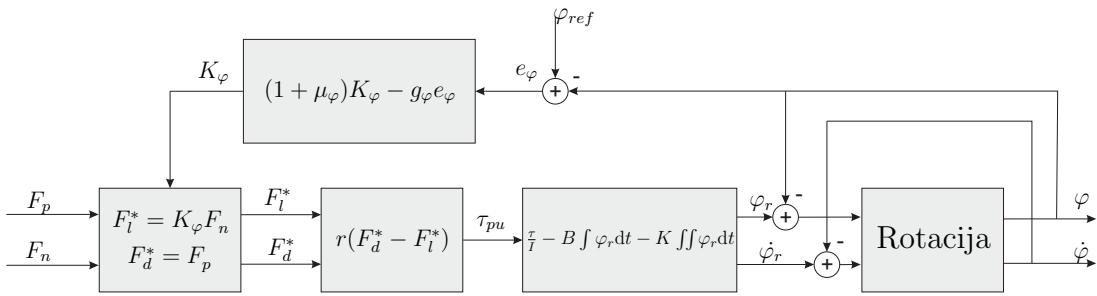
Regulator vodenja pozicijskega dela razširjenega standardnega robotskega sistema je povzet na sliki 3.5. Na sliki 3.6 je predstavljena zgradba regulatorja rotacijske stopnje za primer osebe z desno hemiparezo.



Slika 3.5: Shema vodenja pozicijskega dela razširjenega standardnega sistema za dvoročno vadbo.

3.1.4 Navidezno okolje

Za povečanje motivacije med vadbo smo s programskim paketom Unity3D (*Unity Technologies* [52]) razvili virtualni simulator letenja (slika 3.7). Na zaslonu sta



Slika 3.6: Shema vodenja rotacijske stopnje razširjenega standardnega sistema za dvoročno vadbo. Prikazan je primer za osebe z desno hemiparezo.

prikazani dve letali. Rahlo prosojno rdeče letalo predstavlja referenčni objekt, ki se giblje po vnaprej določeni trajektoriji, neodvisno od delovanja uporabnika. Drugo, rumeno letalo, predstavlja lego sledilnega objekta, ki sovpada z lego dvoročnega držala. Kot dodatna pomoč sta na krilih sledilnega letala prikazana dva stolpca, višina katerih ponazarja silo določenega uda v smeri želenega giba. Smer letenja ponazarjajo rumeni krogi.



Slika 3.7: Virtualna naloga letenja: a) vizualizacija med vertikalno nalogo in iztegom komolca; b) vizualizacija med horizontalnim gibom.

V horizontalni nalogi smo vizualizacijo nekoliko spremenili (slika 3.7 b), saj na držalo delujejo predvsem horizontalne sile, ki ne vplivajo na rotacijo držala. Zato onemogočimo rotacijo držala in v vizualizaciji zamenjamo rotacijo okoli horizontalne osi (nagib) z rotacijo okoli vertikalne osi (odklon). Kot odklona izračunamo po enačbah, ki sta ekvivalentni enačbam (3.8) in (3.9).

Pred pričetkom dvoročne vadbe so dobili preiskovanci navodilo, da s sledilnim

letalom (rumeno letalo) sledijo gibanju referenčnega letala (rdeče letalo) in ohranljajo njegovo horizontalno orientacijo – torej letalo naj leti naravnost. To storijo s simetrično uporabo sil obeh rok. Pred enoročno vadbo je bilo edino navodilo, naj sledijo referenčnemu letalu, saj je bil zasuk držala onemogočen.

3.1.5 Preiskovanci in eksperimentalni protokol

V študiji so sodelovali štirje pacienti s hemiparezo v kroničnem obdobju po možganski kapi (P1–P4). Osnovni podatki o pacientih so predstavljeni v tabeli 3.1.

Tabela 3.1: Značilnosti štirih pacientov s hemiparezo po možganski kapi.

Osebni podatki / Pacient	Pacient 1	Pacient 2	Pacient 3	Pacient 4
	P1	P2	P3	P4
Spol	ženski	moški	ženski	ženski
Starost (leta)	42	50	47	45
Čas po možganski kapi (leta)	11,5	6	5	13
Prizadeta stran telesa	desna	desna	leva	desna

Za določitev ravni težav pri gibanju okvarjenega uda smo z Modificirano modificirano Ashworthovo lestvico [53] pred začetkom vadbe ocenili tonus mišic. Z lestvico ocenjevanja motoričnih funkcij oseb po možganski kapi (MAS) [54, 55] pa smo pred začetkom študije ocenili gibalne funkcije zgornjega uda. Večjih omejitev v pasivnih obsegih gibljivosti sklepov zgornjega uda nismo opazili. Pacienti so imeli lahno (ocena 1) do zmerno (ocena 2) povišan tonus v mišicah adduktorjih in notranjih rotatorjih ramenskega sklepa, fleksorjih komolčnega sklepa in fleksorjih zapestja in prstov ter v nekaterih drugih mišicah. Pri P2 je bil med ocenjevanjem tonusa prisoten tudi klonus (tabela 3.2). Vsi pacienti so bili sposobni izvesti aktivnosti s področja MAS “Funkcije ramenskega obroča in zgornjega dela roke”, vendar pa so se ocene med njimi značilno razlikovale (od minimalne (cena 1) do normalne izvedbe (ocena 6)). Dva pacienta sta bila sposobna izvesti naloge s področja “gibi roke” in le en pacient je izvedel naloge s področja “zahtevnejših aktivnosti roke” pri MAS. Gibalne funkcije zgornjega uda so bile najbolj prizadete pri P2, sledijo P1, P3 in P4 (tabela 3.3).

Cilj vadbe je spodbuditi aktivnost nekaterih, po možganski kapi pogosto ok-

Tabela 3.2: Mišični tonus, ocenjen z Modificirano modificirano Ashworthovo lestvico: 0 = normalen; 1 = lahno povišan; 2 = zmerno povišan; 3 = močno povišan; 4 = rigidno.

Mišična skupina / Pacient	Pacient 1	Pacient 2	Pacient 3	Pacient 4
	P1	P2	P3	P4
Adduktorji ramenskega sklepa	2	0	2	0
Abduktorji ramenskega sklepa	1	0	0	0
Notranji rotatorji ramenskega sklepa	1	2	1	1
Zunanji rotatorji ramenskega sklepa	1	0	0	0
Fleksorji komolčnega sklepa	2	1	1	2
Ektenzorji komolčnega sklepa	0	1	0	0
Fleksorji zapestnega sklepa in prstov	2	1 ¹	0	0
Fleksorji prstov II.–V.	0	2 ²	3	1
Fleksorji palca	2	0	0	0

¹ Klonus, se izčrpa po nekaj kontrakcijah. ² Klonus, se izčrpa po več kontrakcijah.

Tabela 3.3: Motorične funkcije zgornjega uda, ocnjene z lestvico ocenjevanja motoričnih funkcij oseb po možganski kapi (MAS): ocena 0 = izvedba ni mogoča; ocena 6 = normalna izvedba.

Funkcija / Pacient	Pacient 1	Pacient 2	Pacient 3	Pacient 4
	P1	P2	P3	P4
Funkcija ramenskega obroča in zgornjega dela roke	3	1	4	6
Gibi roke	0 ¹	0	3	6
Zahtevnejše aktivnosti roke	0	0	0	2

¹ Izvede za oceno 4, za ocene 1–3 pa ne.

varjenih, mišičnih skupin (fleksorji ramenskega sklepa, protractorji ramenskega obroča in ekstenzorji komolčnega sklepa). Pri tem pa ne želimo spodbujati aktivnosti čezmerno aktivnih mišičnih skupin, vključno s tistimi, v katerih je prisoten povišan mišični tonus.

Vsek preiskovanec je opravil dve enoti vadbe na teden v časovnem obdobju štirih tednov – skupaj torej osem enot vadbe. Vsaka vadbena enota je bila sestavljena iz treh predhodno opisanih nalog, ki so se izvajale po vnaprej določenem

zaporedju: vertikalni gib, horizontalni gib in ekstenzija komolca. Vsako nalogo so preiskovanci najprej opravili enoročno z neokvarjenim zgornjim udom, nato dvoročno z obema udoma in na koncu še enoročno z okvarjenim udom. Za vsako nalogo je preiskovanec v določenem načinu opravil 10 ponovitev. Skupen čas ene vadbene enote je približno 30 minut.

3.1.6 EMG

Elektromiogram (EMG) smo zajemali med eno enoto vadbe za eno osebo (P1), da bi ocenili mišično aktivacijo med dvoročno vadbo. Z meritvami EMG smo hoteli preveriti, ali so izmerjene sile dobra predstavitev dejanske mišične aktivacije. Z uporabo EMG-ja smo opravili primerjavo aktivacije določenih mišičnih skupin paretičnega in neprizadetega uda med enoročno in dvoročno vadbo.

EMG smo zajemali na štirih mišicah (trapezasti, deltasti, dvoglavi nadlaktni in troglavi nadlaktni mišici) na okvarjeni in neokvarjeni roki s frekvenco 4800 Hz [56]. Čeprav bi bila zadostna že frekvenca zajemanja 1000 Hz, smo si želeli zagotoviti zadostno število vzorcev zaradi nadaljnje obdelave zajetega EMG-signala. Elektrode so bile za vsako mišico postavljene na mesta, ki jih določajo smernice SENIAM projekta, ki se ukvarja s standardizacijo metod merjenja EMG-signalov [56]. EMG-signal smo filtrirali s pasovnim filtrom z mejnima frekvencama 20 Hz in 500 Hz, dodatno pa tudi z ozkopasovnim zapornim filtrom pri 50 Hz. Za grafično predstavitev EMG-signalov je bilo določeno tekoče povprečje signala in srednja vrednost vseh desetih ponovitev giba. Signale iste mišice na levi in desni roki smo normirali glede na največjo izmerjeno vrednost sile, ki je bila uporabljena med gibanjem [56]. Neposredna primerjava istih mišic leve in desne roke brez normalizacije ni mogoča zaradi različnih pogojev merjenja (postavitev elektrod, lastnosti površine kože).

3.2 Rezultati

Sile, pozicije in ostale spremenljivke krmilnika smo med celotno vadbo zajemali z vzorčno frekvenco 100 Hz. V poznejši analizi smo upoštevali le stimulirane gibe, saj je to tisti del celotnega giba, ki stimulira aktivacijo prizadetih mišic.

Glavni uporabljeni kriterij za vrednotenje dvoročnega gibanja je *relativna moč*

okvarjenega uda v skupnem dvoročnem gibu. Trenutne moči posameznih rok so določene iz sil, s katerima deluje oseba na držalo, in hitrosti gibanja vrha robota

$$P_l = (\dot{p} - r\dot{\varphi})F_l, \quad (3.10)$$

$$P_d = (\dot{p} + r\dot{\varphi})F_d, \quad (3.11)$$

pri čemer je P_l moč leve roke in P_d moč desne roke. \dot{p} predstavlja translacijsko hitrost vrha robota in $\dot{\varphi}$ rotacijsko hitrost dvoročnega držala.

Relativna moč paretične roke je potem definirana kot

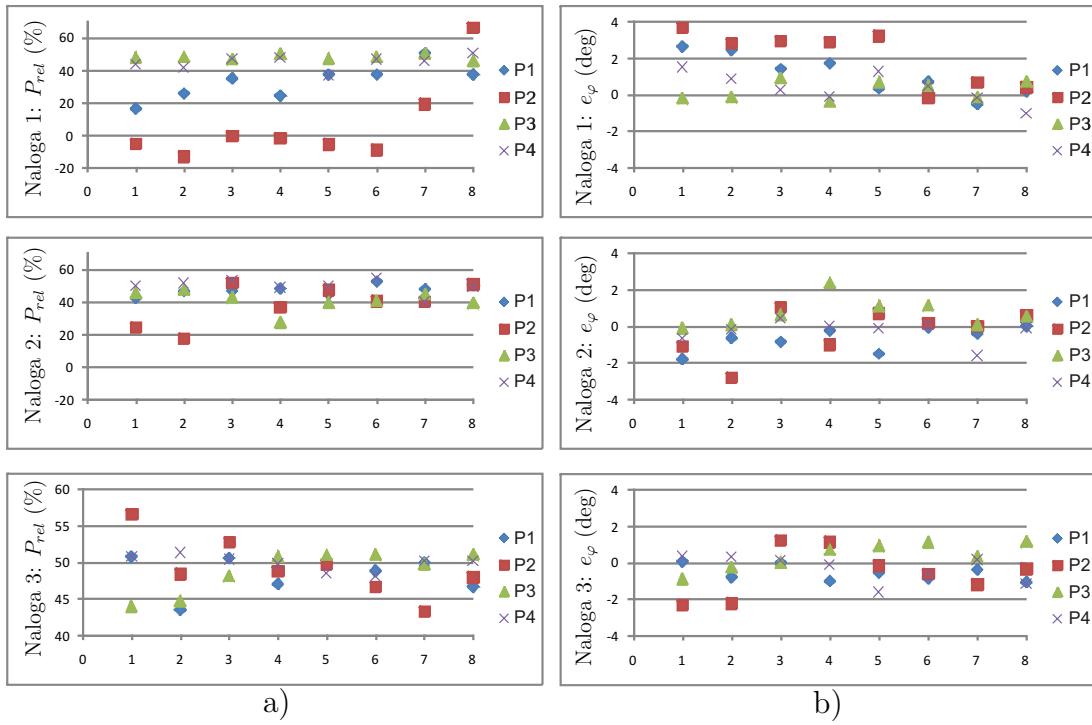
$$P_{rel} = \frac{P_p}{P_p + P_n} \cdot 100 \%. \quad (3.12)$$

Za osebe z levo hemiparezo je moč paretične roke enaka $P_p = P_l$ in moč neprizadete roke $P_n = P_d$. Za osebe z desno hemiparezo velja ravno obratno: $P_p = P_d$ in $P_n = P_l$. Zdrave osebe lahko nalogo izvajajo s $P_{rel} \approx 50 \%$. Izračunali smo povprečno relativno moč za vsak posamezen stimuliran gib. Mediana povprečnih moči za določen tip naloge je bila izračunana za vsako enoto vadbe. S tem smo za vsakega pacienta pridobili informacijo o dnevni aktivnosti okvarjene roke.

Mediane vrednosti relativnih moči P_{rel} so za vse preiskovance in vse vadbane enote predstavljene na slikah 3.8 a na levi strani. Dva preiskovanca sta imela vrednosti P_{rel} blizu 50 odstotkov skozi vseh osem vadbenih enot. Druga dva preiskovanca sta na začetku delovala močnejše z neokvarjenim udom. Z vadbo pa se je tudi njuno razmerje moči uravnotežilo. Tak vzorec opazimo za vertikalnen (naloge 1) in horizontalen gib (naloge 2), med ekstenzijo komolca (naloge 3) pa je razmerje sil okoli 50 odstotkov za vse štiri preiskovance.

Uspešnost izvedbe naloge je bila ocenjena na podlagi pozicijskih in rotacijskih napak sledenja. Pozitivna srednja vrednost rotacijske napake e_φ predstavlja smer vrtenja, ko neokvarjeni ud izvaja večjo silo kot okvarjeni. Na slikah 3.8 b (desno) so predstavljene mediana vrednosti rotacijskih napak e_φ za vse tri naloge po posameznih preiskovancih in vadbah. Večina napak je pričakovano pozitivnih (večje delovanje neokvarjenega uda) in sovpadajo s trendi relativnih moči P_{rel} na slikah 3.8 a.

Slika 3.9 prikazuje kvadratne korene srednjih vrednosti kvadratov (RMS) pozicijskih napak sledenja e_p za različne naloge med dvoročno vadbo. Med osebami prihaja do določenih razlik. Pri prvi nalogi so med prvo enoto vadbe napake dokaj visoke, a se po nekaj nadaljnjih enotah vadbe zmanjšajo in postanejo bolj

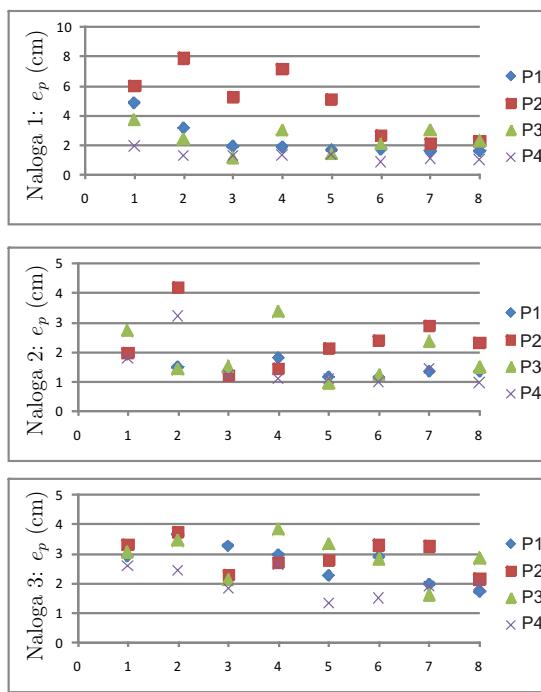


Slika 3.8: Levo: relativna moč okvarjenega zgornjega uda prikazuje, kolikšen delež prispeva okvarjeni ud k celotnemu gibu (graf naloge 3 ima drugačno skalo ordinatne osi); desno: mediana rotacijske napake: za vertikalnen gib (naloga 1) in ekstenzijo komolca (naloga 3) sta predstavljeni rotaciji. Na abscisni osi je predstavljena zaporedna enota treninga.

stalne. Podobno vidimo tudi pri nalogi 2 in osebah P1, P3 in P4. Napake naloge 3 nekoliko bolj nihajo po dnevih, vendar se predvsem pri osebah P1 in P4 opazi zmanjšanje napak sledenja.

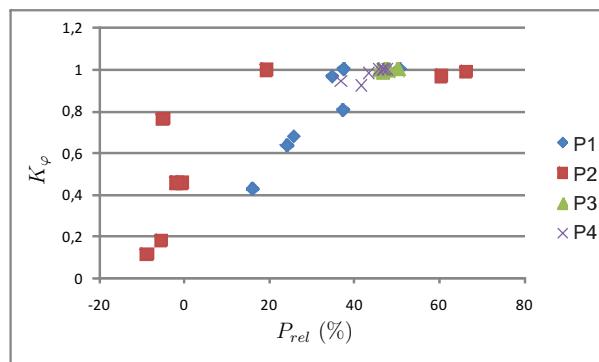
Vrednost adaptivnega faktorja K_φ je med dvoročnimi gibi odvisna od aktivacije posameznih rok in njunega razmerja. Odvisnost K_φ od relativne moči P_{rel} je prikazana na sliki 3.10, kjer so prikazani rezultati za nalogo 1. Med nalogo 3 so vse osebe dobro koordinirale gibanje obeh rok, kar pomeni $P_{rel} \approx 50\%$ in $K_\varphi \approx 1$.

Izvedena je bila primerjava pozicijskih napak sledenja med enoročnim in dvoročnim vodenjem (slika 3.11). Na slikah so predstavljene RMS vrednosti pozicijskih napak za enoročna načina in dvoročen način po posameznih enotah vadbe. Primer preiskovanca z manjšimi težavami pri gibanju je na slikah 3.11 a (pacient P3). Preiskovanca P1 in P4 sta izkazala podobne rezultate kot P3. Po kratkem

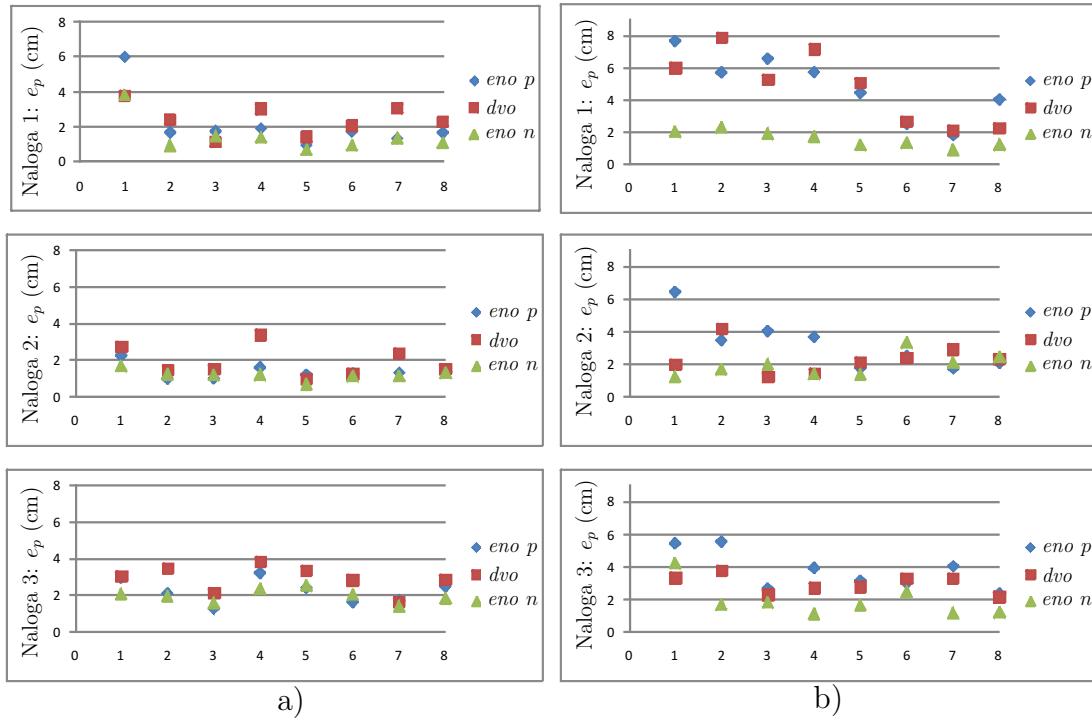


Slika 3.9: Napake sledenja med dvoročno vadbo. RMS-vrednosti napak sledenja za vsakega pacienta (P1–P4) po posameznih nalogah. Posamezne enote vadbe so označene na abscisni osi.

obdobju učenja so se napake zmanjšale v vseh treh načinih pri vseh nalogah. Med posameznimi načini ni večjih razlik, kar nakazuje, da lahko pacienti zadovoljivo uporabljajo svoj okvarjeni ud. Predstavljeni rezultati soppadajo z rezultati motoričnega testiranja (tabeli 3.2 in 3.3). Pri pacientu P2 (slike 3.11 b) lahko opazimo večje razlike med enoročnima vadbama in dvoročno vadbo. Napake



Slika 3.10: Adaptivni faktor K_φ za vse paciente (P1–P4) v odvisnosti od relativne moči P_{rel} za vsak dan vadbe z nalogo 1.

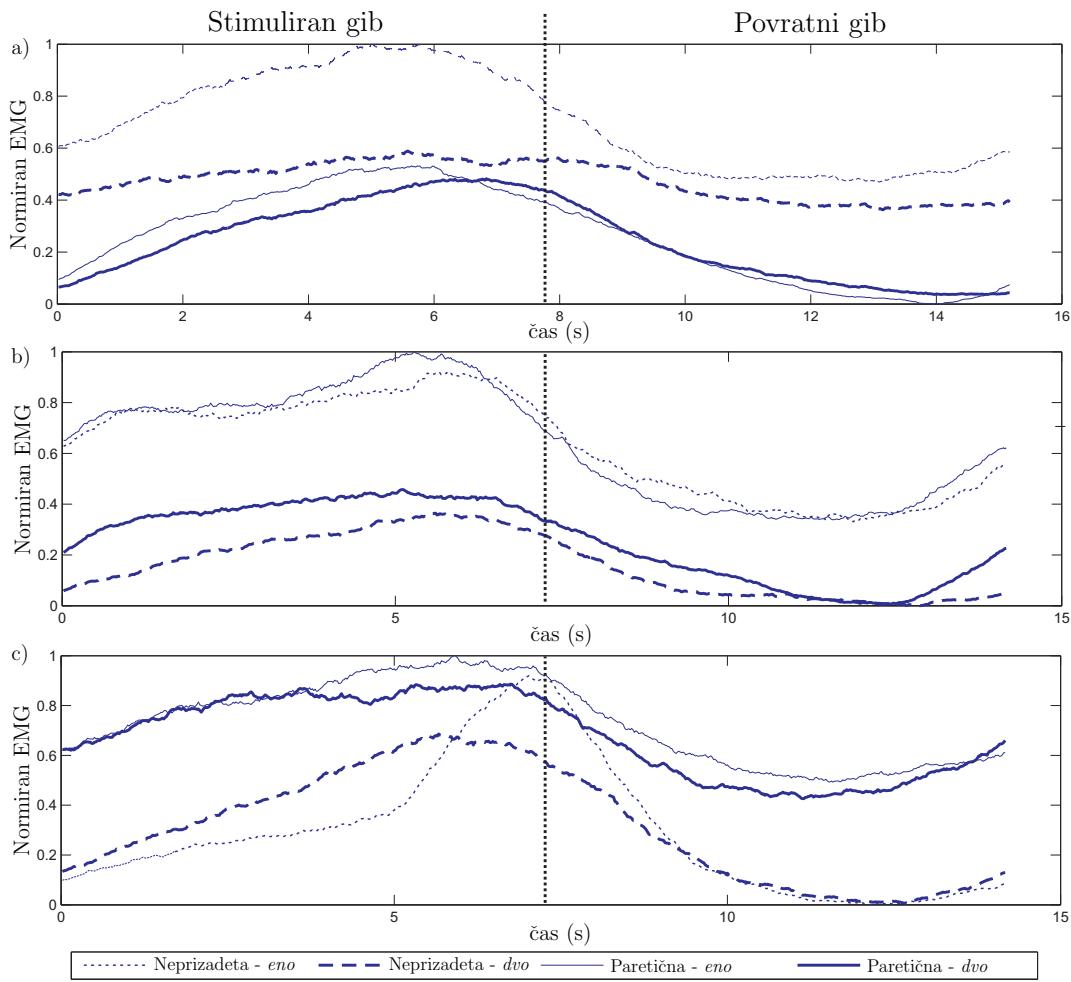


Slika 3.11: Napake sledenja med različnimi tipi vadbe. RMS-napake sledenja za osebi P3 (a) in P2 (b) po posameznih dneh vadbe; enoročni gibi s paretično roko (*eno p*), dvoročni gibi (*dvo*) in enoročni gibi z neprizadeto roko (*eno n*).

dvoročne vadbe so zelo podobne napakam enoročne vadbe z okvarjenim udom in so precej večje od napak enoročne vadbe z neokvarjenim udom.

Filtrirani, normirani in povprečeni EMG-signali deltaste mišice paretične in neprizadete roke pacienta P1 med enoročno in dvoročno vadbo so predstavljeni na sliki 3.12 a. Aktivacije deltaste mišice okvarjenega uda med enoročnimi in dvoročnimi gibi so si podobne. Med dvoročnimi gibi je aktivacija deltaste mišice neokvarjene roke večja kot aktivacija deltaste mišice okvarjene roke. Mediana relativne moči med navpičnimi gibi med to enoto je $P_{rel} = 29,6\%$. Razmerje mišičnih aktivacij obeh rok, določeno iz EMG-signala, je podobno razmerju sil obeh rok, ki delujeta na dvoročno prijemo.

Med vodoravnimi gibi spodbujamo aktivacijo deltaste in trapezaste mišice. Filtrirani, normirani in povprečeni EMG-signali delastih mišic obeh rok so prikazani na sliki 3.12 b. Aktivaciji obeh delastih mišic med dvoročno vadbo sta si podobni, ampak nižji kot aktivaciji med enoročno vadbo. EMG-signal trapezaste mišice (slika 3.12 c) prikazuje, da je stopnja aktivacije paretične roke celo



Slika 3.12: EMG-signali mišic zgornjih ekstremitet med dvoročno vadbo. Potek EMG-signala deltaste mišice med navpičnimi gibi normiranega glede na največjo izmerjeno vrednost sile (a), normiran EMG deltaste mišice (b) in trapezaste mišice (c) med vodoravnimi gibi.

večja od aktivacije neprizadete roke. Med dvoročno in enoročno vadbo ni zaznati večjih razlik pri aktivaciji paretične roke. S slike 3.12 c vidimo večjo aktivacijo okvarjenega uda v primerjavi z neokvarjenim udom. To potrjuje tudi vrednost relativne moči te enote vadbe $P_{rel} = 58,9\%$.

Med ekstenzijo komolca dvoglava nadlaktna in troglava nadlaktna mišica sledita podobnim vzorcem in kažeta usklajeno delovanje obeh rok.

3.3 Razprava

Predstavili smo razvoj in validacijo adaptivnega robotskega sistema za dvoročno vadbo pacientov po možganski kapi. Ena pomembnejših lastnosti sistema je, da dvoročnih nalog ni mogoče izvesti samo z uporabo ene roke. Če pacient uporablja le neprizadeto okončino, se dvoročno držalo zavrti zaradi enostranske sile zasuka. Tega zasuka pa zaradi zasnove sistema ni mogoče kompenzirati z generiranjem ustreznega protinavora z neprizadeto roko. Rezultati vadbe štirih pacientov s hemiparezo kažejo, da se ob nadzoru fizioterapevta izvedba naloge izboljša glede na začetek vadbe.

Slika 3.10 predstavlja odvisnost adaptivnega faktorja K_φ v odvisnosti od deleža moči, ki jo izvaja okvarjeni ud v skupnem dvoročnem gibu. Manjša vrednost relativne moči P_{rel} se odraža tudi v manjši vrednosti faktorja K_φ . Če je prizadeta roka sposobna izvajati vsaj primerljive gibe z neprizadeto roko, potem vrednosti K_φ ostanejo blizu 1. Adaptivni pristop nudenja pomoči med dvoročno vadbo se je izkazal za najbolj koristnega pri osebah z višjimi stopnjami motoričnih okvar. Ko okvarjen ud ni sposoben uspešno izvesti giba, se relativni prispevek neokvarjnega uda temu ustrezno prilagodi. Pri osebah, ki so dvoročne gibe lahko izvajale usklajeno, K_φ ni vplival na gibanje. Vrednosti pozicijskega adaptivnega faktorja K_p so bistveno odstopale od začetne vrednosti $K_p = 1$ le pri pacientu P2. Pri ostalih pacientih je RMS-vrednost napake sledenja e_p ostala pod 3 cm, kjer se vrednost K_p še ni pomembno spremenila.

Dva preiskovanca sta lahko izvajala zahetvano naloge brez večjih napak, saj je $P_{rel} \approx 50\%$ in tako tudi adaptivna pomoč ni bila potrebna (slike 3.8 a). Pri P1 in P2 so se rezultati izboljšali med vadbo in tudi adaptivna pomoč neokvarjenega uda okvarjenemu se je zmanjšala. Opazimo lahko, da je pri P2 okvarjeni zgornji ud sprva celo nasprotoval želenemu gibanju. Do zadnjega termina vadbe so vse osebe pravilno izvajale naloge. Podobno so se zmanjšali tudi povprečni zasuki držala (slike 3.8 b), kar je najbolj opazno pri nalogi 1. Tudi pri pozicijskih napakah sledenja na sliki 3.9 opazimo trend zmanjševanja napak, kar je najbolj opazno pri nalogah 1 in 3. Izboljšanje teh kazalcev uspešnosti predstavlja boljšo izvedbo zadanih nalog in lahko tudi nakazuje izboljšanje motoričnih funkcij posameznih pacientov.

Med primerjavo enoročne (z okvarjeno ali neokvarjeno roko) in dvoročne vadbe

je opazna večja razlika med preiskovanci (slika 3.11). Pri preiskovancih z manjšimi težavami pri gibanju (na primer oseba P3, predstavljena na sliki 3.11 a) so razlike med različnimi načini vodenja manjše. Ko so se osebe navadile na vadbo s sistemom, so lahko izvajale enoročne gibe z okvarjeno roko skoraj tako kot z neokvarjeno. Pri osebi z večjimi težavami (oseba P2 na sliki 3.11 b) pri gibanju pričakovano nastanejo večje razlike. Napake med enoročno vadbo s paretično roko so pomembno večje kot napake med enoročno vadbo z neprizadeto roko. Napake med dvoročno vadbo so podobne napakam med enoročno vadbo s paretično roko, kar lahko namiguje, da paretični gib omejuje sklopljeno dvoročno gibanje obeh rok.

Čeprav smo signale EMG zajemali le med enkratno vadbo z eno osebo, nam ti potrjujejo podatke, pridobljene iz senzorjev sil in pozicij. Sili, ki jih roki izvajata na dvoročno držalo, kažeta enako razmerje aktivacije, kot je določena iz EMG-signala. Aktivacija mišic paretične roke med dvoročno vadbo je vsaj tolikšna kot med enoročno vadbo z okvarjenim udgom. To je pomembna ugotovitev vadbe z razširjenim robotskim sistemom, saj je po aktivaciji mišic dvoročna vadba primerljiva z enoročno.

Raziskave na področju povezav med dvoročno vadbo in samostojnim gibanjem okvarjene roke so pokazale, da dvoročna vadba lahko pospeši rehabilitacijo, vendar svetujejo za najboljše rezultate dodatne enoročne vaje [30]. V okviru vadbe z razširjenim standardnim robotskim sistemom za dvoročno vadbo smo raziskali tudi korelacije med dvoročno vadbo in enoročnim izvajanjem nalog. Pearsonova korelacija [57] sledilnih napak med dvoročno vadbo in enoročno vadbo s paretično roko je statistično značilna ($r = 0,71, p < 0,001$). Ta koreacijski faktor je precej višji kot koreacijski faktor med dvoročno vadbo in enoročno vadbo z neprizadeto roko ($r = 0,39, p < 0,001$), kar potrjuje hipotezo, da dvoročna vadba vpliva na enoročno gibanje okvarjene roke. Enoročna izvedba nalog s paretično roko se je izboljšala, ko se je pomembno izboljšala tudi dvoročna izvedba.

Prejšnji dvoročni robotski sistemi so okvarjeni zgornji ud le razgibavali s pomočjo neokvarjenega. Ta sistem pa spodbuja aktivno uporabo obeh udov, saj izvedba le z neokvarjeno roko ni mogoča. Da naloga ni prezahtevna in istočasno ni prelahka, se sistem prilagaja sposobnostim vsakega posameznika. Pristop je intuitiven in ne zahteva dolgih časov učenja. Kažejo se tudi povezave z drugimi dvoročnimi metodami, kot je recimo vadba z ogledalom [34]. Pri taki vadbi ogle-

dalo omogoča "pravilno" vizualno povratno informacijo o gibanju okvarjenega uda – ogledalo zakriva pogled na paretični ud in uporabniku na njegovem mestu kaže odsev neprizadetega, ki se giblje neovirano. V našem sistemu funkcijo ogledala zamenja robotski sistem, saj omogoča, da se okvarjena roka kljub zmanjšani samostojni funkciji giblje po želenih trajektorijah, kar daje "pravilno" vizualno informacijo o njenem gibanju.

Splošne metode vodenja robotov, ki pri gibu asistirajo le toliko, kot je to nujno potrebno, zahtevajo predvidevanje človekovih hotenih dejanj. Dvoročna vadba ta problem naslavlja neposredno. Pacient uporabi neprizadeti ud, da z njim začne in v nadaljevanju vodi skupen gib obeh rok ter po potrebi pomaga še gibanju okvarjene roke. Uporabljeni principi spodbujajo okvarjeni ud k čim večji aktivaciji in h koordiniranemu gibanju skupaj z neokvarjenim udom.

4. Prilagojeni robotski sistem za dvoročno urjenje

Ljudje imamo pomembno sposobnost, s katero svoje gibanje prilagodimo neznanim dinamičnim silam, ki vplivajo na naše gibanje. V preteklosti je bilo obsežno raziskano učenje motoričnih vzorcev posameznega uda pod vplivom zunanjih motilnih sil [58, 59]. Prav to motorično učenje naj bi bilo pomemben del rehabilitacije po možganski kapi [60]. Podoben pristop so nato povzeli v številnih raziskavah, ki so se ukvarjale s prenosom naučenih gibov z enega uda na drugega [61]. Pri zdravih osebah je prenos naučenih vzorcev odvisen od smeri (proti dominantni roki je prišlo do uspešnega prenosa, proti nedominantni roki pa ne) in tipa giba [61, 62]. Ugotovljeno je bilo tudi, da s postopnim vključevanjem zunanjih motilnih sil zmanjšamo ali celo izničimo vpliv učenja [63].

Roki se med izvajanjem dvoročnih nalog skupaj odzivata kot ena funkcionalna enota, kar nakazuje na njuno medsebojno povezanost [26]. Tako je nekaj raziskav preučilo tudi prenos spretnosti, naučenih dvoročno, na en sam ud [64, 65]. Izvajanje dvoročnih gibov je precej drugačno od enoročnih gibov, saj dvoročno gibanje spodbuja skupno delovanje obeh udov, kar ne moremo trditi za samostojno gibanje ene roke. V teh raziskavah so pokazali delni prenos iz dvoročnih gibov na enoročne gibe dominantnega uda. Dodatne raziskave so ugotovile, da lahko dvoročna vadba ugodno vpliva tako na dvoročno kot tudi enoročno spretnost, ampak istočasno zahteva dodatno enoročno vadbo za dosego optimalnega okrevanja [30].

Različne raziskave preučujejo, kako človeški motorični sistem učinkovito načrtuje in se odziva na gibanje pod različnimi obremenitvami rok med dvoročnimi gibi [66, 67]. Izsledki raziskav kažejo, da se gibi izvedejo na podlagi internih dinamičnih modelov giba. Če se dinamika giba spremeni (na primer, ko na gibanje vplivajo neznane zunanje sile), gibanje na podlagi internega modela ne sledi želeni trajektoriji. Nastale napake sledenja se nato kompenzirajo prek

senzorne povratne zanke. S tem se spremeni tudi interni dinamični model gibanja za uporabo v prihodnjih gibih.

Pri bolnikih s hemiparezo dodatna obremenitev neprizadetega uda lahko poveča povezanost med udoma in pri nekaterih pacientih predstavlja koristno dopolnitev običajni dvoročni vadbi [33]. V tej raziskavi so si ogledali motorične povezave med udoma, vendar ne podajo nobenih informacij, kakšen vpliv ima asimetrična obremenitev dvoročne vadbe na motorično učenje.

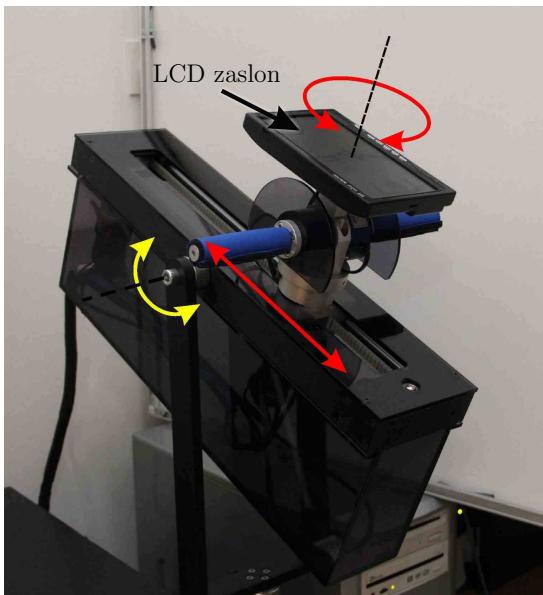
V prejšnjem poglavju smo preverjali vpliv adaptivne dvoročne vadbe na motorične sposobnosti oseb v kronični fazi po možganski kapi. S prilagojenim robotskim sistemom za dvoročno urjenje pa želimo raziskati mehanizme, ki skrbijo za motorično učenje gibov pri zdravih osebah. Cilj je raziskati prenos naučenih vzorcev med dvoročnim urjenjem na enoročne sposobnosti dominantne roke. Dodatno nas zanima vpliv asimetrične razporeditve bremena na prenos naučenih motoričnih vzorcev med dvoročnim urjenjem, saj morda to lahko razloži vlogo adaptivne dvoročne vadbe v rehabilitaciji.

4.1 Metode

4.1.1 Strojna oprema

V prvem delu disertacije smo se osredotočili na dvoročno vadbo z razširjenim standardnim robotskim sistemom za dvoročno urjenje hemiparetičnih oseb. Raziskava je pokazala nekatere prednosti in slabosti komercialnih robotskih sistemov kot orodja za dvoročno vadbo. Potrebni so namreč bolj preprosti, bolj prilagodljivi in nenazadnje tudi cenejši interaktivni sistemi za dvoročno vadbo.

Na sliki 4.1 je prikazan prilagojen robotski sistem za dvoročno urjenje z dvema aktivnima prostostnima stopnjama (rdeči puščici). Prvo stopnjo predstavlja linearna translacija vrha, drugo pa rotacija vrha okrog osi, pravokotne na translacijsko os. Dodatno nam pasivna rotacija omogoča nastavitev naklona celotne naprave (rumena puščica). Enosmerni motor Maxon RE40 z ustreznim reduktorjem GP42C (prestavno razmerje 26 : 1) skrbi za ustrezne odzive dvoročnega držala vzdolž translacijske osi. S podobnim enosmernim motorjem Maxon RE30 z reduktorjem GP32C (prestavno razmerje 23 : 1) pa vodimo rotacijo dvoročnega držala. Največja sila, ki jo motor lahko izvaja vzdolž translacijske osi, je omejena



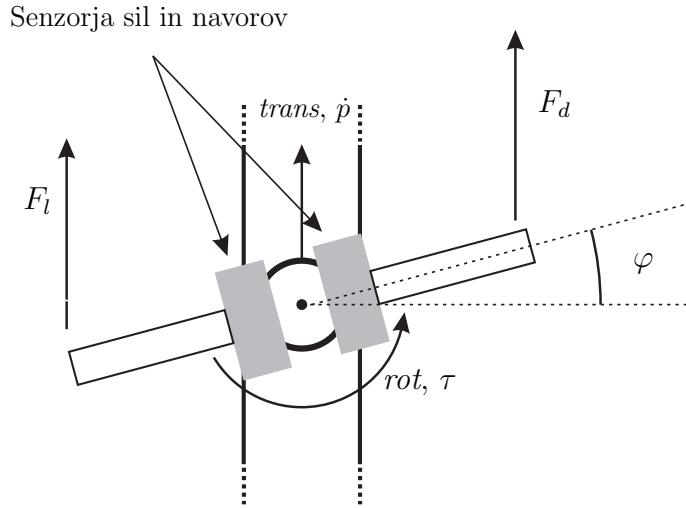
Slika 4.1: Prilagojen robotski sistem za dvoročno urjenje. Dve aktivni prostostni stopnji sta nakazani z rdečima puščicama. Rumena puščica kaže pasivno nastavljiv naklon sistema.

na 200 N. Največji stalni navor rotacijske stopnje je omejen na 2 Nm, omejitev kratkotrajnega navora pa znaša 5 Nm. Uporaba inkrementalnega dajalnika s 500 koraki na obrat nam omogoča zajemanje pozicije s teoretično resolucijo 0,01 mm. Rotacijo držala lahko z uporabljenim inkrementalnim dajalnikom s 512 koraki na obrat določimo z natančnostjo $0,01^\circ$. Razpon gibov vzdolž translacijske osi obsega 35 cm, rotacije so zaradi varnosti fizično omejene na zasuke $\pm 45^\circ$.

Dvoročno držalo (slika 4.2) z dvema šestosnima senzorjem sil in navorov (50M31, JR3 Inc.) omogoča neodvisno merjenje sil obeh rok. Držalo se lahko vrati okrog rotacijske osi in lahko aktivno nasprotuje uporabnikovemu delovanju. LCD-zaslon z diagonalo 18 cm je pritrjen na dvoročno držalo in omogoča vizualno predstavitev navidezne naloge (slika 4.1). Zaslon se suče skupaj z držalom.

4.1.2 Naloge

V prvem delu disertacije smo pokazali, da je dvoročna vadba učinkovita dopolnitve rehabilitacije zgornjih ekstremitet za osebe po možganski kapi. Med dvoročno vadbo, kjer roki delujeta istočasno in sta med seboj fizično povezani (držita isti predmet), si lahko roki medsebojno pomagata pri skupnem gibu, če je to po-



Slika 4.2: Zgornji pogled na dvoročno držalo. Na skici so predstavljene sile leve F_l in desne roke F_d , zasuk φ in translacijska hitrost \dot{p} držala. Označena sta tudi translacijska os (*trans*) in os rotacije držala (*rot*).

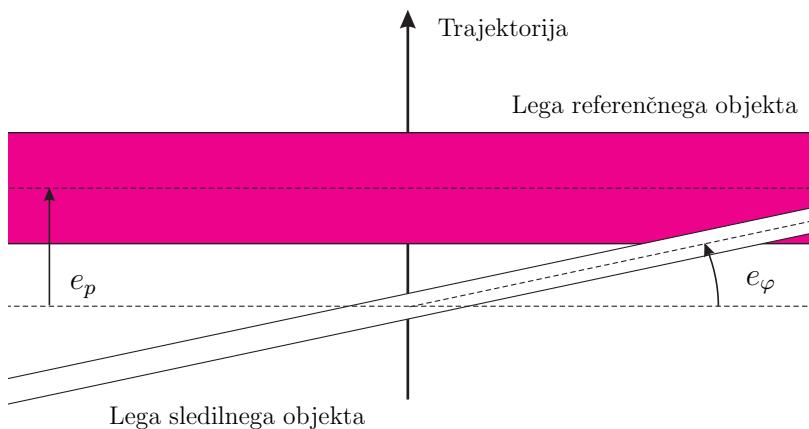
trebno. Z namenom analize mehanizmov, vključenih v dvoročno vadbo, smo razvili preprosto dvoročno nalogu seganja. Naloga je zasnovana tako, da sta obe roki povezani in delujeta usklajeno kot ena gibalna enota.

Naloga je bila zasnovana tako, da se izvaja v sagitalni ravnini pred osebo, ki sedi za prilagojenim robotskim sistemom za dvoročno urjenje (slika 4.3). Oseba



Slika 4.3: Oseba med vadbo. Oseba vodi dvoročno držalo z eno ali obema rokama. Virtualna naloga sledenja je prikazana na LCD-zaslonu, pritrjenem na dvoročno držalo.

je udobno nameščena, da zlahka doseže celotni doseg translacijske osi. Nagib mehanizma je nastavljen na približno 15 stopinj. Na zaslonu se prikazuje navidezna naloga (slika 4.4). *Referenčni objekt* (širši, vijolični pravokotnik) se giblje po vnaprej določeni trajektoriji s konstantno orientacijo, neodvisno od lege dvoročnega držala (in lege zaslona). Gibanje referenčnega objekta je določeno s trajektorijo, definirano s trapeznim hitrostnim profilom (glej tudi sliko 4.8 v podoglavlju 4.2). Hitrostni profil je sestavljen iz konstantnega pospeška in pojemka, ki trajata po 0,5 sekunde, ter 0,6 sekunde trajajoče najvišje konstantne hitrosti 24 cm/s. Testiranc mora s premikanjem vrha robota, ki je na zaslonu predstavljen s *sledilnim objektom* (bela črta), slediti gibanju referenčnega objekta. Med dvoročnimi nalogami uporabnik za gibanje uporablja obe roki in ju mora uskladiti, da ostane orientacija sledilnega objekta nespremenjena. Enoročna naloga zahteva uporabo le dominantne roke za upravljanje s sistemom.



Slika 4.4: Virtualna naloga sledenja. Referenčni objekt se giblje po v naprej določeni trajektoriji in oseba mu mora slediti s premikanjem sledilnega objekta (dvoročnega držala). Prikazani sta rotacijska napaka e_φ in pozicijska napaka sledenja e_p .

Z generiranim uporom med stimuliranimi gibi želimo spodbuditi aktivacijo mišičnih skupin, ki skrbijo za izteg roke. Stimulacija senzorno-motoričnega sistema se izvaja le med gibanjem naprej. Med povratnimi gibi uporabnik ne čuti upora. Upor je med enoročnimi gibi nastavljen na 50 % upora med dvoročnimi gibi, da sta enoročni in dvoročni nalogi po potrebnih silah primerljivi. V splošnem ni potrebno, da se dvoročni gibi izvedejo simetrično, saj je lahko ena roka bolj aktivna. Vendar se izkaže, da je simetrično delovanje najbolj naravno in intuitivno. Za vrednotenje vpliva, ki ga ima delovanje z različnimi silami posameznih rok

na skupen gib, so morali nekateri udeleženci izvajati gibe z asimetričnimi silami. Na držalo je morala delovati ena roka z večjimi silami kot druga, da se njegova orientacija ni spremenila. Tako definiramo *razmerje sil* kot predhodno določeno razmerje sil dominantne in nedominantne roke, ki je potrebno za ohranitev vodoravne orientacije sledilnega objekta.

4.1.3 Vodenje

Za vodenje prilagojenega dvoročnega sistema smo izbrali admitančni tip krmilnika. Robotski sistem vodimo z delovanjem zunanjih sil na njegov vrh. Ker je sistem dvoročen, sili obeh rok seštejemo v skupno silo vodenja

$$F_c = K_l F_l + K_d F_d. \quad (4.1)$$

F_l in F_d sta skalarni vrednosti sil leve in desne roke v smeri translacijske osi (slika 4.2). Faktorja K_l in K_d sta vrednosti, s katerima skaliramo sile, da zagotovimo želeno razmerje sil med rokama. V kolikor je izbran način *dvoročna simetrična vadba*, kjer obe roki enako prispevata k gibu (razmerje sil je 50 % : 50 %), potem je $K_l = K_d = 1$. Med *dvoročno asimetrično vadbo* mora uporabnik z dominantno roko izvajati večje sile kot z nedominantno. Da to dosežemo, zmanjšamo sile nedominantne roke za določen faktor (večja sila je potrebna za enak premik), sile dominantne roke pa povečamo za določen faktor (manjša sila je potrebna za enak premik). Če naj izvaja večje sile leva roka (razmerje sil 75 % : 25 %), je $K_l = 0,5$ in $K_d = 1,5$. Ko želimo, da desna roka izvaja večje sile, pa velja $K_l = 1,5$ in $K_d = 0,5$.

Med nekaterimi gibi je motor rotacijske stopnje izvajal hitrostno odvisen *motilni navor* na dvoročno držalo in s tem vplival na delovanje posameznika. Motilni navor τ_m je navor, ki poskuša zavrteti držalo v smeri dominantne roke. Hitrostno odvisen motilni navor τ_m je definiran kot

$$\tau_m = \begin{cases} B\dot{p} & \text{za } \dot{p} > 0, \\ 0 & \text{za } \dot{p} \leq 0, \end{cases} \quad (4.2)$$

pri čemer je \dot{p} translacijska hitrost dvoročnega držala v stimulirani smeri giba (slika 4.2). B je konstantno ojačanje definirano kot $B = 10$ Ns. Med gibi brez motilnega navora je $\tau_m = 0$ Nm.

Podobno, kot je določena sila vodenja po enačbi 4.1, definiramo tudi navor vodenja s skaliranimi navoroma leve τ_l in desne roke τ_d z dodatnim prispevkom

motilnega navora τ_m

$$\tau_c = \begin{cases} K_l\tau_l - K_d\tau_d + \tau_m, & \text{za levo dominantno roko,} \\ K_l\tau_l - K_d\tau_d - \tau_m, & \text{za desno dominantno roko.} \end{cases} \quad (4.3)$$

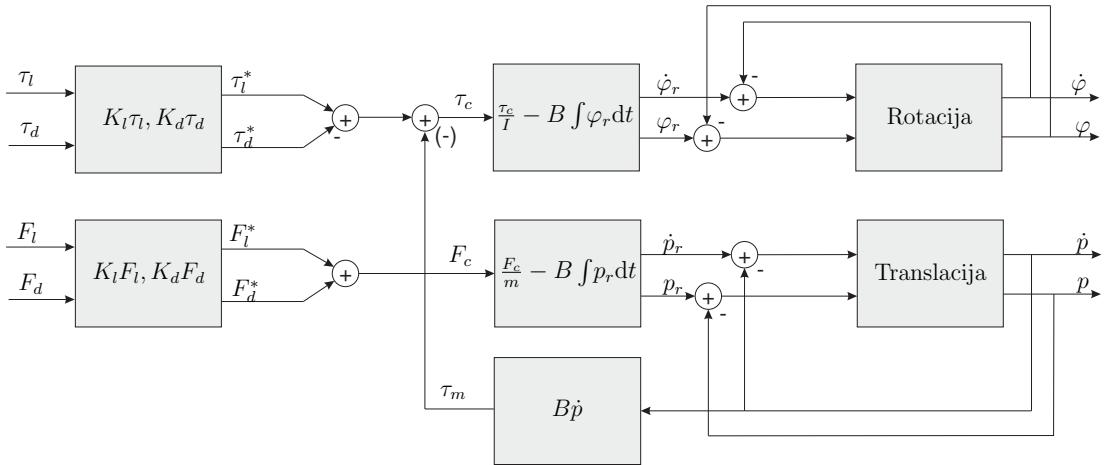
Za vodenje predstavljenega mehanizma z dvema prostostnima stopnjama je uporabljen admitančni krmilnik. Vodenje za obe prostostni stopnji je bilo implementirano z admitančnim modelom drugega reda

$$F_c = m\ddot{p}_r + b_p\dot{p}_r, \quad (4.4)$$

$$\tau_c = I\ddot{\varphi}_r + b_\varphi\dot{\varphi}_r, \quad (4.5)$$

pri čemer je m navidezna masa ($m = 3,5$ kg), I je navidezna vztrajnost ($I = 0,1$ kgm²) ter b_p in b_φ predstavljata navidezno viskozno dušenje sistema ($b_p = 50$ Ns/m in $b_\varphi = 0,7$ Nms/rad). Med enoročnimi gibi smo viskozno dušenje zmanjšali za polovico ($b_p = 25$ Ns/m in $b_\varphi = 0,35$ Nms/rad), da smo zmanjšali upor robota na uporabnikovo gibanje. S tem zagotovimo primerljive zahtevane sile tako med enoročnimi kot dvoročnimi gibi. Referenčni poziciji p_r in φ_r ter referenčni hitrosti \dot{p}_r in $\dot{\varphi}_r$ se izračunajo iz diferencialnih enačb (4.4) in (4.5) ter so uporabljene v robotovem proporcionalno-diferencialnem (PD) regulatorju, ki ga ne tem mestu ne predstavljamo.

Uporabljeni princip vodenja prilagojenega sistema za dvoročno urjenje je povzet na sliki 4.5.



Slika 4.5: Shema vodenja prilagojenega sistema za dvoročno vadbo.

Krmilnik je bil zasnovan kot Matlab Simulink model in implementiran na računalniku z xPC Target sistemom z vzorčno frekvenco krmilnika 2500 Hz.

4.1.4 Merilni protokol

V raziskavi je sodelovalo 35 zdravih oseb, starih od 20 do 32 let brez motoričnih težav. Testiranci so morali z dvoročnim držalom slediti predhodno določenemu gibanju referenčnega objekta (slika 4.4). Potek posameznega giba je ponazorjen na sliki 4.6. Vsak gib se je začel v isti točki, v uporabniku najbližji točki na translacijski osi. Začetek giba je oznanilo predhodno odštevanje na zaslonu in kratek zvočni signal ob začetku gibanja referenčnega objekta. Dolžina giba v smeri naprej je 20 cm in ciljni čas izvedbe giba, kot ga nakaže referenčni objekt, je 1,6 sekunde. Eno sekundo po dosegu končne točke se je referenčni objekt prestavil na začetno mesto. Čez nadaljnje 4 sekunde se je začel naslednji gib. Edino dodatno navodilo testirancem pred začetkom meritve je bilo, da naj gibe izvajajo čim bolj gladko.



Slika 4.6: Potek posameznega giba. Gib se začne ob telesu testiranca, ki ob začetku giba (odštevanje, zvočni signal) premakne roki v iztegnjen položaj. Po dokončanem gibu se vrne v izhodišče.

Testirane osebe so bile razdeljene v 5 skupin z različnimi pogoji vadbe. Vsaka skupina je vsebovala sedem oseb. Splošne značilnosti vseh petih skupin so predstavljene v tabeli 4.1. Posamezne skupine so se razlikovale po načinu vadbe (*enoročni* ali *dvoročni gibi*) in po razmerju sil obeh rok – *simetrično razmerje*

Tabela 4.1: Značilnosti testnih skupin.

Skupina	Starost (leta \pm std)	Spol		Dominantnost	
		moški	ženski	desna	leva
DS	$27,5 \pm 1,4$	7	0	6	1
DA	$25,4 \pm 2,4$	7	0	6	1
ES	$27,6 \pm 3,2$	6	1	7	0
EA	$27,3 \pm 4,0$	6	1	7	0
E	$28,8 \pm 3,2$	6	1	5	2

sil (50 % : 50 %) ali *asimetrično razmerje sil* (75 % : 25 %, nedominantna roka izvaja večje sile). Pogoji vseh petih skupin so prikazani v tabeli 4.2.

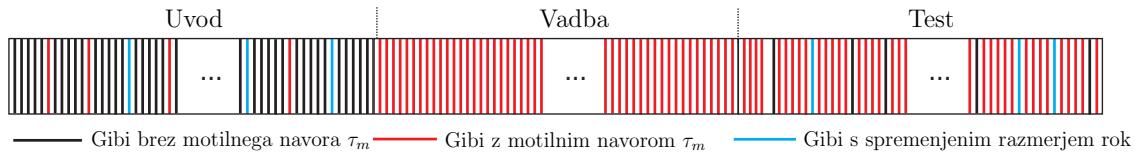
Tabela 4.2: Pogoji testnih skupin. Delež posamezne roke v skupnem dvoročnem gibu je podan kot razmerje rok: dvoročno simetrično (50 % : 50 %) in dvoročno asimterično (75 % : 25 %).

Skupina	Uvod	Vadba	Test
DS	dvoročno simetrično	dvoročno simetrično	dvoročno simetrično
DA	dvoročno asimetrično	dvoročno asimetrično	dvoročno asimetrično
ES	enoročno	dvoročno simetrično	enoročno
EA	enoročno	dvoročno asimetrično	enoročno
E	enoročno	enoročno	enoročno

Vsak testiranec je opravil eno tridesetminutno serijo z 255 gibi, ki so razdeljeni v tri zaporedne faze merilnega protokola:

- 1 **Uvod** – 85 gibov brez zunanjega hitrostno odvisnega motilnega navora (enačba 4.2) in z razmerjem sil, določenim za posamezno skupino (glej tabelo 4.2). Motilni navor se občasno vključi (*preizkusni gibi*). Če se naloga izvaja dvoročno, se dodatno med naključnimi gibi nepričakovano spremeni razmerje rok. Ena od obeh nepričakovanih sprememb pogojev (pojav motilnega navora ali sprememba razmerja rok) se zgodi približno vsako šesto ponovitev.
- 2 **Vadba** – 85 gibov z vključenim motilnim navorom odvisnim od hitrosti gibanja in določenim razmerjem rok.
- 3 **Test** – 85 gibov z vključenim motilnim navorom in določenim razmerjem rok. Motilni navor se občasno med naključno izbranimi gibi izključi (*preizkusni gibi*). Če se naloga izvaja dvoročno, se dodatno med naključnimi gibi nepričakovano spremeni razmerje rok. Ena od obeh nepričakovanih sprememb pogojev (odstranitev motilnega navora ali sprememba razmerja rok) se zgodi na približno vsako šesto ponovitev.

Časovni potek treh faz z različnimi pogoji gibanja je nakazan na sliki 4.7. Med *uvodno fazo* se uporabniki spoznajo s sistemom in vzpostavijo stabilno začetno stanje nalog, ko hitrostno odvisen motilni navor τ_m (enačba 4.2) ni aktiven (črne



Slika 4.7: Časovna predstavitev različnih pogojev gibanja v vseh treh fazah.

črte). Med posameznimi gibi (preizkusni gibi) je motilni navor τ_m nepričakovano aktiviran, s čimer želimo preveriti vpliv, ki ga ima spremenjena dinamika na ne-naučene gibe (rdeče črte). Za analizo vpliva različnih razmerij sil med dvoročnimi gibi med nekaterimi gibi brez predhodnega opozorila spremenimo razmerje sil (modre črte). Če uporabnik normalno deluje s simetričnimi silami, se v teh gibih razmerje spremeni v asimetrično in obratno. Naslednjih 85 gibov predstavlja *vadbeno fazo*, med katero na vse gibe deluje motilni navor. Med *testno fazo* (zadnjih 85 ponovitev) na gibanje še vedno vpliva motilni navor. Pojavljajo se vmesni naključni gibi, pri katerih motilni navor ni aktiven (preizkusni gibi). V skupinah DS in DA se je v nekaterih naključnih gibih razmerje rok spremenilo ($50\% : 50\% \leftrightarrow 75\% : 25\%$). Med temi gibi je motilni navor še vedno aktiven.

Vsaka serija je razdeljena na tri faze (uvod, vadba in test). Vsako fazo dalje delimo v različna obdobja opazovanja, ki so povzete v tabeli 4.3. Gibi med obdobjem *uvoda* (U) se izvajajo z neaktivnim hitrostno odvisnim motilnim navorom τ_m definiranim po enačbi 4.2 in z razmerjem rok, določenim za vsako skupino (tabela 4.2). Gibi z nenadno aktivacijo motilnega navora τ_m med uvodom so predstavljeni kot *preizkusni uvodni gibi* (Up). *Začetek vadbe* (ozioroma *testa*) (Vs ozioroma Ts) predstavlja prvih 10 gibov faze vadbe (ozioroma faze testa). *Konec faze vadbe* (*testa*) (Vk ozioroma Tk) predstavlja zadnjih 10 gibov vadbe (ozioroma testa). Gibi z nenadno aktivacijo hitrostno odvisnega motilnega navora τ_m med fazo testa so predstavljeni kot *preizkusni testni gibi* (Tp). *Uvod – razmerje* (Ur) predstavlja tiste gibe med uvodom, kjer motilni navor τ_m ni aktiven in se razmerje sil nepričakovano spremeni iz simetričnega v asimetričnega ali obratno. Podobno predstavlja *Test – razmerje* (Tr) tiste gibe med testom, ko se razmerje sil obeh nepričakovano spremeni, ohrani pa se prisotnost motilnega navora τ_m .

Med meritvami smo zajemali lego dvoročnega držala, sile obeh rok in spremenljivke navidezne naloge. Za glavni parameter za oceno kvalitete izvedenega giba je bila izbrana *rotacijska napaka* e_φ (slika 4.4), saj motilni navor neposredno vpliva rotacijo držala. Rotacijsko napako definiramo kot razliko med orienta-

Tabela 4.3: Različna obdobja opazovanja posamezne serije.

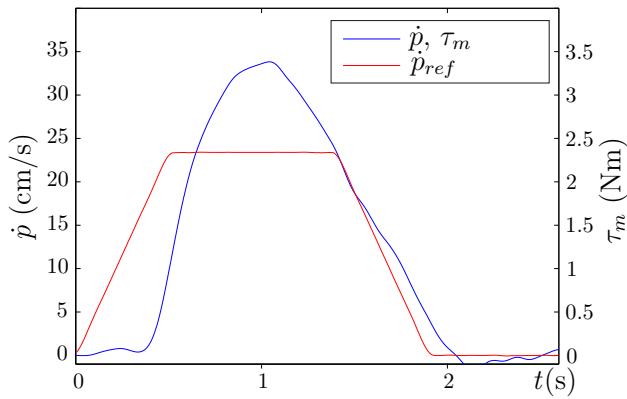
Obdobja opazovanja	Opis
U	<i>Uvod:</i> Gibi med uvodom brez motenj.
Up	<i>Uvod – preizkus:</i> Gibi med uvodom z nepričakovano aktivacijo motilnega navora τ_m .
Vs	<i>Vadba – start:</i> Prvih 10 gibov med fazo vadbe – z motilnim navorom τ_m .
Vk	<i>Vadba – konec:</i> Zadnjih 10 gibov med fazo vadbe – z motilnim navorom τ_m .
Ts	<i>Test – start:</i> Prvih 10 gibov med testno fazo – z motilnim navorom τ_m .
Tk	<i>Test – konec:</i> Zadnjih 10 gibov med testno fazo – z motilnim navorom τ_m .
Tp	<i>Test – preizkus:</i> Gibi med testno fazo z nepričakovano deaktivacijo motilnega navora τ_m .
Ur	<i>Uvod – razmerje:</i> Gibi med uvodom z nenadnimi spremembami razmerja sil – brez motilnega navora τ_m ($50\% : 50\% \leftrightarrow 75\% : 25\%$).
Tr	<i>Test – razmerje:</i> Gibi med testno fazo z nenadnimi spremembami razmerja sil – z motilnim navorom τ_m ($50\% : 50\% \leftrightarrow 75\% : 25\%$).

cijo referenčnega objekta in orientacijo sledilnega objekta (oziroma dvoročnega držala). Maksimalna rotacijska napaka vsakega giba je bila določena za vrednotenje gibanja. Določili smo tudi *pozicijsko napako sledenja* e_p , ki jo definiramo kot maksimalno razliko med pozicijo referenčnega objekta in dvoročnega držala. Za boljši vpogled v delovanje roke med dvoročno vadbo pa smo pogledali tudi časovni potek sil obeh rok med posameznimi gibi.

Statistična značilnost je bila ugotovljena na sledeč način: če sta dve skupini opravljali isto vajo in so bili rezultati primerjeni med skupinama, smo uporabili t-test (oz. Mann-Whitneyev U-test v primeru nenormalne porazdelitve). Če je ena skupina opravljala dve različni vaji in so bili rezultati primerjeni med vajama, smo uporabili t-test parov (oz. Wilcoxonov test parov v primeru nenormalne porazdelitve). Mejna vrednost za statistično značilnost je bila $p = 0,05$.

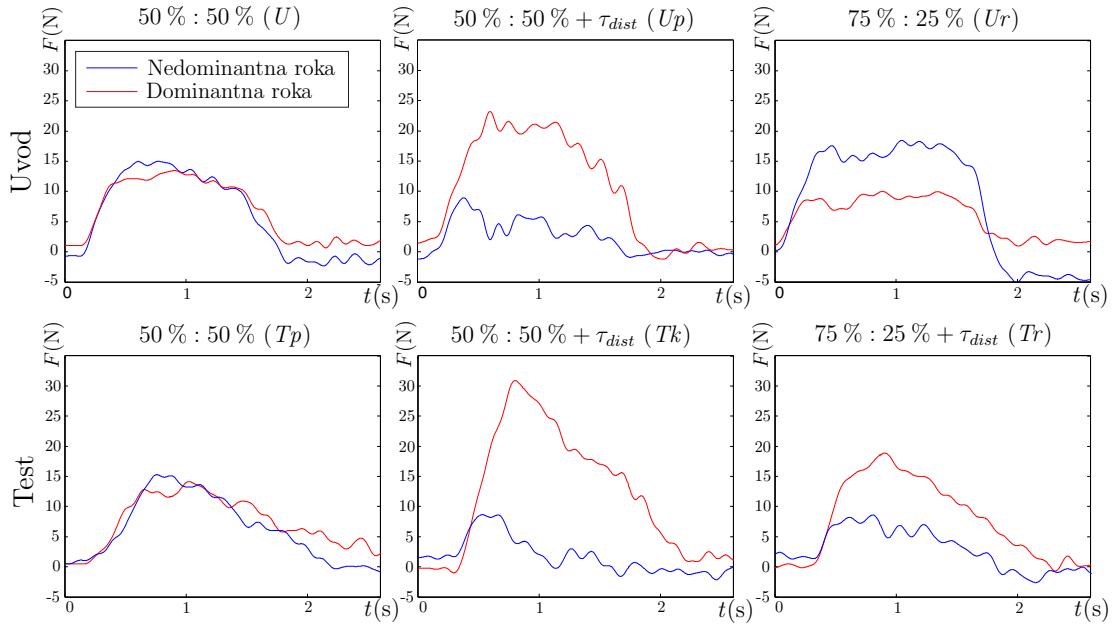
4.2 Rezultati

Vsek gib je sledil premikom referenčnega objekta, ki se je gibal po v naprej določeni trajektoriji, definirani s trapeznim hitrostnim profilom $\dot{p}_{ref}(t)$, predstavljenim na sliki 4.8 (rdeča krivulja). Hitrostni profil $\dot{p}(t)$ tipičnega giba dvoročnega držala je prav tako prikazan na sliki 4.8 (modra krivulja). Motilni navor τ_{dist} je definiran z enačbo (4.2) in je neposredno odvisen od translacijske hitrosti dvoročnega držala \dot{p} . Tako modra krivulja na sliki 4.8 ponazarja tudi časovni profil motilnega navora med istim gibom.



Slika 4.8: Hitrost dvoročnega držala \dot{p} , referenčna hitrsot \dot{p}_{ref} in motilni navor τ_m . Predhodno določena referenčna hitrost ima pri vsaki ponovitvi enak potev (trapezni hitrostni profil). Potev motilnega navora se ujema s potevom translacijske hitrosti – enačba (4.2).

Sistem omogoča meritve raznih kinematičnih in kinetičnih spremenljivk, med drugimi tudi sile obeh rok, s katerimi osebe vodijo gibanje dvoročnega držala. Sile dominantne in nedominantne roke med izbranimi gibi so prikazane na sliki 4.9. Izbrani gibi ene osebe iz skupine DS predstavljajo različne stopnje urjenja po preteklu krajšega obdobja prilagajanja. Iz slik razberemo tipičen vzorec vodenja dvoročnega mehanizma. Med simetričnimi gibi je uporaba obeh rok zelo usklajena, saj so sile obeh rok podobne (U in T_k). Med gibi z vključenim motilnim navorom, ki nasprotuje delovanju dominantne roke, opazimo bistveno večjo uporabo dominantne roke. Pri gibih s spremenjenim razmerjem sil (50 % : 50 % → 75 % : 25 %) je delovanje rok odvisno tudi od (ne)delovanja motilnega navora. Če motilni navor ni aktiven, vidimo povečano delovanje nedominantne roke, kar smo predvideli z načinom vodenja.

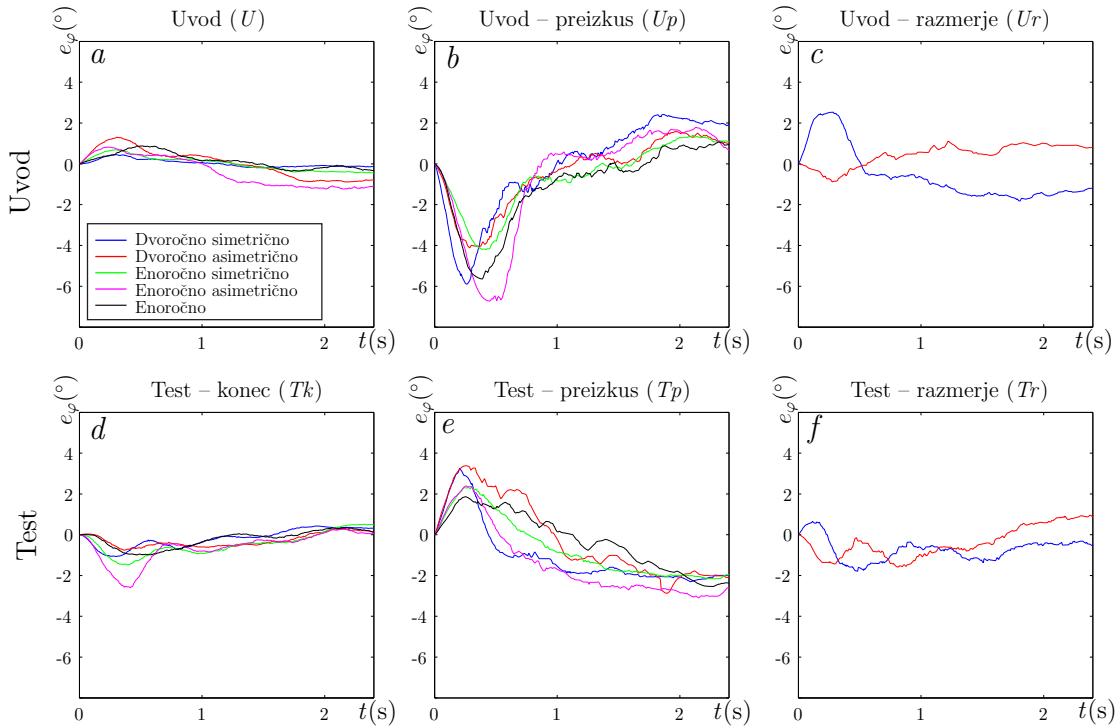


Slika 4.9: Sile dominantne in nedominantne roke na dvoročnem držalu uporabnika skupine DS pri različnih tipih dvoročne vadbe.

Časovni potek median rotacijskih napak e_φ za vseh pet skupin je predstavljen na sliki 4.10. Rotacijske napake med uvodno fazo so majhne (*a*). V začetnem delu preizkusnih gibov (*b*) napake sprva narastejo (v negativno smer). V drugem delu preizkusnih gibov se napake zmanjšajo. Med testno fazo opazimo podobne poteke napak kot med uvodom. Med naučenimi gibi (*d*) so napake prav tako majhne. V prvem delu preizkusnih gibov med testom (*e*) napake sprva narastejo (tokrat v pozitivno smer) in se tako kot med uvodno fazo v drugi polovici zmanjšajo. Med gibi s spremenjenim razmerjem (*c* in *f*) se začetna napaka v skupini DS (dvoročno simetrično) poveča, napaka skupine DA (dvoročno asimetrično) se pa bistveno ne spremeni.

Za vrednotenje opravljenih gibov smo za vsak gib določili maksimalno absolutno napako orientacije. Srednje vrednosti maksimalnih rotacijskih napak e_φ s pripadajočimi standardnimi deviacijami so za posamezne skupine in serije prikazane na sliki 4.11.

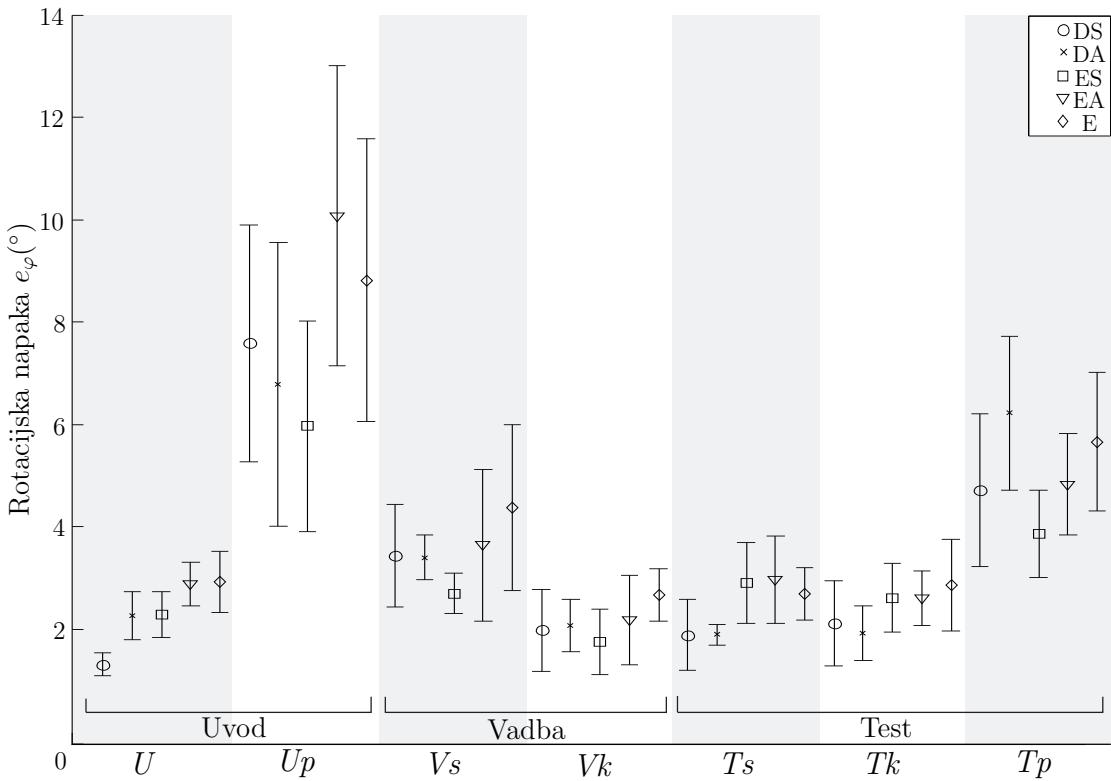
Vsaka oseba začne urjenje z uvodno fazo, ko motilni navor ni aktiven (*U*). Tu so imeli najmanjše napake testirancev v skupini DS, ki so uvodne gibe izvajali dvoročno s simetričnim razmerjem sil. Med uvodnimi preizkusnimi gibi z nenadno aktivacijo motilnega navora (*Up*) so se napake značilno povečale ($p < 0,001$). Na



Slika 4.10: Maksimalne rotacijske napake e_φ med uvodom in testom. Časovni profili median rotacijskih napak vseh petih skupin pri različnih pogojih vadbe med uvodom in testom (normalni gibi, preizkusni gibi in gibi s spremenjenim razmerjem sil).

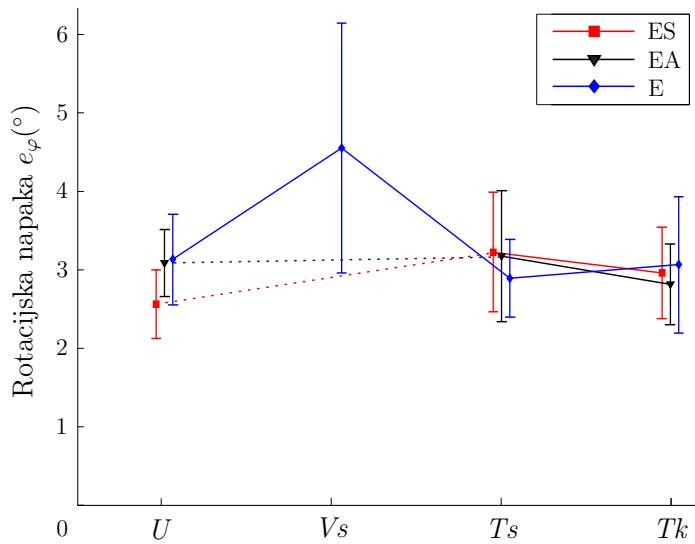
začetku vadbe (V_s) se je motilni navor aktiviral in so se napake povečale, a so se do konca vadbene faze (V_k) pri vseh skupinah zmanjšale. Značilne so razlike med začetkom dvoročne vadbe in dvoročnim uvodom ($p < 0,001$, skupini DS in DA), med dvoročno vadbo in enoročnim uvodom ($p < 0,001$, skupini ES in EA) ter enoročno vadbo in enoročnim uvodom ($p = 0,020$, skupina E). Fazi vadbe je sledila faza testa z aktivnim motilnim navorom, ki se je med naključnimi občasnimi gibi ugasnil. Napake skupin ES in EA, ki sta po dvoročni vadbi izvedli enoročno testiranje, so značilno narasle ($p < 0,001$). Od začetka (T_s) do konca testiranja (T_k) ni prišlo več do značilnih sprememb rotacijskih napak. Pri skupinah DS, DA in E med koncem vadbe (V_k) in koncem testa (T_k) ni opaznih nobenih značilnih razlik. Med preizkusnimi gibi testne faze (T_p) se pri vseh petih skupinah pojavijo povečane, statistično značilne napake ($p < 0,05$ za vse skupine).

Eden glavnih namenov te faze doktorske disertacije je analizirati vplive dvoročne vadbe na izvedbo enoročnih gibov okvarjenega uda. Srednje vrednosti



Slika 4.11: Maksimalne rotacijske napake vseh skupin (DS–E) med različnimi fazami: uvod brez motilnega navora (U); preizkusni gibi med uvodom (Up); začetek faze vadbe (Vs); konec faze vadbe (Vk); začetek testa (Ts); konec testa (Tk); preizkusni gibi med testno fazo (Tp).

maksimalnih rotacijskih napak s pripadajočimi standardnimi deviacijami med različnimi enoročnimi serijami skupin ES, EA in E so prikazane na sliki 4.12. Napake uvodne faze (U) med tremi skupinami nimajo statistično značilnih razlik. Za skupino E (edina skupina, ki je izvajala fazo vadbe v enoročnem načinu) je prikazana tudi napaka med začetkom vadbe (Ts). Vrednosti napak med začetkom testa (Ts), ki so ga vse tri skupine izvajale enoročno, so med $2,9^\circ$ in $3,2^\circ$. Ne glede na to, ali je bila vadba izvedena enoročno (E) ali dvoročno (ES in EA), na začetku testa ni statistično pomembnih razlik med skupinami, ki so test opravljale enoročno. Za oceno vpliva dvoročne vadbe na enoročne gibe smo izvedli primerjavo napak različnih skupin na začetku izvajanja enoročnih gibov z motilnim navorom. Za skupini ES in EA je to na začetku faze testa, med tem ko se skupina E sreča s takimi gibi že na začetku faze vadbe. Srednja vrednost maksimalne napake skupine E med Vs je $4,5^\circ$, kar je manj kot napaki skupin ES in



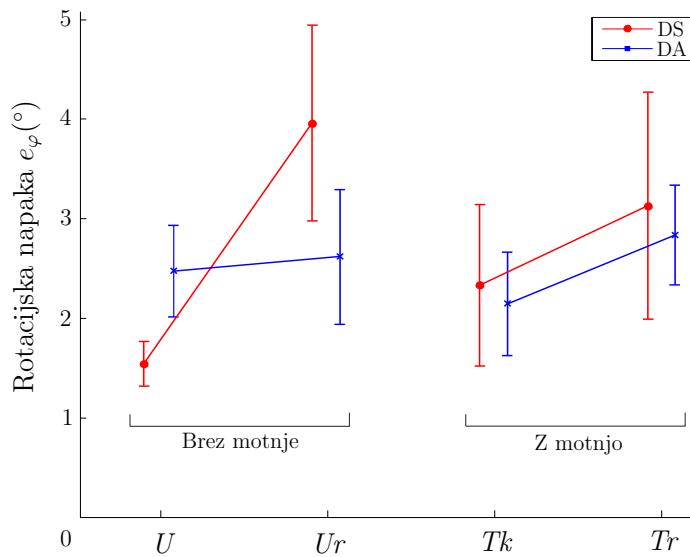
Slika 4.12: Vpliv dvoročne vadbe na enoročno izvedbo. Za skupine, ki del serije opravijo enoročno (ES, EA in E), so prikazane rotacijske napake e_φ med določenimi serijami: enoročni uvod (U), začetek enoročne vadbe (Vs – samo skupina E), začetek enoročnega testa (Ts) in konec enoročnega testa (Tk).

EA med Ts (obe skupini $3,2^\circ$ s $p = 0,044$ oziroma $p = 0,041$). V zaključku med koncem enoročne testne faze (Tk) ni statistično značilnih razlik med temi tremi skupinami.

Naslednji vidik dvoročne vadbe je vpliv različne obremenitve posameznih rok na izvedbo skupnega giba obeh rok. Vpliv nenadnih sprememb razmerja sil je prikazan na sliki 4.13. Povprečni maksimalni napaki skupin DS in DA med uvodom sta $1,5^\circ$ in $2,4^\circ$, med uvodnimi preizkusnimi gibi pa napaki narasteta na $3,9^\circ$ in $2,6^\circ$. Med Up se je razmerje za skupino DS spremenilo iz simetričnega v asimetričnega. Skupini DA pa se je zgodila obratna sprememba, in sicer iz asimetričnega v simetrično razmerje sil. Napaka DS se je statistično značilno povečala ($p < 0,001$). Pri skupini DA do značilnih sprememb napake ni prišlo.

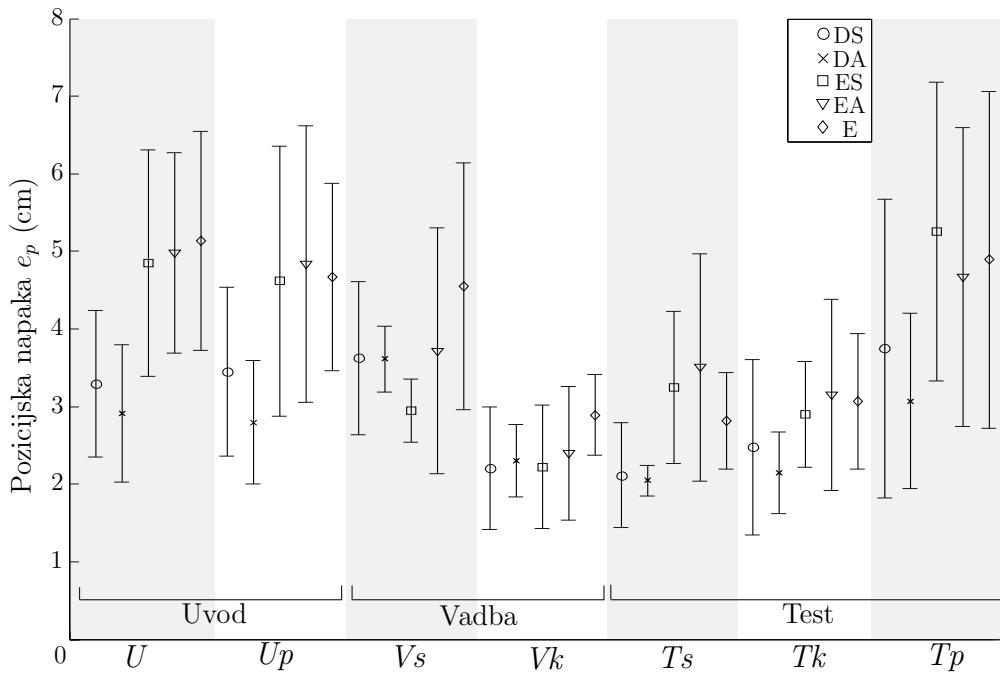
Podobno si lahko pogledamo nenadne spremembe med testno fazo. Srednji vrednosti maksimalnih napak na koncu testne faze sta $2,3^\circ$ in $2,1^\circ$. V preizkusnih gibih, ko je motilni navor deaktiviran, pa sta vrednosti napak $3,1^\circ$ in $2,8^\circ$. Za obe skupini je opazno majhno, a statistično značilno povečanje napak iz serije Tk do serije Tr ($p = 0,023$ za skupino DS in $p = 0,017$ za skupino DA).

Drugi možen parameter za oceno gibanja je tudi pozicijska napaka sledenja



Slika 4.13: Vpliv nenasne spremembe razmerja rok med dvoročnimi gibi (skupini DS – dvoročno simetrično in DA – dvoročno asimetrično). Na levi strani so predstavljene napake e_φ med uvodno fazo s pripadajočim razmerjem sil obeh rok (U – glej tabelo 4.2) in serijo spremenjenega razmerja sil (Ur). Desno so prikazane napake med testno fazo: ‘običajno’ razmerje (Tk) in serija spremenjenega razmerja (Tr).

e_p (slika 4.4). Srednje vrednosti maksimalnih absolutnih pozicijskih napak petih skupin med posameznimi stopnjami so prikazane na sliki 4.14. Pojav motilnega navora med preizkusnimi gibi uvoda ni statistično značilno spremenil napak sledenja (U in Up) – napaka med dvoročnimi uvodnimi gibi je bila okrog 3,0 cm, med enoročnimi pa okrog 5,1 cm. Osebe, ki so uvod izvajale dvoročno (skupine DS in DA), so imele statistično značilne ($p < 0,001$) manjše napake kot osebe z enoročnim uvodom (skupine ES, EA in E). Tako med fazo dvoročnega kot enoročnega učenja se napake statistično značilno zmanjšajo ($p < 0,05$ za vse skupine). V nasprotju z uvodno fazo se med preizkusnimi gibi testne faze (Tp) statistično značilno ($p < 0,001$) povečajo glede na konec testne faze (Tk) in dosežejo podobne vrednosti kot na začetku serije (U). Napake skupin DS, DA in E se med testno fazo pomembno ne spremenijo. Napake sledenja skupin ES in EA (dvoročnemu učenju izvedba enoročnih testnih gibov) se med Ts značilno povečajo ($p < 0,001$), ampak so še vedno statistično značilno nižje kot med uvodom (U).



Slika 4.14: Pozicijska napaka vseh skupin (DS–E): uvod brez motilnega navora (U); preizkusni gibi med uvodom (Up); začetek faze vadbe (Vs); konec faze vadbe (Vk); začetek testa (Ts); konec testa (Tk); preizkusni gibi med testno fazo (Tp).

4.3 Razprava

Na tem mestu predstavljamo razvoj in validacijo prilagojenega robotskega sistema za dvoročno in enoročno urjenje. S predstavljenim sistemom analiziramo vpliv dvoročne vadbe na sposobnost enoročnega gibanja paretične roke in vpliv različne obremenitve rok med dvoročnimi gibi. Raziskava s 35 mladimi zdravimi prostovoljci je obravnavala človekovo sposobnost, da gibanje prilagodimo spremenjeni dinamiki tako med enoročnim kot tudi dvoročnim gibanjem. Zmanjšane napake med enoročno vadbo tudi po dvoročni vadbi s slike 4.12 kažejo pozitiven prenos naučenih vzorcev gibanja z dvoročnih gibov na enoročno izvedbo giba. Te ugotovitve podpirajo predhodne hipoteze, da je dvoročna vadba lahko uspešno dopolnilo rehabilitacije po kapi.

4.3.1 Motorično učenje

Človek lahko za izvedbo povezanih dvoročnih gibov uporablja različne strategije vodenja. Različni pristopi vodenja segajo od simetričnega delovanja z obema

rokama do delovanja, kjer vsaka roka prevzame svojo funkcijo – ena roka skrbi za translacijske gibe, druga za rotacijo dvoročnega držala. Iz analize sil med dvoročnimi gibi na sliki 4.9 lahko sklepamo, da je osrednji pristop k dvoročnemu vodenju simetrično delovanje obeh rok, ki se izkaže tudi za najbolj intuitivno. Drugačni pristopi so tudi mogoči, vendar bolj težavni, saj delovanje z določenim navorom vpliva tudi na pripadajočo silo. Verjetno je razlog za simetrični pristop k dvoročnim gibom lastnost sistema, pri katerem s štirimi neodvisnimi spremenljivkami vodenja (dve sili in dva navora) vodimo dve prostostni stopnji dvoročnega držala.

Mediane vrednosti časovnih potekov rotacijskih napak posameznih skupin med izbranimi obdobji opazovanja so predstavljene na sliki 4.10. Napake so med uvodno fazo majhne, saj so se osebe uspešno prilagodile delu s sistemom. Napake med preizkusnimi gibi v začetnem delu posameznega giba močno narastejo v negativno smer (smer delovanja motilnega navora). V drugem delu giba se napake zaradi uporabnikovega zavestnega povratnozančnega delovanja zmanjšajo. V ustaljenem stanju med testno fazo, ko se uporabniki naučijo vpliva motilnega navora, so napake podobno majhne kot v uvodu. Napake med preizkusnimi gibi testne faze v prvem delu posameznega giba močno narastejo v pozitivno smer in se v drugem delu zmanjšajo. Napaka je tudi narasla med gibi s spremenjenim razmerjem (skupina DS), ko se je razmerje sil spremenoilo iz simetričnega v asimetrično. Nasprotna sprememba razmerja sil (skupina DA) ne izkazuje takega vpliva na povečanje rotacijskih napak.

Iz časovnih profilov rotacijskih napak na sliki 4.10 vidimo, da nastopijo največje vrednosti napak v prve 0,5 sekunde posameznega giba. Napake med preostanki gibanja pa se pomembno zmanjšajo. Uporabljeni metoda maksimalnih absolutnih rotacijskih napak sovpada z napakami v začetni fazi giba. Maksimalne absolutne rotacijske napake, prikazane na sliki 4.11 (stopnji V_s in V_k), potrjujejo, da lahko ljudje prilagodimo gibanje neznanim zunanjim silam. Rotacijska napaka se statistično značilno zmanjša med dvoročno vadbo, ki je sledila dvoročnemu uvodu ($p < 0,001$, skupini DS in DA), med dvoročno vadbo po enoročnem uvodu ($p < 0,001$, skupini ES in EA) in enoročno vadbo ($p = 0,020$, skupina E). Dodatni pokazatelj uspešne prilagoditve so tudi napake med preizkusnimi gibi (Up in Tp). Napake med uvodnimi preizkusnimi gibi v primerjavi z uvodno fazo statistično značilno narastejo ($p < 0,001$). Podobno napake med preizkusnimi gibi testne faze statistično značilno narastejo ($p < 0,001$) v primer-

javi s koncem testne faze. Slika 4.10 kaže, da imajo napake med preizkusnimi gibi uvodne faze v glavnem negativne vrednosti (smer motilnega navora τ_m). Napake med preizkusnimi gibi testne faze so v večini pozitivne (nasprotna smer motilnega navora τ_m). Ti rezultati sovpadajo s predhodnimi raziskavami, ki dokazujejo vplive motoričnega učenja med dvoročnimi in enoročnimi gibi, na katere delujejo zunanje motilne sile odvisne od hitrosti gibanja [58, 68].

4.3.2 Prenos naučenih vzorcev

Naslednji cilj je analiza prenosa naučenih vzorcev gibanja med dvoročno vadbo k izboljšanim sposobnostim enoročnega gibanja. Slika 4.11 (V_s , V_k) predstavlja rotacijske napake med fazo vadbe z vedno aktivnim motilnim navorom. Po fazi vadbe so napake skupin DS, DA in E na začetku testne faze (T_s) ostale nespremenjene. To je pričakovano, saj se pogoji gibov med uvodom in testom pri teh skupinah niso spremenili. Skupini DS in DA sta te gibe izvajali dvoročno z aktivnim motilnim navorom, skupina E pa je vse gibe izvajala enoročno. Ko pa osebe skupin ES in EA preidejo z dvoročnega učenja (V_k) na enoročni test (T_s), njihove napake statistično značilno narastejo ($p < 0,001$ za obe skupini). Napake skupin ES in EA se od začetka faze testa (T_s) do konca faze testa (T_k) niso več pomembno spremenile. Med testno fazo torej ni prišlo do dodatnega učenja, čeprav so pogoji vadbe podobni fazi enoročnega učenja. Izkaže se, da je izvedba dvoročnih gibov bolj natančna kot enoročnih. Minimalne vrednosti napak so bile dosežene že na začetku testa. Napake gibov med koncem testne faze, ki so bile izvajane dvoročno (skupine DS in DA), so bile statistično značilno nižje od napak testnih gibov izvedenih enoročno (skupine ES, EA in E) ($p = 0,008$).

Na sliki 4.12 so predstavljene maksimalne absolutne napake skupin ES, EA in E med različnimi stopnjami. Vse tri skupine so izvajale uvod enoročno s svojo dominantno roko. Kot je pričakovati, med napakami posameznih skupin ni pomembnih razlik. Skupini ES in EA sta nato opravili dvoročno vadbo, ki ji je sledila enoročna testna faza. Skupina E je opravila vse faze enoročno. Na začetku vadbe (V_s) z aktivnim motilnim navorom so se napake skupine E statistično značilno povečale ($p < 0,001$). Od začetka vadbe pa do začetka testne faze (T_s) so se napake statistično značilno zmanjšale ($p = 0,032$). To je tudi končna stopnja učenja, saj se napake niso več spremenile do konca testne faze (T_k). Če primerjamo te rezultate enoročne vadbe skupine E s testno fazo skupin ES in

EA, ki sta fazo vadbe izvajali dvoročno, ni opaziti nobene statistično značilne razlike. Iz tega lahko sklepamo, da je dvoročna vadba imela podoben vpliv na učenje enoročnih sposobnosti dominantnega uda kot enoročna vadba. Maksimalne rotacijske napake nakazujejo prenos naučenih motoričnih vzorcev med dvoročno vadbo na sposobnost izvedbe gibov le z dominantno roko. Ker so zahtevane sile in navori dominantne roke med enoročno in dvoročno vadbo enaki, mora biti uporabljen pristop za kompenzacijo motilnega navora v obeh primerih podoben. Mogoče je, da pristopa v obeh primerih sicer nista enaka, ampak povezava med njima je zagotovo prisotna.

Večje vrednosti napak skupine E na začetku enoročne vadbe (slika 4.12) si lahko pogledamo še nekoliko drugače. Začetek enoročne vadbe predstavlja za osebe skupine E novo, nepoznano situacijo, saj se predhodno še niso seznanili z motilnim navorom. Napake skupin ES in EA se na začetku testne faze (T_s) ne razlikujejo bistveno od napak med uvodno fazo (U). Pred enoročno fazo sta ti dve skupini izvajali dvoročne gibe faze vadbe. Zdaj pa primerjajmo tiste stopnje, v katerih osebe prvič izvajajo enoročne gibe pod vplivom motilnega navora. Za skupini ES in EA je to stopnja V_s , ki je sledila dvoročni vadbi, za skupino E pa stopnja T_s takoj po enoročnem uvodu. Opazimo lahko statistično značilne razlike med V_s skupine ES in T_s skupine E. Prav tako so statistično značilno različne napake med V_s skupine EA in T_s skupine E. Izvajanje enoročnih gibov, ki je sledilo dvoročni fazi vadbe, se je izkazalo za podobno učinkovito kot tisto, ki je sledilo enoročnemu učenju in dodatno potrjuje pozitiven prenos med dvoročno vadbo naučenih motoričnih vzorcev gibanja na enoročno izvedbo. Ne glede na to, ali je bila vadba izvedena enoročno ali dvoročno, na začetku testa ni statistično pomembnih razlik med skupinami, ki so test opravljale enoročno.

Pozicijska napaka sledenja na sliki 4.14 kaže uspešnost sledenja referenčnemu objektu. Hitrostno odvisni motilni navor τ_m med preizkusnimi gibi uvodne faze ni imel statistično značilnih vplivov na napake sledenja. To nekoliko preseneča, saj morajo testiranci istočasno slediti poziciji referenčnega objekta in ohranjati konstantno orientacijo, zato bi pričakovali, da motnja v rotacijski prostostni stopnji vpliva tudi na uporabnikov translacijski odziv. Med uvodno fazo so napake sledenja tudi brez motilnega navora velike in se med preizkusnimi gibi niso bistveno povečale. Na koncu vadbe (V_k) so se zaradi uspešnega motoričnega učenja napake sledenja vsem petim skupinam zmanjšale. V nasprotju z uvodno fazo so se napake med preizkusnimi gibi vseh skupin testne faze povečale. Po naučeni

spremenjeni dinamiki je odsotnost motilnega navora imela bistveno večji vpliv na uspešnost sledenja.

4.3.3 Vpliv spremenjenega razmerja sil na dvoročne gibe

Del raziskave je tudi vrednotenje vpliva različnega razmerja sil zgornjih udov pri skupnem povezanem gibanju. Razlikujemo med dvoročnim simetričnim gibanjem (razmerje sil je 50 % : 50 %) in dvoročnim asimetričnim gibanjem (razmerje sil je 75 % : 25 %), kjer nedominantna roka izvaja večje sile. Med rotacijskimi napakami skupin DS in DA ni opaziti statistično značilnih razlik (slika 4.11). Napake skupin ES in EA med fazo vadbe izkazujejo majhno in stalno razliko, vendar ob koncu serije (T_k) ni statistično značilnih razlik med skupinama. Potek učenja v obeh skupinah poteka podobno in nobena skupina ne kaže boljšega učenja. Na prenos naučenih vzorcev gibanja na enoročno izvedbo uporabljeno razmerje sil med dvoročno vadbo nima neposrednega vpliva.

Rotacijske napake uvodne in testne faze med običajnim in nenadno spremenjenim razmerjem sil so prikazane na sliki 4.13. Med uvodno fazo začasna in nepričakovana spremembra razmerja sil iz asimetričnega v simetrično (skupina DA) ni povzročila statistično značilnih sprememb rotacijskih napak. Spremembra v obratni smeri skupine DS (simetrično v asimetrično) izkazuje statistično značilno povečanje napak ($p < 0,001$). V vsakodnevni uporabi je bolj običajen simetrični pristop k skupnim dvoročnim gibom, kateremu se lahko zelo hitro prilagodimo. Med testno fazo so spremembe napak sicer majhne, a statistično značilne in podobne v obeh smereh (obe skupini).

Predhodne študije so prav tako pokazale hitro in natančno prilagoditev nesimetričnim obremenitvam pri zdravih posameznikih [67]. Med potekom rehabilitacije po možganski kapi so lahko dvoročni gibi sprva zelo asimetrični, saj je lahko motorika uda na paretični strani telesa zelo omejena. Ampak ob uspešni rehabilitaciji se funkcije okvarjenega uda postopoma izboljšujejo in postaja dvoročna vadba vedno bolj simetrična. Spremembe razmerja sil v rehabilitaciji se dogajajo prek daljšega časovnega obdobja, med to raziskavo pa je prišlo do hipnih in nepričakovanih sprememb. Rezultati raziskave kažejo hitro prilagoditev simetričnim gibom. Čeprav so običajni dvoročni gibi simetrični, lahko gibi, naučeni med rehabilitacijo (pričakovano bolj asimetrični), tudi vplivajo na izboljšanje motoričnih sposobnosti.

4.3.4 Končne ugotovitve

Motorično učenje velja za pomemben mehanizem uspešne rehabilitacije [60]. S predstavljenim prilagojenim robotskim sistemom za dvoročno urjenje smo pokazali uspešno motorično učenje spremenjene dinamike tako za enoročne kot dvoročne gibe. Izkazalo se je, da ima asimetrična dvoročna vadba podoben učinek na motorično učenje kot bolj običajna simetrična dvoročna vadba. Dvoročna vadba je izboljšala izvedbo tako dvoročnih kot tudi enoročnih gibov.

V prvem delu doktorske disertacije smo z vadbo oseb s hemiparezo pokazali prednosti adaptivne dvoročne vadbe za izvedbo dvoročnih kot tudi enoročnih gibov. Ugotovitve prvega dela skupaj z ugotovitvami o lastnostih motoričnega učenja pri zdravih osebah nakazujejo, da je dvoročna vadba lahko koristna za paciente po možganski kapi. Koristnost ni odvisna od motoričnih sposobnosti paretičnega uda, saj se tudi nesimetrična vadba izkaže za pozitivno. Prilagajanje pomoči neokvarjenega uda ima to prednost, da lahko program vadbe prilagajamo spremenljajočim potrebam vsakega posameznika, tako med posameznimi gibi kot tekom celotne rehabilitacije [69]. Na začetku rehabilitacije bi lahko paretični ud zaradi omejene funkcije izvajal dvoročne gibe z relativno majhno močjo. Ko pa bi se udu izboljševala funkcija, bi lahko prevzel tudi večji del skupnega dvoročnega giba – postopen prehod iz asimiterične k simetrični dvoročni vadbi. Vadbo lahko popolnoma prilagajamo sposobnostim in potrebam posameznega pacienta, ko se mu izboljšujejo specifične funkcije paretičnega uda.

5. Sistem za samostojno senzorno podprto dvoročno vadbo

V prvem delu doktorske disertacije se je pokazala koristnost robotskega sistema, da lahko med vadbo aktivno prilagaja pogoje vadbe (razmerje sil rok) posameznikovim potrebam. Prednosti robotskih sistemov v pogojih dvoročne vadbe pa se kažejo tudi v merjenju, vrednotenju gibanja in posredovanje povratnih informacij vadeči osebi. Izkaže se pomembnost koordiniranega gibanja obeh rok in možnost sistema, da prilagaja delovanje trenutnim potrebam. Podobne koristi, predvsem možnost vrednotenja kvalitete gibanja lahko dosežemo tudi z bolj preprostim senzornim sistemom za samostojno senzorno podprto dvoročno vadbo, predstavljenim v zadnjem delu. Senzorni sistem zaradi svoje zgradbe fizično ne mora posegati v pogoje vadbe. Sistem združuje preprostost in intuitivnost samostojne vadbe s terapeutom in zmožnost robotskih sistemov merjenja, vrednotenja kvalitete izvedbe vadbe in pomoči motorični oslabljeni roki prek patientove boljše roke. Da bi ovrednotili uporabnost takega samostojnega pristopa k rehabilitaciji zgornjih udov, smo s tem sistemom opravili dve neodvisni raziskavi z različnima izhodiščema. Prva predstavlja študijo primera in obsega vadbo ene osebe prek obdobja nekaj tednov. Druga raziskava je zasnovana kot krajša vadba večjega števila oseb z različnimi patologijami in stopnjami motoričnih okvar zgornjih udov.

Največji vpliv na okrevanje ima vadba v prvih šestih mesecih po poškodbi živčno-mišičnega sistema [70]. Pacienti so ob odpustu iz bolnišnične oskrbe pogosto motivirani, da bi z vadbo nadaljevali tudi v domačem okolju [71]. Določene klinične študije namreč kažejo, da so tudi po preteklu teh kritičnih šestih mesecev možne izboljšave funkcij prizadetega uda [72, 73]. Egglestone in sod. [74] so ugotovili nekatere pomembne lastnosti, potrebne v sistemih za samostojno vadbo na domu: prilagodljivost sistema različnim posameznikom, preprost vmesnik za upravljanje, zmožnost ustrezne in kvalitetne zaznave gibanja ter primerna po-

vratna informacija uporabniku. Te lastnosti smo poskušali vključiti tudi v sistem za samostojno senzorno podprto dvoročno vadbo.

Cilj pri razvoju sistema za samostojno senzorno podprto dvoročno vadbo je bil razviti in validirati sistem, primeren za vadbo znotraj kliničnih ustanov in kasnejše nadaljevanje vadbe v domačem okolju. Tak sistem bi pacienti lahko najprej uporabljali v okviru intenzivne rehabilitacije pod nadzorom fizioterapevtov med bolnišničnim bivanjem. Kasneje bi napravo odnesli s seboj domov, kjer bi lahko z vadbo samostojno nadaljevali. Sistem je lahko vključen tudi v telerehabilitacijski koncept, kjer bi prek interneta vadbo na domu nadzirali in usmerjali terapevti.

5.1 Metode

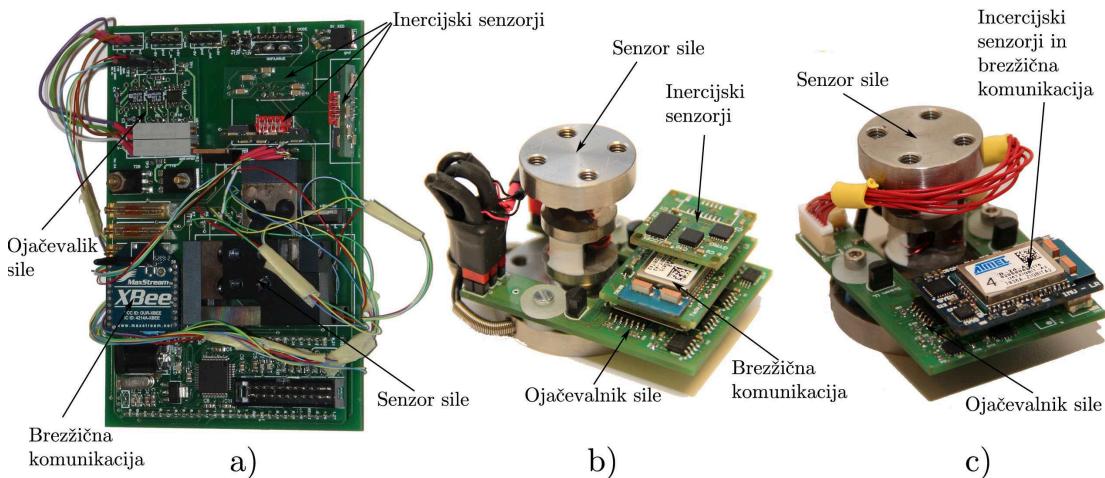
5.1.1 Strojna oprema

Razvojne faze senzornega sistema

Razvoj senzornega sistema za samostojno dvoročno vadbo je bil izveden v več fazah, s katerimi smo validirali lastnosti in možnosti koncepta senzorno podprtne samostojne dvoročne vadbe.

Na sliki 5.1 so prikazane različne faze razvoja elektronike in senzorjev sil. Slika 5.1 a kaže prvi prototip senzornega sistema, s katerim je bila napravljena prva validacija predlaganega koncepta samostojne dvoročne vadbe. S pravilno postavitvijo treh senzorjev sil, ki sicer delujejo le v eni smeri, smo dobili senzor sile, ki meri sile v vseh treh smereh v obsegu ± 100 N. Ojačevalnik je realiziran na razvitem tiskanem vezju (dimenzijske 8 cm x 13 cm). Na vezje so pritrjeni tudi trije enosni pospeškometri in žiroskopi. Skupaj nam dajo prostorske informacije o pospeških in kotnih hitrostih senzornega sistema. Podatke smo brezštečno prenašali z XBee-modulom (Digi International Inc.) – IEEE 802.15.4 [75].

Z naslednjim korakom v razvoju (slika 5.1 b) smo nadgradili praktično vse elemente sistema. Najbolj opazna je sprememba velikosti, saj smo vezje zmanjšali na 4 cm x 5,5 cm. Popolnoma na novo je bil razvit prostorski senzor sil, ki kot predhodna izvedba meri sile v obsegu ± 100 N v treh smereh. Ojačevalnik sil je bil povsem na novo zasnovan in smo ga precej zmanjšali, nekateri analogni elementi so bili nadomeščeni z digitalnimi. Sistem sestavlja tudi ločena

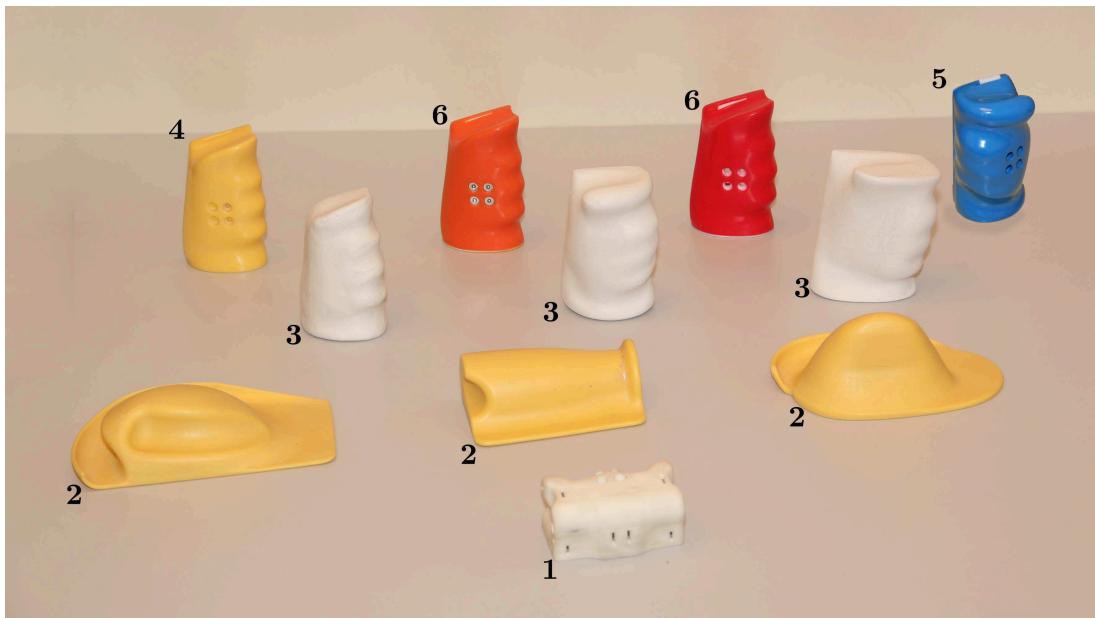


Slika 5.1: Razvoj elektronike senzornega sistema.

ploščica z enim triosnim pospeškometrom, triosnim žiroskopom in dodatno tudi triosnim magnetometrom. Brezžična komunikacija je potekala z Atmel ZigBit ATZB-24-A2-modulom (Atmel Corporation), ki prav tako deluje po protokolu IEEE 802.15.4 [76].

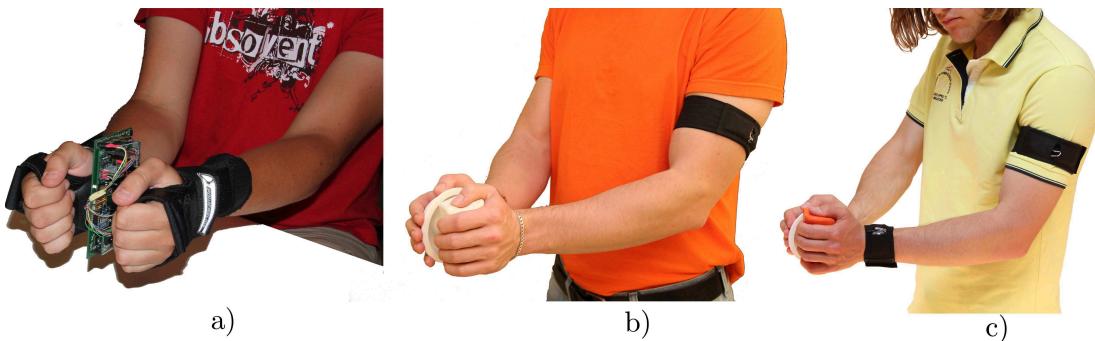
Zadnja verzija (natančneje opisana v nadaljevanju) na sliki 5.1 c prinaša manjše popravke ojačevalnika sil, napajanja in povezav različnih komponent sistema. Senzor sil ostaja isti kot v prejšnji izvedbi. Uporabljeno je bilo vezje na katerem se nahajajo pospeškometer, žiroskop, magnetometer in Atmel ZigBit-modul.

Za opremo, ki se uporablja v rehabilitaciji, je zelo pomembna tudi ergonomija samega držala, ki je v našem primeru istočasno tudi ohišje elektronskega dela. Zato smo velik poudarek dali obliki ohišja senzornega sistema. Razvoj ohišja je prikazan na sliki 5.2. Prvo ohišje (1) je narejeno s postopkom 3D-tiska. Za osnovo je služil model, ki smo ga oblikovali iz kosa umetne mase. Ob pogovoru s terapeuti Rehabilitacijskega inštituta Soča se je ta oblika izkazala za neprimerno. Zato smo z njihovo pomočjo razvili tri testne oblike (2), ki so jih terapeuti obsežno testirali med svojim delom s pacienti. Na podlagi mnenj terapeutov in pacientov smo oblikovali več glinenih modelov (3), ki so služili kot osnova za dve novi ohišji, narejeni s postopkom 3D tiska (4 in 5). Zaradi boljšega oprijema smo dve ohišji še dodatno prevlekli z gumo (6). Razvoj ergonomskega ohišja je od testnih oblik (2) dalje potekal pod vodstvom dr. Aleša Hribarja iz Laboratorija za robotiko, Fakultete za elektrotehniko.



Slika 5.2: Razvoj ohišja senzornega sistema: 1 – prva izvedba, 2 – testne oblike, 3 – glineni modeli, 4 in 5 – novi oblici, narejeni s 3D tiskom, 6 – gumirani ohišji.

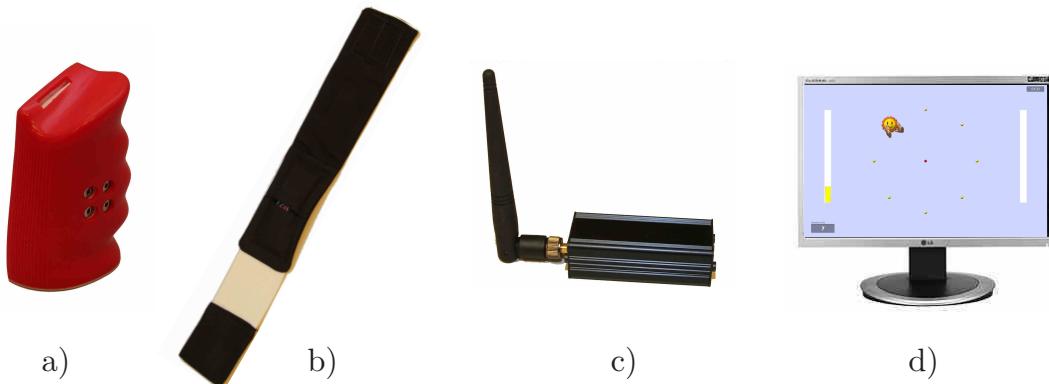
Na sliki 5.3 so prikazani načini dvoročne vadbe s senzornim sistemom v različnih fazah razvoja. Na levi je prikazan sistem za validacijo koncepta, ki pa še ne vključuje ohišja za elektronske komponente. Na sredini je izvedba s prvim ohišjem in zmanjšanim elektronskim delom. Desno pa je predstavljena vadba s končnim senzornim sistemom za dvoročno vadbo.



Slika 5.3: Dvoročna vadba s senzornim sistemom v različnih razvojnih fazah.

Senzorni sistem za samostojno dvoročno vadbo

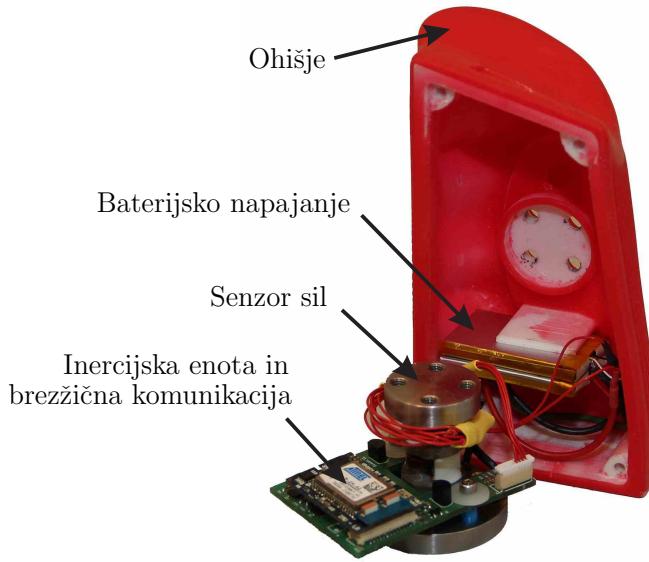
Sistem za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo je zasnovan na način, ki združuje preprosto in varno samostojno dvoročno vadbo z možnostjo objektivnega merjenja gibanja med vadbo in posredovanjem povratne informacije o vadbi, ki ju omogoča rehabilitacija z robotom. To smo dosegli s senzorji, vgrajenimi v sistem, brezžično komunikacijo, dvoročno zasnovno in pasivno zgradbo brez aktivnih prostorskih stopenj. Sistem za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo (slika 5.4) sestavlja ročna naprava (a), ki jo uporabnik drži v bolj prizadeti roki, senzorja orientacije nadlakti in podlakti (b), sprejemna enota (c) in osebni računalnik, na katerem se prikazuje virtualna naloga (d).



Slika 5.4: Sistem za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo: a) ročna naprava; b) senzor orientacije; c) sprejemna enota in d) osebni računalnik.

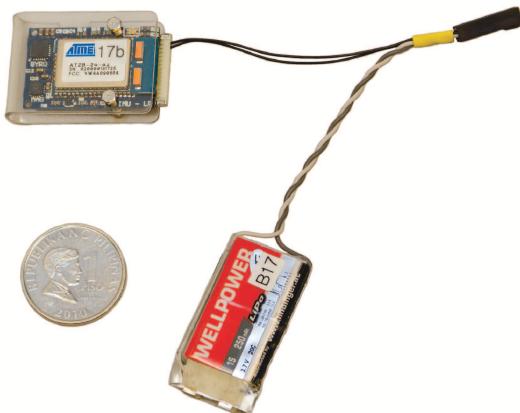
Osrednji del sistema je ročna naprava, ki jo uporabnik drži v svoji bolj prizadeti roki (slika 5.5). Njeno ohišje je ergonomsko oblikovano in narejeno s postopkom 3D-tiska ter dodatno gumirano, kar omogoča zanesljiv in udoben prijem. Znotraj ohišja se nahaja 3-osni senzor sil z razponom merjenja sil ± 100 N in ločljivostjo približno 0,1 N v vseh smereh. Ročno napravo sestavlja tudi inercijski senzor orientacije (slika 5.6), ki določa njeno orientacijo v prostoru. Z brezžično izvedbo naprave smo zagotovili, da gibanje ni omejeno zaradi konstrukcije naprave. Izvedeno baterijsko napajanje omogoča vsaj štiriurno avtonomno delovanje. Razviti sta bili dve verziji naprave, prilagojeni za delo z bolj okvarjeno levo ali desno roko.

Z elastičnima trakovoma sta na nadlaket in podlaket pritrjena dva senzorja orientacije. Senzor je izведен z inercijsko meritveno enoto (slika 5.6), ki na po-



Slika 5.5: Zgradba ročne naprave za samostojno senzorno podprto dvoročno vadbo.

dlagi prostorskih meritev pospeškometra, žiroskopa in magnetometra določi svojo orientacijo v prostoru [77]. Ker je lega senzorja na segmentu stalna, je posledično znana tudi orientacija segmenta roke (nadlaket oziroma podlaket). Ob znanih orientacijah segmentov roke in ob predpostavki znanega kinematičnega modela roke lahko določimo pozicijo dlani v prostoru [78]. Prav tako senzorji orientacije delujejo brezžično in so baterijsko napajani ter tako ne ovirajo gibanja. Za razvoj senzorjev orientacije ima vse zasluge Tadej Beravs iz Laboratorijsa za robotiko, Fakultete za elektrotehniko.



Slika 5.6: Senzor orientacije.

Celoten meritni del sistema za senzorno podprtvo dvoročno vadbo je prikazan na sliki 5.7. Oseba v eni roki drži ročno napravo, v drugi pa ustrezni nastavek za dvoročno vadbo. Na nadlaket in podlaket sta s črnima elastičnima trakovoma pritrjena senzorja orientacije.



Slika 5.7: Uporabnik med vadbo s sistemom za samostojno dvoročno vadbo.

5.1.2 Senzorna integracija

Senzor orientacije (inercijska meritna enota) podaja svojo trenutno orientacijo glede na prostorske podatke, pridobljene iz pospeškometra, žiroskopja in magnetometra. Za izračun orientacije iz surovih meritev senzorjev je bil uporabljen Kalmanov filter s sigma točkami (angl. “Unscented Kalman filter” – UKF) [79]. UKF je zlasti primeren za oceno zelo nelinearnih sistemov, kjer se odreže bolje kot Razširjen Kalmanov filter (EKF), ki nelinearne funkcije linearizira v okolici delovne točke. UKF uporablja deterministični pristop z izbiro minimalnega števila vzorčnih točk (t. i. sigma točk) v okolici srednje vrednosti. Sigma točke posredujemo skozi nelinearni model sistema, od koder sta ocenjeni srednja vrednost in kovarianca izhodov. Rezultat je filter, ki natančno zajema srednjo vrednost in kovarianco signala. Zasnova in izvedba v nadaljevanju navedenega Kalmano-

vega filtra s sigma točkami je delo izr. prof. dr. Matjaža Mihlja, Laboratorij za robotiko, Fakulteta za elektrotehniko.

Postopek UKF lahko za določen diskretni trenutek k razdelimo na tri dele:

1. Določitev $2L + 1$ sigma točk \mathcal{X} :

$$\mathcal{X}_{k-1} = \left[\hat{\mathbf{x}}_{k-1}, \hat{\mathbf{x}}_{k-1} + \gamma \sqrt{\hat{\mathbf{P}}_{k-1}}, \hat{\mathbf{x}}_{k-1} - \gamma \sqrt{\hat{\mathbf{P}}_{k-1}} \right], \quad (5.1)$$

pri čemer je $\hat{\mathbf{x}}_{k-1}$ srednja vrednost opazovanega vektorja stanj ob času $k-1$, \mathbf{P}_{k-1} je kovarianca ob času $k-1$, $\gamma = \sqrt{L + \lambda}$ in λ je skalirni parameter sigma točk [80].

2. Časovne funkcije:

$$\mathcal{X}_{k|k-1}^x = \mathbf{f}(\mathcal{X}_{k-1}^x, \mathcal{X}_{k-1}^v, u_{k-1}) \quad (5.2)$$

$$\hat{\mathbf{x}}_k^- = \sum_{i=0}^{2L} w_i^{(m)} \mathcal{X}_{i,k|k-1}^x \quad (5.3)$$

$$\mathbf{P}_{\mathbf{x}_k}^- = \sum_{i=0}^{2L} w_i^{(c)} (\mathcal{X}_{i,k|k-1}^x - \hat{\mathbf{x}}_k^-) (\mathcal{X}_{i,k|k-1}^x - \hat{\mathbf{x}}_k^-)^T \quad (5.4)$$

Sigma točke pošljemo skozi nelinearni model \mathbf{f} realnega sistema. Določimo oceno vektorja stanj $\hat{\mathbf{x}}_k^-$ in kovarianco $\mathbf{P}_{\mathbf{x}_k}^-$.

3. Merilne funkcije:

$$\mathcal{Y}_{k|k-1} = \mathbf{h}(\mathcal{X}_{k-1}^x, \mathcal{X}_{k-1}^n, u_{k-1}) \quad (5.5)$$

$$\hat{\mathbf{y}}_k^- = \sum_{i=0}^{2L} w_i^{(m)} \mathcal{Y}_{i,k|k-1} \quad (5.6)$$

$$\mathbf{P}_{\mathbf{y}_k} = \sum_{i=0}^{2L} w_i^{(c)} (\mathcal{Y}_{i,k|k-1} - \hat{\mathbf{y}}_k^-) (\mathcal{Y}_{i,k|k-1} - \hat{\mathbf{y}}_k^-)^T \quad (5.7)$$

$$\mathbf{P}_{\mathbf{x}_k \mathbf{y}_k} = \sum_{i=0}^{2L} w_i^{(c)} (\mathcal{X}_{i,k|k-1}^x - \hat{\mathbf{x}}_k^-) (\mathcal{Y}_{i,k|k-1} - \hat{\mathbf{y}}_k^-)^T \quad (5.8)$$

$$\mathbf{K}_k = \mathbf{P}_{\mathbf{x}_k \mathbf{y}_k} \mathbf{P}_{\mathbf{y}_k}^{-1} \quad (5.9)$$

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \hat{\mathbf{x}}_k^- + \mathbf{K}_k (\mathbf{y}_k - \hat{\mathbf{y}}_k^-) \quad (5.10)$$

$$\mathbf{P}_{\mathbf{x}_k} = \mathbf{P}_{\mathbf{x}_k}^- - \mathbf{K}_k \mathbf{P}_{\mathbf{y}_k} \mathbf{K}_k^T \quad (5.11)$$

Sigma točke pošljemo skozi meritni model \mathbf{h} , da dobimo srednjo oceno merjenih parametrov $\hat{\mathbf{y}}_k^-$, kovarianco te ocene $\mathbf{P}_{\mathbf{y}_k^-}$ ter medsebojno kovarianco stanj in merjenih spremenljivk $\mathbf{P}_{\mathbf{x}_k \mathbf{y}_k}$. Najboljšo oceno $\hat{\mathbf{x}}_k$ dobimo, ko oceno iz časovnega modela \mathbf{f} popravimo za faktor, odvisen od izmerjenih parametrov \mathbf{y}_k in njihovih ocen $\hat{\mathbf{y}}_k^-$ (enačba (5.10)).

V enačbi (5.2) je za oceno prihodnjega stanja sistema uporabljen časovni model \mathbf{f} [81]. Vektor stanj, ki ga uporablja UKF, je definiran kot $\mathbf{x} = [q^T, \mathbf{b}^T]^T$, pri čemer je $q = [q_0, \boldsymbol{\rho}^T]^T$ enotski kvaternion s skalarnim delom q_0 in vektorskimi delom $\boldsymbol{\rho} = [\rho_1, \rho_2, \rho_3]^T$. Konjugirana vrednosti q predstavlja orientacijo inercijske meritne enote v globalnem koordinatnem sistemu. $\mathbf{b} = [b_1, b_2, b_3]$ je enosmerna napaka izmerjenih vrednosti žiroskopa.

Časovni model \mathbf{f} je opisan kot

$$q_{k+1}^- = \left(\mathbf{I}_{3x3} + \frac{1}{2} T \boldsymbol{\Omega}_\omega \right) q_k^+ - \frac{1}{2} T \boldsymbol{\Xi}_q \mathbf{b}_k^+ + \frac{1}{2} T \boldsymbol{\Xi}_q \mathbf{w}_{g,k+1}, \quad (5.12)$$

$$\mathbf{b}_{k+1}^- = \mathbf{b}_k^+ + \mathbf{w}_{b,k+1}. \quad (5.13)$$

Spremenljivka $\mathbf{x}_k^+ = [q_k^+, \mathbf{b}_k^+]$ predstavlja vrednost \mathbf{x} ob času k , $\mathbf{x}_{k+1}^- = [q_{k+1}^-, \mathbf{b}_{k+1}^-]$ je ocenjena vrednost \mathbf{x} za čas $k+1$, opravljena iz \mathbf{x}_k^+ ob času k . $\mathbf{w}_{g,k+1}$ predstavlja šum žiroskopa in $\mathbf{w}_{b,k+1}$ je šum enosmerne napake žiroskopa, T je vzorčni čas in \mathbf{I}_{3x3} je identična matrika dimenzij 3x3. $\boldsymbol{\Omega}_\omega$ je poševnosimetrična matrika, sestavljena iz surovih kotnih hitrosti, ki jih izmeri žiroskop ob času $k+1$. Matrika $\boldsymbol{\Xi}_q$ uteži vpliv vrednosti vektorja suma žiroskopa $\mathbf{w}_{b,k+1}$ in enosmerno napako žiroskopa \mathbf{b}^+ na q_{k+1}^- .

Meritveni model \mathbf{h} opisuje razmerje med meritvami pospeškometra in magnetometra ter vektorjem stanja \mathbf{x} [81]. Podan je z enačbo

$$\begin{bmatrix} \mathbf{a}_m \\ \mathbf{m}_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}(q_{k+1}^-) \mathbf{g}_e \\ \mathbf{R}(q_{k+1}^-) \mathbf{m}_e \end{bmatrix}, \quad (5.14)$$

pri čemer je $\mathbf{R}(q)$ 3x3 rotacijska matrika določena iz kvaterniona q kot

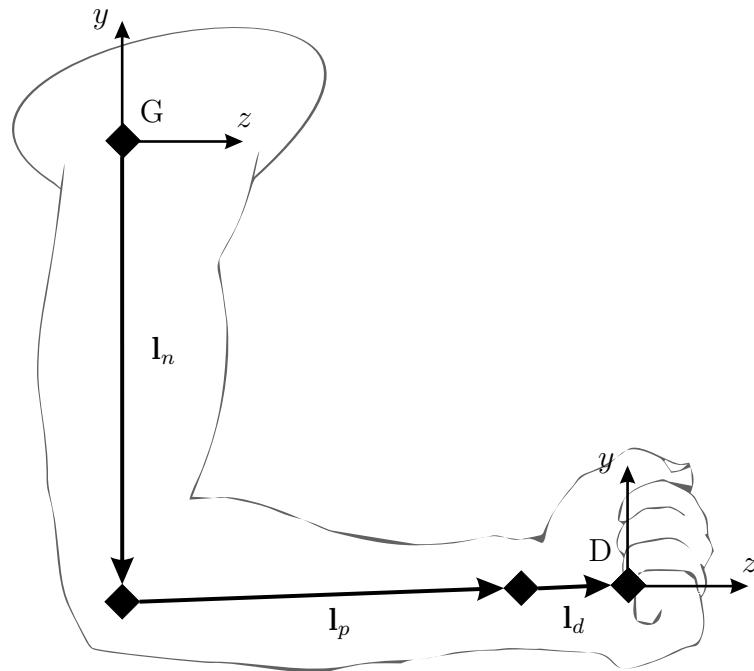
$$\mathbf{R}(q) = (q_0^2 - \boldsymbol{\rho}^T \boldsymbol{\rho}) \mathbf{I}_{3x3} + 2\boldsymbol{\rho}\boldsymbol{\rho}^T - 2\boldsymbol{\rho} \begin{bmatrix} 0 & -\rho_3 & \rho_2 \\ \rho_3 & 0 & -\rho_1 \\ -\rho_2 & \rho_1 & 0 \end{bmatrix}. \quad (5.15)$$

\mathbf{a}_m in \mathbf{m}_m so izmerjene vrednosti pospeška in magnetnega polja ob času $k+1$, izražene v koordinatnem sistemu inercijskih meritnih enot. \mathbf{g}_e je vektor gravitacije

in \mathbf{m}_e je vektor zemeljskega magnetnega polja. Oba sta izražena v globalnem koordinatnem sistemu.

5.1.3 Kinematika roke

Človeško roko lahko poenostavljeno predstavimo kot mehanizem s sedmimi prostostnimi stopnjami (slika 5.8). Tak model sestavlja trije sklepi: ramenski sklep s tremi rotacijskimi osmi nadlakti, komolčni sklep z rotacijskima osema podlakti in zapestni sklep z rotacijskima osema dlani. Ramenski in komolčni sklep povezuje nadlahtnica. Dolžino nadlakti v začetni legi zapišemo kot $\mathbf{l}_{n0} = [0, -30, 0]$ cm v globalnem koordinatnem sistemu (označen na sliki 5.8). Podlahtnico, ki povezuje komolčni in zapestni sklep, v začetni legi opišemo v globalnem koordinatnem sistemu kot $\mathbf{l}_{p0} = [0, 0, 28]$ cm. Razdaljo od zapestja do središča dlani v začetni legi pa označimo z $\mathbf{l}_{d0} = [0, 0, 5]$ cm.



Slika 5.8: Preprost kinematični model človeške roke v začetni legi. Označena sta globalni koordinatni sistem (G) in delovni koordinatni sistem (D).

Orientacijo posameznih segmentov določimo s senzorji orientacije, pritrjenimi na posamezne segmente. Orientacije posameznih segmentov nam podajajo trije kvaternioni: q_n (orientacija nadlakti), q_p (orientacija podlakti) in q_d (orientacija

dlani). Trenutne vrednosti posameznih segmentov dobimo, če njihove začetne vrednosti \mathbf{l}_{n0} , \mathbf{l}_{p0} in \mathbf{l}_{d0} zavrtimo v trenutno orientacijo segmenta. Trenutne vrednosti posameznih segmentov, izražene v globalnem koordinatnem sistemu \mathbf{l}_n , \mathbf{l}_p in \mathbf{l}_d , tako dobimo kot

$$\mathbf{l}_n = q_n \mathbf{l}_{n0} q_n^{-1}, \quad (5.16)$$

$$\mathbf{l}_p = q_p \mathbf{l}_{p0} q_p^{-1}, \quad (5.17)$$

$$\mathbf{l}_d = q_d \mathbf{l}_{d0} q_d^{-1}. \quad (5.18)$$

Oznake q_n^{-1} , q_p^{-1} in q_d^{-1} predstavljajo inverzne vrednosti pripadajočih kvaternionov orientacij segmentov.

Pozicijo dlani v globalnem koordinatnem sistemu z izhodiščem v rami dobimo, če seštejemo segmente nadlakti, podlakti in dlani v trenutni orientaciji po enačbi

$$\mathbf{P}_g = \mathbf{l}_n + \mathbf{l}_p + \mathbf{l}_d. \quad (5.19)$$

Zaradi navideznih nalog želimo pozicijo dlani izraziti v delovnem koordinatnem sistemu (na sliki 5.8 označen z D) znotraj delovnega prostora obeh rok. Za izhodišče delovnega koordinatnega sistema izberemo začetno pozicijo dlani (slika 5.8) ob zagonu sistema. Orientacija delovnega koordinatnega sistema je enaka orientaciji globalnega koordinatnega sistema. Vektor pozicije dlani se v delovni koordinatni sistem preračuna po spodnji enačbi

$$\begin{aligned} \mathbf{P} &= \mathbf{P}_g - (\mathbf{l}_{n0} + \mathbf{l}_{p0} + \mathbf{l}_{d0}), \\ \mathbf{P} &= \mathbf{P}_g - [0, -30, 33] \text{ cm}. \end{aligned} \quad (5.20)$$

Orientacija dlani je določena z orientacijo senzorja orientacije v ročni napravi. Orientacijo ročne naprave podaja kvaternion q_d .

5.1.4 Možnosti uporabe sistema za samostojno senzorno podprto dvoročno vadbo

Sistem za samostojno senzorno podprto dvoročno vadbo omogoča številne in funkcionalne zelo različne naloge. Vse naloge so izvedljive s predstavljenim sistemom ali pa z le manjšimi prilagoditvami (na primer s spremenjenim nastavkom). Večino funkcij bi v splošnem lahko izvajali tako z zgornjimi kot tudi s spodnjimi udi, vendar na tem mestu opisujemo le vadbo rok. Funkcije naprave lahko najprej

razdelimo glede na delovanje sil na napravo: notranje uravnotežene sile ali sile, uravnotežene glede na fiksno ozemljitev.

Notranje uravnotežene sile

Sistem ni v kontaktu z okolico in se dotika le enega ali obeh udov vadeče osebe.

- **Enoročni način**

Pacient drži napravo v bolj prizadeti roki oziroma je le-ta pritrjena na dlan s trakovi, v kolikor nima zadostne funkcije prijema (slika 5.9).



Slika 5.9: Enoročna vadba.

- *Seganje v prostoru.* Izvajanje virtualnih nalog; od preprostih nalog, kot je seganje do določene točke, do simulacij nalog vsakodnevnega življenja. Pri teh nalogah pride do sledenja pozicije in orientacije dlani ter (lahko) vrednotenja sil prijema.
- *Merjenje obsega gibanja.* Na podlagi izvedenih skrajnih gibov roke lahko določimo obseg gibanja uda ali posameznih sklepov.
- *Fleksija in ekstenzija prstov.* Merjenje maksimalnih sil fleksije in eksstenzije ter vadba prijema. Merjenje se izvaja na način, da oseba s prsti in dlanjo oprime napravo med ohišjem in senzorjem sile, na katerega pritrdimo meritveni nastavek. Za vadbo ekstenzije je potrebna dodatna fiksacija prstov.

- **Dvoročni način**

Napravo držimo v obeh rokah. Če je potrebno, je paretična roka s tra-

kovi fijsirana na napravo. Za različne načine dvoročne vadbe se uporabijo različni nastavki/prijemala (slika 5.10).



Slika 5.10: Dvoročna vadba.

- *Dvoročno seganje v prostoru.* Izvajanje virtualnih nalog; od preprostih nalog, kot je seganje do določene točke, do simulacij nalog vsakodnevnega življenja. Zdrav ud pomaga okvarjenemu, če je to potrebno. Pacientu posredujemo podatke o uspešnosti vadbe.
- *Otežena vadba.* Neokvarjena roka nudi upor gibanju prizadete roke in ga lahko glede na stanje okvarjene roke prilagaja.
- *Evalvacija sposobnosti rok.* Med dvoročno vadbo nam neokvarjen ud predstavlja referenco normalnih motoričnih funkcij. Glede na to lahko določimo nivo motoričnih okvar paretičnega uda in spremljamo njegov napredek.
- *Izometrična vadba.* Generiranje nasprotnih sil – stiskanje ali raztezanje naprave.
- *Pasivno razgibavanje.* Pacient si svoj okvarjeni ud razgibava z neprizadetim. Lahko spremljamo in vrednotimo sile interakcije med rokama, ki pri tem nastopajo.
- *Merjenje obsega gibanja.* Na podlagi skrajnih dvoročnih gibov določimo doseg dvoročnega gibanja ali pa obseg posameznih dvoročnih gibov.

Uravnotežene sile glede na fiksno ozemljitev

Naprava deluje v kontaktu z drugimi objekti v prostoru. Tako nam sistem posreduje informacije o silah, relativnih glede na ta objekt (slika 5.11).



Slika 5.11: Razbremenitev po mizi.

• Vpetje na togo podlago

Napravo togo fiksiramo trdno na podlago (na primer na mizo) in le z generiranjem sil (brez premikov) opravljamo navidezno nalogo.

- *Sledenje referenčni sili.* Oseba sledi vnaprej predpisanim silam v treh dimenzijah. Referenčne in dejanske sile so predstavljene na računalniškem zaslonu.
- *Merjenje maksimalnih sil.* Okvarjeni ud izvaja na fiksen objekt čim večje sile v vseh treh smereh.
- *Merjenje dinamike roke.* Merjenje frekvenčnega spektra sil, s katerimi se oseba odzove na različne oblike vzbujjalnega signala.

• Vpetje na robotski manipulator

Napravo pritrdimo na robotski manipulator, kar nam omogoča več načinov bolj kompleksne uporabe.

- *Dvoročna vadba.* Oseba izvaja kompleksne dvoročne gibe, ki jih lahko omejimo z manipulatorjem. Glede na uspešnost izvajanja nalog manipulator zagotavlja optimalno pomoč zdrave roke parični. Poleg vadbe način omogoča tudi evalvacijo funkcionalne sposobnosti paričnega uda.

- *Enoročna vadba.* Manipulator zamenja vlogo neprizadetega uda in, če je potrebno, aktivno asistira pri gibanju okvarjenega uda. Mogoča je tudi evalvacija funkcij okvarjenega uda.
- *Merjenje maksimalnih sil.* Postavimo robota v različne lege in merimo maksimalne sile paretičnega uda v različnih položajih.

• Vpetje prek fizioterapevta

Naprava je pritrjena na opornico, prek katere terapeut deluje na pacienta. Merimo sile interakcije, ki nastopajo med pacientom in terapeutom med potekom vadbe. Te sile lahko nadzorujemo in ustrezzo predstavimo v realnem času (slika 5.12).

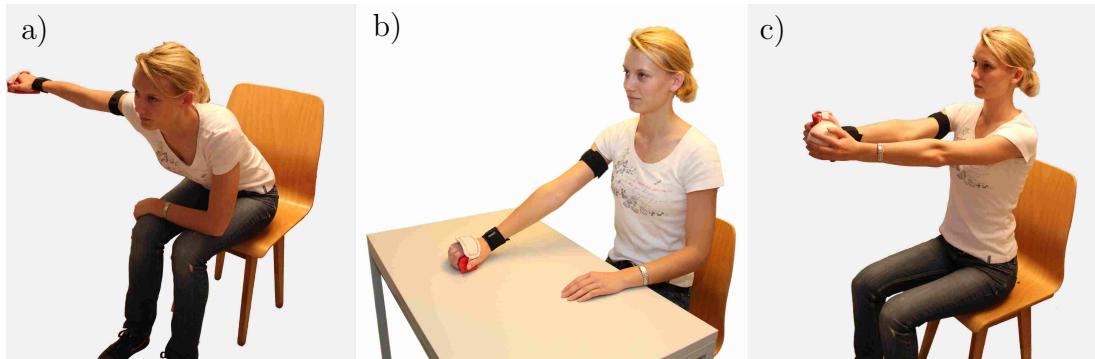


Slika 5.12: Vpetje na terapevta.

- *Razgibavanje.* Merimo interakcijsko silo med terapeutom in pacientom med običajnim razgibavanjem. Terapeutu lahko posredujemo trenutne vrednosti sil, da lahko prilagaja vadbo.
- *Merjenje maksimalnih sil.* Bolnik izvaja teste maksimalnih sil pod nadzorom terapevta in v legah, ki jih določi terapeut.
- *Merjenje mišičnega tonusa.* Terapeut izvaja klasične meritve mišičnega tonusa. Iz izmerjenih sil ob nastopu povečanega upora spastičnega uda lahko natančneje določi stopnjo mišičnega tonusa.

5.1.5 Naloge v navideznem okolju

Med vsemi predstavljenimi načini uporabe senzornega sistema je bila njegova validacija izvedena s tremi različnimi tipi gibov, ponazorjenimi na sliki 5.13.

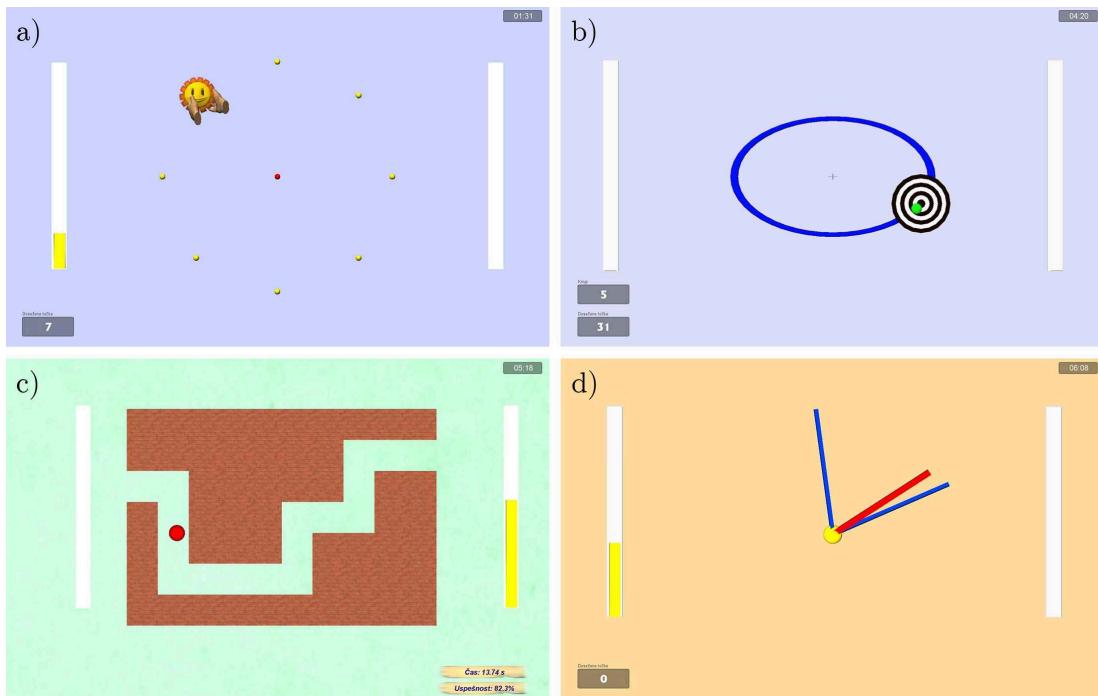


Slika 5.13: Oseba med različnimi tipi vadbe: enoročna vadba v razbremenitvi (a), enoročna vadba po mizi (b) in dvoročna vadba (c).

- a) *Enoročni gibi v razbremenitvi.* Oseba izvaja vadbo z bolj prizadeto roko sede v priklonjenem položaju, kjer je roka razbremenjena lastne teže.
- b) *Enoročni gibi po mizi.* Oseba izvaja vadbo sede z bolj prizadeto roko, razbremenjeno na mizi. Gibanju nasprotuje sila trenja, ki jo lahko z ustrezno izbiro nastavka spremojamo.
- c) *Dvoročni gibi v prostoru.* Na ročno napravo namestimo nastavek za dvoročno vadbo, katerega oseba drži z manj prizadeto roko. Vaje se potem izvajajo dvoročno v prostoru.

Izračunana lega dlani in izmerjene sile se posredujejo v navidezno okolje, prikazano na računalniškem zaslonu. Z gibanjem roke v prostoru oseba izpolnjuje cilje, določene z navidezno nalogo. Vse predstavljenе navidezne naloge so primerne tako za enoročno kot tudi za dvoročno vadbo, tako v frontalni (navpični ravnini) kot transverzalni (vodoravni) ravnini. Za vadbo s sistemom je bilo razvitih več nalog, predstavljenih na sliki 5.14.

- a) **Sončki.** Linearni gibi v izbrani ravnini. Gibi se začnejo v izhodiščni legi sredi zaslona. Na elipsi se potem v naključni smeri pojavi nova končna točka v obliki sončka, ki ga moramo čim prej doseči. Ko dosežemo končno



Slika 5.14: Navidezne naloge sistema za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo: Sončki (a), Kroženje (b), Labirint (c) in Rotacije (d).

točko, sonček izgine in se vrnemo v izhodišče, od koder se naloga ponovi. Obseg referenčnih točk je prilagodljiv posameznikovim potrebam.

- b) **Kroženje.** Krožni gibi v izbrani ravnini. Sledimo referenčni točki (tarči) po eliptični trajektoriji v obe smeri in z različnimi hitrostmi gibanja. Obseg, smer in hitrost kroženja lahko nastavimo glede na pacientove potrebe. Naloga se točkuje glede na natančnost sledenja.
- c) **Labirint.** Kompleksni gibi v izbrani ravnini. Cilj vaje je, da oseba čim hitreje in brez dotikov s steno opravi pot skozi naključno generirani labirint. Ko pride do konca labirinta, se po isti poti tudi vrne.
- d) **Rotacije.** Pronacija in supinacija bolj prizadete roke. Orientacija rdeče črte ustreza rotaciji dlani. Oseba mora dlan vrteti izmenično v dve ciljni orientaciji (modri črti), ki ju predhodno nastavimo glede na sposobnosti vadeče osebe.

Pri vseh nalogah dvoročne vadbe smo na zaslonu prikazovali tudi delovanje sil. Na zaslonu na levi in desni strani sta dva bela pravokotnika, kjer se prika-

zuje delovanje leve oziroma delovanje desne roke med gibanjem (slika 5.14). Če na skupen dvoročen gib aktivno deluje leva roka z večjimi silami, potem se na levi strani pojavi rumen stolpec, katerega višina je sorazmerna z velikostjo sile med rokama. V obratnem primeru, ko desna roka izvaja silo na levo, se prikaže ustrezni rumen stolpec na desni strani. V kolikor so sile med rokama majhne, ni prikazana nobena sila.

5.1.6 Študija primera

V študiji primera je sodelovala 44-letna prostovoljka, 14 let po levostranski možganski krvavitvi. Gospa ima prizadeto motoriko desne polovice telesa, tako zgornjega kot spodnjega uda. Pri roki ji veliko težav predstavlja omejeno gibanje distalnega dela uda (komolec in zapestje), ponekod hoteno gibanje celo ni možno. Velik problem predstavlja tudi povečan mišični tonus v komolčnem (pronatorji) in zapestnem sklepu (fleksorji), ki gibanje še dodatno omejuje.

Pred pričetkom vadbe smo ocenili motorično funkcijo zgornjega uda in mišični tonus. Meritve smo po končani štiritedenski vadbi ponovili. Prvo testiranje je bilo opravljeno ob osmi uri zjutraj končno pa ob trinajsti.

- *Motorično funkcijo* zgornjega uda smo ocenili z Lestvico motoričnega ocenjevanja (MAS) [54], ki se običajno uporablja pri pacientih po preboleli možganski kapi. Pri vsakem testu je pacient na podlagi izvedbe naloge ocenjen z oceno od 0 do 6, kjer najnižja ocena pomeni nezmožnost izvedbe giba, najvišja pa normalno funkcijo. Pri patientki smo se osredotočili na zgornji ud in izvedli dva testa. Ocenili smo funkcijo ramenskega obroča in zgornjega dela roke ter gibe roke.
- *Mišični tonus* je definiran kot upor sproščene mišice na hiter pasiven gib. Ocenjevanje tonusa je običajno subjektivno in odvisno od izkušenosti preiskovalca. Za ocenjevanje mišičnega tonusa se lahko uporablja Modificirana modificirana Ashworthova lestvica (MMAS) [53]. Lestvica MMAS ocenjuje mišični tonus z vrednostmi od 0 do 4, kjer najnižja ocena pomeni normalni mišični tonus, najvišja pa rigidnost testiranega predela. Pri patientki smo se zaradi lastnosti nalog med testiranjem osredotočili na okvarjeni zgornji ud in testirali tonus mišic v ramenskem, komolčnem in zapestnem sklepu ter zaključili s testi za fleksorje prstov.

Vadba je potekala štiri tedne po trikrat na teden, posamezna vadba pa je trajala od 40 do 45 minut. Urjenje se je vsakokrat začelo z enoročno vadbo v razbremenitvi (slika 5.13 a), najprej z nalogo Sončki (40 do 45 ponovitev), nato še z nalogo Rotacije (10 od 13 ponovitev). Vadba se je nadaljevala z enoročnimi nalogami na mizi (slika 5.13 b) – nalogi Sončki (40 do 45 ponovitev) in Kroženje (10 do 13 krogov). Sledil je krajši premor za počitek roke in zamenjavo prijemala, nato smo izvajali dvoročne naloge v sedečem položaju (slika 5.13 c). Najprej je pacientka izvajala nalogu Rotacije z iztegnjenima (10 od 13 ponovitev) in s pokrčenima rokama (10 od 13 ponovitev). Nato je izvajala nalogu Sončki v vertikalni ravnini (20 do 23 ponovitev), kateri je sledila vadba še v horizontalni ravnini (20 do 23 ponovitev). Nalogu Kroženje je prav tako izvajala v vertikalni ravnini, pri čemer je bila elipsa bolj pokončna (10 od 13 ponovitev), in horizontalni ravnini z ležečo elipso (10 od 13 ponovitev). Za zaključek je sledil še Labirint v horizontalni ravnini z iztegnjenima rokama, pri čemer se je pacientka premikala skozi 3 različne labirinte v obe smeri. Vrstni red nalog je bil izbran z namenom, da se lažje naloge (vadba v razbremenitvi) izvajajo najprej, s čimer se mišice okvarjenega uda nekoliko ogrejejo in lažje izvajajo nekoliko težje naloge v nadaljevanju (enoročne na mizi in dvoročne).

5.1.7 Vadba pacientov z različnimi patologijami

Vadba pacientov z različnimi patologijami je potekala dvakrat tedensko v prostorih *Univerzitetnega rehabilitacijskega inštituta Republike Slovenije – Soča*. V raziskavi je sodelovalo 25 pacientov z različnih patologijami. Med vzroki za motorične težave zgornjih ekstremitet najdemo naslednje: možganska kap (MK), poškodba glave po nezgodi (PG), multipla skleroza (MS), poškodba hrbtenjače (PH), okvara perifernega živčnega sistema (OPŽ), revma (R), amiotrofična lateralna skleroza (ALS), diabetes (D), tremor (T), miastenia gravis (MG – kronična utrudljivost) in cerebralna paraliza (CP). Vsi so urjenje s sistemom za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo opravljali poleg svojih običajnih terapij med bivanjem na inštitutu. 16 pacientov je izvajalo vadbo z desno roko kot njihovo bolj prizadeto roko in 8 z levo, en pacient pa je izvajal naloge tako z levo kot z desno roko. Tukaj velja opomniti, da so nekateri pacienti imeli gibalne sposobnosti obeh rok dokaj enakovredne in smo roko, s katero so vadili, izbrali glede na njihovo mnenje.

Večina oseb je vadbo opravila le enkrat, nekaj oseb pa jo je ponovilo večkrat. Vsak pacient je izvajal dve različni nalogi, od katerih je vsaka trajala od 5 do 10 minut. Če je pacient kazal znake utrujenosti, smo namreč nalogo končali pred predvidenimi 10 minutami. Najprej je pacient z bolj prizadeto roko izvajal enoročno vadbo po mizi z nalogo Sončki (slika 5.15 a). Po nekajminutnem premoru in zamenjavi prijemala so opravljalni še dvoročno vadbo v vertikalni ravnini, prav tako z nalogo Sončki (slika 5.15 b).



Slika 5.15: Vadba na Rehabilitacijskem inštitutu Soča. Enoročna vadba po mizi (a) in vertikalna dvoročna vadba (b).

5.1.8 Obdelava podatkov

Med potekom vadbe smo shranjevali podatke sil in lege bolj prizadete roke z vzorčno frekvenco 100 Hz. Signal sil $\mathbf{F}(k)$ dobimo iz senzorja sil v ročnem delu naprave in predstavlja relativne sile prizadete roke glede na manj prizadeto roko. Lego prizadete roke določimo iz znane kinematike človeške roke in orientacije segmentov, pridobljene iz inercijskih senzorjev orientacije. V kasnejši obdelavi podatkov smo določili različne numerične parametre in grafične predstavitev gibanja, s katerimi želimo vrednotiti uspešnost izvedbe nalog in s tem napredok vadbe [82].

Število točk

Naloge vsebujejo avtomatsko točkovanje, ki je odvisno od uspešnosti izvajanja. V nalogi Sončki točke ustrezajo številu doseženih sončkov, pri Kroženju točke

odražajo natančnost sledenja referenčni tarči, v nalogi Rotacije točkujemo število uspešnih ponovitev in pri Labirintu so točke odvisne od natančnosti in časa, potrebnega za opravljeno pot. Ker je število točk odvisno od časa vadbe in obsega gibanja, ta parameter ni najbolj primeren za vrednotenje uspešnosti celotne vadbe. Boljšo informacijo dobimo, če določimo število doseženih točk v določenem časovnem obdobju. Tako definiramo T_{60} kot povprečno število točk doseženih v 60 sekundah vadbe.

Moč bolj prizadete roke

Med dvoročnim gibanjem se medročna interakcija kaže kot sila med rokama, kar nakazuje tudi pomoč ene roke drugi. Moč p_{fiz} med gibanjem v časovno diskretnih trenutkih k izračunamo iz vektorja trenutne sile med rokama $\mathbf{F}^T(k)$ in trenutne hitrosti bolj prizadete roke $\dot{\mathbf{X}}(k)$ kot

$$p_{fiz}(k) = \mathbf{F}^T(k) \cdot \dot{\mathbf{X}}(k), \quad (5.21)$$

pri čemer je $p_{fiz}(k)$ moč, s katero deluje neprizadeta roka na prizadeto roko v diskretnem trenutku k .

Ko držimo senzorni sistem z obema rokama, zaradi boljšega prijema delujemo tudi z določeno, dokaj konstantno silo stiska. Zato je pri izračunu, s kakšno močjo ena roka med gibom pomaga drugi, smiselno odšteti vrednost sile v smeri med rokama z začetka giba. Tako potem moč pomoći zdravega uda okvarjenemu dobimo kot

$$p(k) = (\mathbf{F}^T(k) - \mathbf{F}^T(k_1)) \cdot \dot{\mathbf{X}}(k), \quad (5.22)$$

pri čemer je $\mathbf{F}^T(k_1)$ vektor sil, s katerimi uporabnik deluje v mirovanju tik pred začetkom giba ob času k_1 . Povprečno moč v časovnem intervalu enega giba $k \in (k_1, k_2)$ definiramo kot

$$\bar{p} = \frac{1}{k_2 - k_1} \sum_{i=k_1}^{k_2} p(i). \quad (5.23)$$

Parameter moči predstavlja moč bolj prizadete roke, s katero le-ta deluje na manj prizadeto med posameznimi gibi. Vrednosti p in \bar{p} sta negativni, ko manj prizadeta roka pomaga gibanju bolj prizadete roke, in pozitivni, ko bolj prizadeta roka vodi gibanje manj prizadete. Velika pozitivna ali negativna vrednost moči kaže na

neuskajeno (nekoordinirano), neučinkovito in energijsko potratno gibanje. Parameter \bar{p} je časovno neodvisen. Pri nalogah, ki se izvajajo na mizi, predstavlja p moč med gibom, ki jo mora uporabnik uporabiti, da premaga silo trenja.

Skupna energija bolj prizadete roke med enim gibom

Iz moči lahko izpeljemo energijo E , ki jo bolj prizadeta roka posreduje manj prizadeti v časovnem intervalu enega giba $k \in (k_1, k_2)$ z vzorčnim časom T_s .

$$E(k_1, k_2) = T_s \sum_{i=k_1}^{k_2} p(i). \quad (5.24)$$

Energija predstavlja delovanje bolj prizadete roke med celotnimi dvoročnimi gibi. Pozitivne vrednosti E predstavljajo učinkovito delovanje bolj prizadete roke, med tem ko negativne vrednosti predstavljajo pomoč manj prizadete roke bolj prizadeti. Ko roki delujeta usklajeno, je energija blizu nič. Pri nalogah, ki se izvajajo na mizi, predstavlja E tisto energijo, ki jo mora uporabnik uporabiti, da premaga silo trenja med gibom.

Koeficient natančnosti

Koeficient natančnosti R je definiran kot razmerje med dolžino opravljene dejanske trajektorije l_t in dolžino sledilne trajektorije (naloge) l_n

$$R = \frac{l_t}{l_n}, \quad (5.25)$$

$$l_t = \sum_{i=2}^N |\mathbf{P}(i) - \mathbf{P}(i-1)|. \quad (5.26)$$

\mathbf{P} predstavlja pozicijo dlani v diskretnih trenutkih i in $i-1$. Dolžino sledilne trajektorije l_n v različnih nalogah definiramo kot:

- Sončki – Linearna razdalja med začetno in končno točko giba.
- Kroženje – Dolžina krožnega loka, ki ga referenčna tarča opravi v opazovanem času.
- Labirint – Skupna dolžina segmentov po sredini poti skozi labirint.
- Rotacije – Kot med referenčnima legama.

Pri Rotacijah se pri izračunu opravljenih poti seštevajo premiki v pozitivni smeri (proti referenci) in negativni smeri (stran od reference). Razmerje R je pri Sončkih in Rotacijah vedno večje od 1, pri Kroženju in Labirintu pa je lahko tudi manjše od 1 (opravimo krajšo pot od predvidene – gib opravljamo po notranji strani krožnice oziroma opravimo krajše zavoje v labirintu).

Odstopanje od sledilne trajektorije

Cilj nalog pozicijskega sledenja je čim bolj neposredno gibanje do ciljnih točk. Za vrednotenje natančnosti med gibom je zato smiselno definirati povprečno pravokotno odstopanje od sledilne trajektorije \overline{dX} in maksimalno pravokotno odstopanje od sledilne trajektorije $|dX|_{max}$ kot

$$dX(k) = \begin{cases} |\mathbf{P}(k) - \mathbf{P}_c| - |\mathbf{P}_{el}| & \text{kroženje} \\ \mathbf{P}(k) \left(\frac{1}{|\mathbf{P}_{out} - \mathbf{P}_c|} \text{Rot}[-\frac{\pi}{2}] (\mathbf{P}_{out} - \mathbf{P}_c) \right) & \text{linearni gibi} \end{cases} \quad (5.27)$$

$$\overline{dX} = \frac{1}{k_2 - k_1} \sum_{i=k_1}^{k_2} |dX(i)| \quad (5.28)$$

$$|dX|_{max} = \sup_i |dX(i)|, \quad (5.29)$$

pri čemer je $\mathbf{P}(k)$ trenutna pozicija, \mathbf{P}_{out} točka zunanjega dela roba daljice segmenta, \mathbf{P}_c izhodiščna točka segmenta in $|\mathbf{P}_{el}|$ najbližja točka na referenčni elipsi ali sredinski poti skozi labirint.

Čas izvedbe giba

Čas T_{ex} potreben za izvedbo giba od začetne do končne točke. Ta parameter je odvisen od nastavljenih dosegov gibanja, zato se je za bolj primeren parameter pokazal parameter povprečne hitrosti giba, ki poda sorodno informacijo, vendar ni odvisen od dolžine opravljenih poti.

Hitrost giba

Nadaljnji parameter, ki je povezan z načinom izvedbe nalog, je hitrost, s katero oseba izvaja gibe. Povprečna hitrost \bar{v}_t giba je odvisna od dolžine opravljenih poti l_t in časa, potrebnega za končanje giba T_{ex}

$$\bar{v}_t = \frac{l_t}{T_{ex}}. \quad (5.30)$$

Soroden parameter je maksimalna hitrost, dosežena med posameznim gibom. $|v_t|_{max}$ je definiran kot

$$|v_t|_{max} = \sup_i |\dot{X}(i)|. \quad (5.31)$$

Gladkost giba

Za opis gladnosti giba se v literaturi uporablja več različnih parametrov s svojimi prednostmi in slabostmi [83, 84, 85]. V naših meritvah smo se zaradi skladnosti z lastnostmi našega sistema odločili za uporabo parametra dolžine spektralnega loka [86]. Parameter gladnosti giba na podlagi dolžine spektralnega loka η_{sal} je definiran kot dolžina loka amplitudno in frekvenčno normiranega Fourierovega spektra hitrosti giba. V času $t \in [0, T]$ opravimo gib, ki ga lahko opišemo s hitrostnim profilom $v(t)$. Dolžina spektralnega loka η_{sal} je torej

$$\eta_{sal} = \int_0^{\omega_c} \sqrt{\left(\frac{1}{\omega_c}\right)^2 + \left(\frac{d\hat{V}(\omega)}{d\omega}\right)^2} d\omega, \quad (5.32)$$

$$\hat{V}(\omega) = \frac{V(\omega)}{V(0)}, \quad (5.33)$$

pri čemer je $V(\omega)$ Fourierjev spekter hitrostnega profila $v(t)$ in $[0, \omega_c]$ predstavlja frekvenčni spekter danega giba. Zgornja meja je določena pri $\omega_c = 40\pi$ rad/s (kar ustreza 20 Hz) in pokriva običajne in neobičajne človeške gibe, kot je recimo tremor [87]. Prvi člen korena frekvenčno normira spekter glede na ω_c . $\hat{V}(\omega)$ je amplitudno normiran spekter glede na vrednost pri 0 Hz (enosmerno komponento). Nižja kot je vrednost η_{sal} , bolj gladki in mirni so gibi.

Indeks kvalitete gibanja

Za oceno kvalitete gibanja predlagamo vpeljavo indeksa kvalitete gibanja I_k . Indeks vključuje različne zgoraj opisane parametre in jih združuje v skupen parameter, ki nam podaja splošno oceno kvalitete gibanja. Indeks kvalitete gibanja definiramo kot

$$I_k = \frac{T_{60}}{\tilde{T}} + \frac{\tilde{R}}{R} + \frac{\bar{v}_t}{\tilde{v}_t} + \frac{\widetilde{dX}}{\overline{dX}} + \frac{\tilde{\eta}_{sal}}{\eta_{sal}} + \frac{1}{|p|/\tilde{p} + 1}, \quad (5.34)$$

pri čemer označe $\tilde{T} = 15 \text{ min}^{-1}$, $\tilde{R} = 1$, $\tilde{v}_t = 11 \text{ cm/s}$, $\widetilde{dX} = 0,5 \text{ cm}$, $\tilde{\eta}_{sal} = 4,5$ in $\tilde{p} = 100 \text{ mW}$ predstavljajo pričakovane normalne vrednosti izbranih parametrov

med dvoročno vadbo. To so vrednosti, ki naj bi jih zdrava oseba dosegla ob normalni vadbi. Višja kot je vrednost I_k , boljša je izvedba gibanja.

Pri nekaterih meritvah je prišlo do napak pri beleženju sil, vendar je vadba potekala nemoteno. Ker pri teh nalogah moč p po enačbi (5.23) ni definirana, smo prispevek moči k I_k ocenili na način, da ohranimo razmerje, ki ga ima vsota prvih petih členov enačbe (5.34) pri zdravem uporabniku in testirancu. Tako smo ohranili oceno kvalitete gibanja, ki jo dobimo iz preostalih petih členov brez moči in jo računsko prilagodili za primerjavo z ostalimi merjenci.

Predlagani indeks je le eden od možnih načinov ocene splošne kvalitete gibanja ali celo funkcije okvarjenega uda. V predlagani definiciji so vsi prispevki enako uteženi in k vrednosti indeksa enako prispevajo, kar pa v splošnem ni nujno res. Določene lastnosti gibanja lahko bolj ali manj odražajo dejanske funkcijeske sposobnosti opazovanega uda. Za posamezne prispevke niso uporabljene omejitve, ker se je med preizkusi izkazalo, da običajno noben parameter ekstremno ne odstopa (na bolje ali slabše) od preostalih. Za boljšo oceno kvalitete gibanja bi bila potrebna študija vplivov posameznih kazalcev na skupno oceno gibanja. To bi lahko storili s študijo, kjer bi spremljali več različnih oseb prek več terminov vadbe in bi spremljali spremembe tako posameznih kazalcev kot tudi skupnega indeksa. Indeks kvalitete gibanja je v trenutni definiciji vezan na izvedbo konkretne naloge. Za bolj splošno uporabo bi bilo potreben referenčne vrednosti določiti bolj splošno ali pa razviti standardizirane naloge za ocenjevanje motoričnih funkcij.

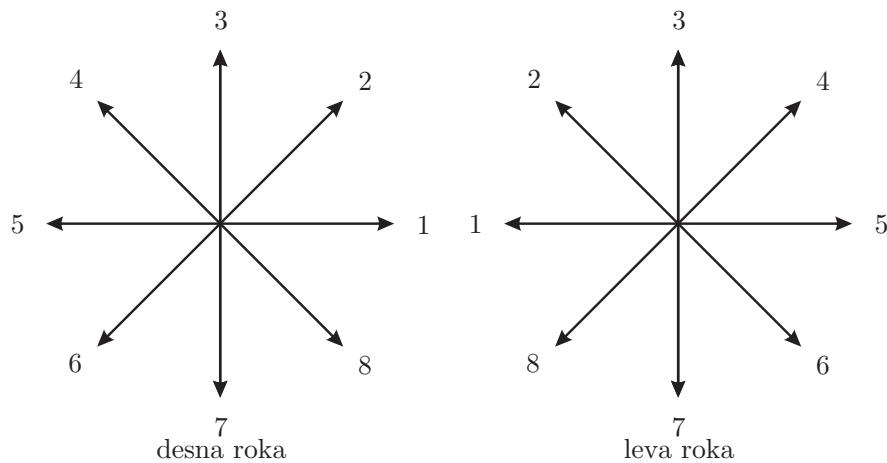
5.2 Rezultati

Z opisanim sistemom za samostojno senzorno podprto dvoročno vadbo smo izvedli dve različni raziskavi, s katerima smo želeli validirati sistem, uporabljeni metode in nenazadnje tudi analizirati delovanje rok med izvajanjem dvoročnih gibov. Istočasno smo izvedli tudi analizo vertikalne dvoročne vadbe zdravih oseb. Pri vsakem delu so prikazani rezultati tako v numerični kot grafični obliki.

5.2.1 Analiza moči med dvoročno vadbo

Naloga Sončki obsega osem možnih ciljnih točk, ki se med vadbo izbirajo naključno. Na sliki 5.16 so smeri gibanja proti ciljnim točkam označene z nu-

meričnimi oznakami od 1 do 8 za vadbo z aktivno levo oziroma desno roko.

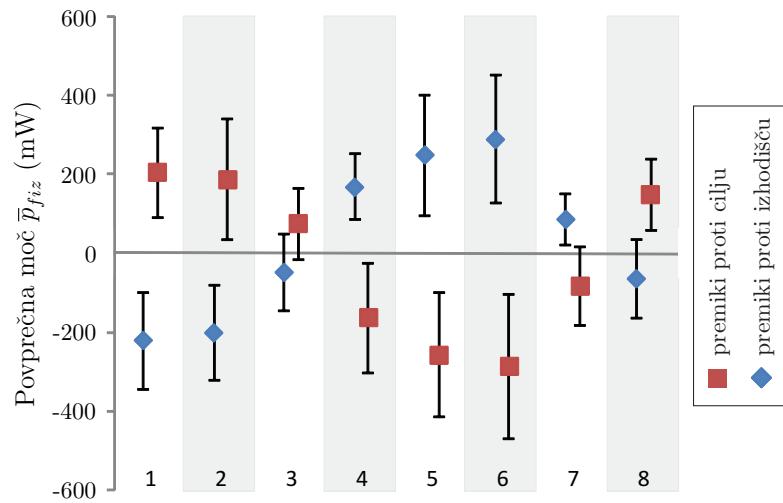


Slika 5.16: Oznake smeri pri nalogi Sončki za vadbo z levo oziroma desno roko.

Najprej smo sistem preverili z zdravo desno dominantno osebo brez motoričnih težav zgornjih udov z namenom analize koordinacije rok pri dvoročnih gibih. Kot merilo za stopnjo koordinacije smo določili potek moči med rokama. Oseba je izvajala nalogu Sončki v vertikalni ravnini 10 minut s ‐slabšo‐ desno roko in je zato ročno napravo držala v desni roki. Iz posameznih gibov smo izračunali moč p_{fiz} s katero deluje leva roka na desno med posameznim gibom po enačbi (5.21).

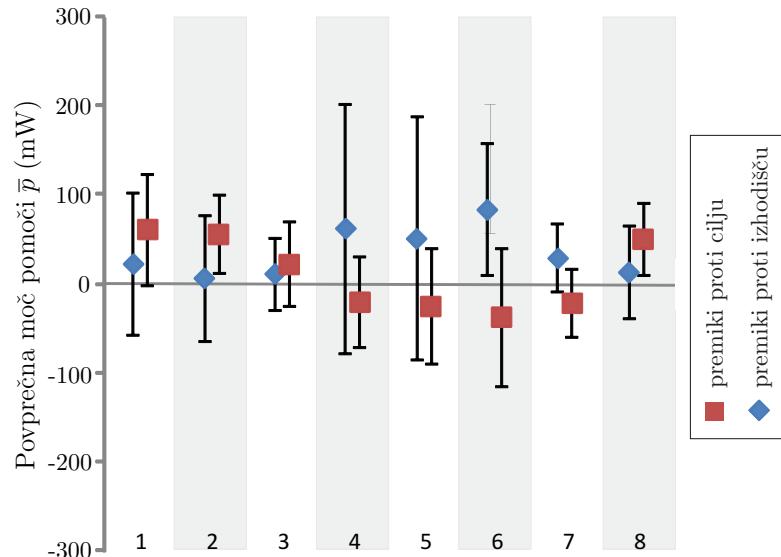
Gibe smo nato razdelili glede na njihove smeri v prostoru, kot prikazuje slika 5.16 desno. Povprečne moči desne roke \bar{p}_{fiz} s pripadajočimi standardnimi deviacijami v določeni smeri (1–8) so prikazane na sliki 5.17. Rdeče točke prikazujejo gibanje v določeni smeri proti cilju, modre točke pa povratne gibe od ciljne točke nazaj proti izhodišču. Vidimo, da je pri gibanju proti cilju v smeri levo in dol (4–7) povprečna moč desne roke \bar{p} negativna (večja aktivnost leve roke). V nasprotnih smereh je aktivnost desne roke pozitivna (večja aktivnost kot leva). Pri vračanju proti izhodišču se pojavi asimetričnosti zrcali. Iz slike 5.17 je razvidna odvisnost aktivnosti opazovanega uda v različnih smereh dvoročnega gibanja. Ta nastane zaradi konstantne sile med rokama, s katero stiskamo napravo zaradi boljšega prijema.

Zgoraj opisana moč p_{fiz} sicer računsko pravilno vrednoti delovanje posameznega uda, vendar ni primerna za analizo koordinacije dvoročnega gibanja. Za boljšo določitev aktivnosti slabše roke in koordinacije med rokama po enačbi (5.22) določimo moč pomoci p , ki upošteva tudi konstantno silo zaradi pri-



Slika 5.17: Povprečne vrednosti moči desne roke s pripadajočimi standardnimi deviacijami med dvoročno vadbo v različnih smereh v vertikalni ravnini (nalogi Sončki).

jema. Moči p po posameznih smereh gibanja so prikazane na sliki 5.18. Srednje vrednosti \bar{p} so v vseh smereh proti cilju pozitivne, a precej majhne z velikim raztrosom. Moči med povratnimi gibi so podobno majhne, a so tokrat nekatere vrednosti tudi negativne. Zaradi majhnih vrednosti in velikih standardnih de-



Slika 5.18: Povprečne vrednosti moči pomoči leve roke desni s pripadajočimi standardnimi deviacijami med dvoročno vadbo v različnih smereh v vertikalni ravnini (nalogi Sončki).

viacij vidimo, da je smer moči naključna. Opazimo pa, da so v splošnem moči leve roke, ki pomagajo pri gibanju desne, med dvoročnimi gibi zdrave osebe, zelo majhne. Med koordiniranim dvoročnim gibanjem je interakcija med rokama zelo majhna.

5.2.2 Študija primera

Pred in po štiritedenski vadbi s sistemom za samostojno senzorno podprto dvoročno vadbo smo pri pacientki ocenili motorične funkcije okvarjenega zgornjega uda z Lestvico motoričnega ocenjevanja. Rezultati obeh ocenjevanj so podani v tabeli 5.1. Opaznih sprememb motoričnih funkcij okvarjenega uda ni zaznati.

Tabela 5.1: Motorične funkcije okvarjenega zgornjega uda, ocenjene z Lestvico motoričnega ocenjevanja (MAS) pred in po štiritedenski vadbi (0 = nezmožnost izvedbe giba; 6 = normalno funkcijo).

Funkcija	Pred vadbo	Po vadbi
Funkcija ramenskega obroča in zgornjega dela roke	4	4
Gibi roke	0	0

Prav tako smo pred pričetkom vadbe in po njenem koncu ocenili tudi mišični tonus okvarjenega zgornjega uda s pomočjo Modificirane modificirane Ashworthove lestvice. V tabeli 5.2 so predstavljeni rezultati za določne mišične skupine pri obeh ocenjevanjih. Mišični tonus okvarjenega uda se je po preteku štiritedenske vadbe znižal oziroma ostal nespremenjen.

Uspešnost vadbe smo vrednotili tudi z numeričnimi parametri, kot so koeficient natančnosti (R), povprečna hitrost gibanja (\bar{v}_t), moč paretične roke (p) in gladkost gibanja (η_{sal}), ki so opisani v razdelku 5.1.8. Za vsak parameter smo izračunali njegove mediana vrednosti preko vseh gibov za posamezen dan. Analiza vadbe je razdeljena na posamezne naloge s poudarkom na dvoročnih vajah.

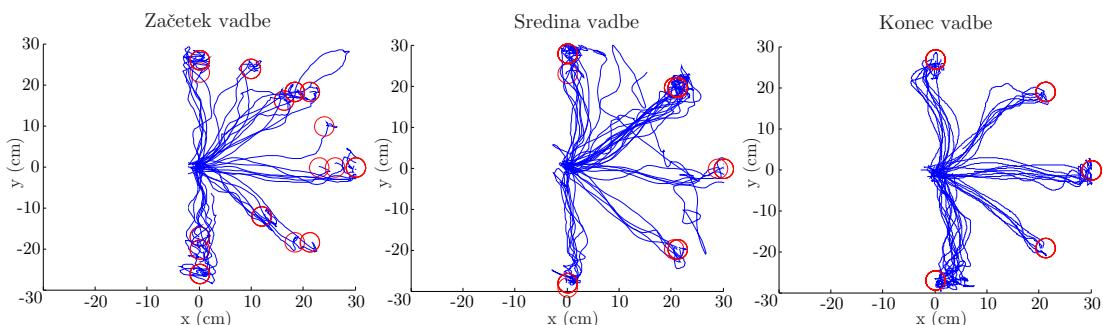
Tabela 5.2: Mišični tonus okvarjenega zgornjega uda ocenjen z Modificirano modificirano Ashworthovo lestvico pred in po štiritedenski vadbi (0 = normalni mišični tonus; 4 = rigiden sklep).

Mišična skupina	Pred vadbo	Po vadbi
Notranji rotatorji ramenskega sklepa	3	2
Zunanji rotatorji ramenskega sklepa	2	1
Adduktorji ramenskega sklepa	3	1
Abduktorji ramenskega sklepa	2	2
Ekstenzorji komolca	1	0
Fleksorji komolca	2	2
Pronatorji komolca	1	1
Volarni fleksorji zapestja	2	2 ¹
Fleksorji prstov (II–V)	1	0
Fleksorji palca	1	0

¹ Klonus, se izčrpa po nekaj kontrakcijah.

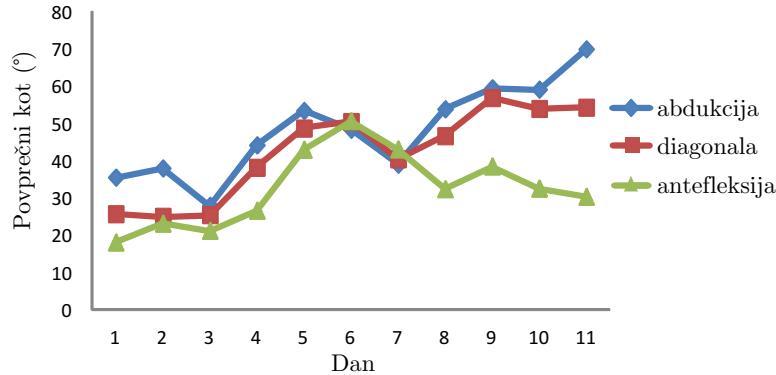
Enoročna vadba v razbremenitvi

Med enoročno vadbo v razbremenjenem položaju je pacientka z nalogo Sončki izvajala linearne gibe v smereh vstran in naprej/nazaj. Primeri trajektorij gibov z začetka, sredine in konca vadbe so prikazani na sliki 5.19. Gibi na začetku so bolj nemirni, vidimo pa tudi precej spremnjanja oddaljenosti ciljnih točk (rdeči krogi), ko smo še iskali primerno težavnost. Proti koncu vadbe so gibi postali vidno bolj gladki v vseh smereh gibanja.



Slika 5.19: Trajektorije gibanja med enoročno vadbo v razbremenjenem položaju in ciljne točke v virtualni nalogi (rdeči krogci).

Med vadbo smo za vsak gib izračunali tudi obseg gibanja, določen z maksimalnim kotom med navpično osjo in roko. Na sliki 5.20 so prikazani povprečni obsegi giba po posameznih obravnavah v treh različnih smereh: abdukcija (gib v stran), antefleksija (gib naprej) in diagonala (gib v stran in naprej). Vidna so povečanja vrednosti predvsem v smeri abdukcije in diagonale, nekoliko manj pa v smeri antefleksije.



Slika 5.20: Prikaz obsega gibanja po posameznih obravnavah. Modra barva prikazuje gibe abdukcije (gib v stran), zelena antefleksijo (gib naprej) in rdeča diagonalno (gib v stran in naprej).

V tabeli 5.3 so prikazane mediane vrednosti izbranih numeričnih parametrov po posameznih obravnavah. Koeficient natančnosti R se s številom obravnav zmanjšuje – trajektorije so vedno bolj linearne, kar je razvidno tudi s slike 5.19. Podobno se povečuje povprečna hitrost izvedbe nalog \bar{v}_t . Parameter gladkosti η_{sal} se sicer nekoliko zmanjša, vendar precej niha med posameznimi dnevi. Parameter T_{60} in povprečno absolutno pravokotno odstopanje \overline{dX} se tekom vadbe

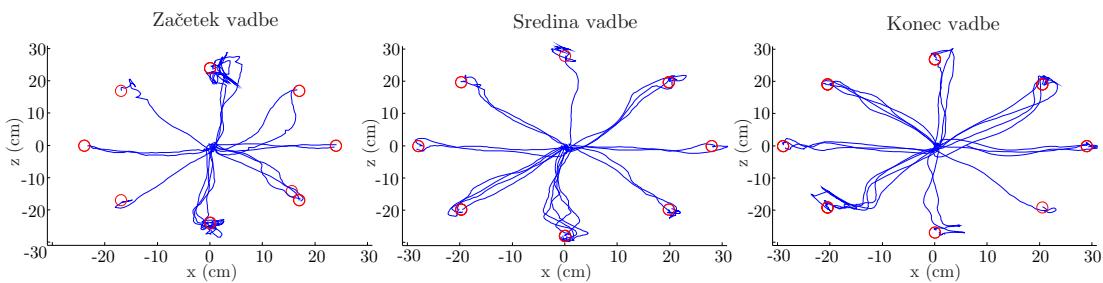
Tabela 5.3: Enoročna vadba v razbremenitvi – naloga Sončki.

Dan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
R	1,5	1,4	1,4	1,5	1,4	1,5	1,2	1,3	1,2	1,3	1,2
\bar{v}_t (cm/s)	5,2	6,1	5,4	5,4	7,5	7,3	6,9	6,7	6,9	7,0	7,7
η_{sal}	4,2	3,4	3,4	3,2	4,8	2,9	2,9	3,3	4,1	4,3	3,1
T_{60} (min ⁻¹)	8,8	6,5	7,4	8,1	7,4	8,8	5,4	9,4	7,6	6,1	8,1
\overline{dX} (cm)	1,6	1,2	1,4	1,3	1,5	1,4	1,1	1,6	1,7	1,3	1,5
I_k	4,6	5,1	4,7	4,9	4,3	5,1	5,2	4,9	4,5	4,6	5,0

nista pomembno spremenila. Indeks kvalitete gibanja I_k podaja stabilne ocene gibanja, ki se bistveno ne spreminja.

Dvoročni linearni gibi v vertikalni ravnini

Med dvoročno vadbo v vertikalni ravnini (nalogi Sončki) je pacientka izvajala linearne gibe v vseh osmih smereh. Primeri trajektorij gibov z začetka, sredine in konca štiritedenskega obdobja vadbe so prikazani na sliki 5.21.



Slika 5.21: Trajektorije gibov med dvoročno vadbo v vertikalni ravnini in ciljne točke v virtualni nalogi (rdeči krogci).

Mediane vrednosti koeficiente natančnosti R , povprečne hitrosti \bar{v}_t , gladkosti η_{sal} in moči proti cilju p_{ven} ter moči proti izhodišču p_{not} so podane v tabeli 5.4. Med vadbo sta se parametra R in η_{sal} zmanjšala, mediana povprečne hitrosti izvajanja gibov \bar{v}_t pa se je povečala. Moči okvarjene roke pri gibih proti cilju p_{ven} in v povratku proti izhodišču p_{not} sta negativni in se bistveno ne spremunjata.

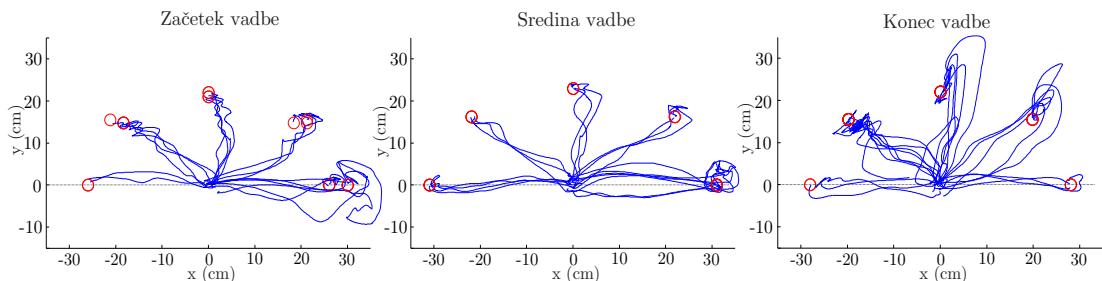
Tabela 5.4: Dvoročna vadba v vertikalni ravnini – nalogi Sončki.

Dan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
R	1,52	1,49	1,36	1,35	1,38	1,26	1,24	1,19	1,11	1,26	1,27
\bar{v}_t (cm/s)	6,9	5,4	6,9	8,0	9,0	8,21	9,7	9,3	13,2	10,0	8,6
η_{sal}	3,5	4,7	3,6	5,1	2,9	3,0	3,2	3,4	2,5	3,3	2,7
p_{ven} (mW)	-304	-99	-59	-88	-234	-132	-129	-145	-308	-302	-116
p_{not} (mW)	-219	-19	-126	-108	-193	-123	-110	-115	-269	-286	-234
T_{60} (min ⁻¹)	7,0	5,5	8,3	7,7	9,9	8,8	10,5	10,0	10,1	9,7	9,6
$d\bar{X}$ (cm)	2,4	1,7	2,1	1,3	1,7	1,0	1,1	1,4	1,2	1,4	1,4
I_k	3,5	3,5	4,0	4,0	4,4	5,0	4,9	4,7	5,2	4,4	4,9

Število uspešnih gibov doseženih v minuti vadbe (T_{60}) se je tekom vadbe opazno povečalo. Istočasno sta se tudi izboljšala pravokotno odstopanje (\overline{dX}) in indeks kvalitete gibanja (I_k).

Dvoročni linearji gibi v horizontalni ravnini

Med dvoročno vadbo v horizontalni ravnini (nalogi Sončki) je pacientka izvajala linearne gibe, katerih ciljne točke ležijo na sprednji polovici elipse pred njo. Zaradi prvotno drugačnega protokola ni podatkov za prvi dve obravnavi. Primeri trajektorij gibov z začetka, sredine in konca vadbe so prikazani na sliki 5.22. V zadnjem terminu je prišlo do težav z opremo, zato izrisane trajektorije nekoliko presežejo same ciljne točke. Izkazalo se je, da so senzorji orientacije občutljivi na kovinske predmete v okolini, ki namreč lokalno deformirajo zemeljsko magnetno polje. Dodaten problem se pojavi v bližini singularnih leg roke (na primer povsem iztegnjena roka), ko uporabljen kinematični model ne odraža dovolj dobro realnega gibanja roke.



Slika 5.22: Trajektorije gibanja med dvoročno vadbo v horizontalni ravnini in ciljne točke v virtualni nalogi (rdeči krogci).

Mediane vrednosti za koeficient natančnosti R , povprečno hitrost gibov \bar{v}_t , parameter gladkosti η_{sal} in povprečne moči gibov (p_{ven} ter p_{not}) so predstavljene v tabeli 5.5. Napredok v natančnosti R in gladkosti η_{sal} samih gibov ni viden, lahko pa se opazi veliko dnevno nihanje. Nekoliko se je povečala mediana hitrosti izvajanja gibov \bar{v}_t . Vrednosti moči p_{ven} in p_{not} so se spremenjale po posameznih dnevih tako, da so opazni tudi dnevi z zmanjšano pomočjo manj prizadete roke. Vrednosti T_{60} so med potekom celotne vadbe dokaj stalne in se bistveno ne spremenjajo. Nekoliko bolj nihata \overline{dX} in I_k , a vseeno ne kažeta očitnih trendov.

Tabela 5.5: Dvoročna vadba v horizontalni ravnini – naloga Sončki.

Dan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
R	/	/	1,47	1,37	1,64	1,27	1,15	1,46	1,64	1,39	1,68
\bar{v}_t (cm/s)	/	/	5,4	6,3	6,5	6,9	10,2	9,2	9,3	6,0	7,5
η_{sal}	/	/	4,5	3,4	4,8	3,0	2,6	2,9	5,2	2,6	5,2
p_{ven} (mW)	/	/	-172	-120	-437	-321	-414	-371	-356	-197	-170
p_{not} (mW)	/	/	-252	-219	-242	-216	-244	-271	-384	-158	-152
T_{60} (min ⁻¹)	/	/	8,3	8,1	7,3	6,9	9,1	9,3	7,6	7,9	8,0
\overline{dX} (cm)	/	/	1,8	1,5	2,3	1,3	1,4	1,7	1,9	1,8	1,4
I_k	/	/	3,6	4,2	3,0	4,3	4,7	4,2	3,2	4,3	3,6

Dvoročne rotacije

Rezultati dvoročne vadbe z nalogo Rotacije so prikazani v tabeli 5.6. Koeficient natančnosti ima v vseh obravnavah zelo nizko vrednost (blizu 1) in se s časom ne spreminja. Parametra hitrosti \bar{v}_t in gladkosti η_{sal} se proti koncu vadbe izboljšuje. Moč okvarjene roke ima ustaljene absolutno majhne negativne vrednosti, kar nakazuje relativno dobro koordinirano dvoročno gibanje. T_{60} se proti koncu gibov močno povečajo in prav tako se izboljšajo vrednosti indeksa kvalitete gibanja I_k .

Tabela 5.6: Dvoročna vadba – naloga Rotacije.

Dan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
R	1,004	1,005	1,003	1,004	1,004	1,005	1,004	1,004	1,004	1,005	1,004
\bar{v}_t (°/s)	36,6	33,1	31,6	29,7	33,2	33,9	42,4	45,7	37,8	43,3	48,4
η_{sal}	4,5	5,5	3,7	3,7	2,9	2,9	3,1	2,7	3,1	3,1	3,0
p (mW)	-148	-40	-44	-31	-42	-36	-65	-83	-53	-87	-43
T_{60} (min ⁻¹)	10,2	7,8	11,5	9,6	11,1	11,1	12,7	14,6	10,8	16,5	16,1
I_k	4,0	3,9	4,5	4,4	4,8	4,9	5,0	5,4	4,8	5,2	5,5

Dvoročni krožni gibi v vertikalni ravnini

Vrednosti parametrov uspešnosti dvoročnih krožnih gibov v vertikalni ravnini (nalogi Kroženje) so predstavljene v tabeli 5.7. Koeficient uspešnosti R se s tra-

janjem vadbe občutno zmanjša, prav tako se opazno poveča mediana povprečnih hitrosti gibanja \bar{v}_t . Parameter gladkosti η_{sal} je pri tej nalogi zelo nekonsistenten, saj se njegova vrednost precej spreminja iz dneva v dan. Aktivnost okvarjene roke p je v prvih dveh enotah vadbe precej nizka, vendar se v nadaljevanju nekoliko poveča. Vrednosti pravokotnega odstopanja so med vsemi enotami vadbe majhne. Indeks kvalitete gibanja se prav tako v drugi polovici vadbe izboljša.

Tabela 5.7: Dvoročna vadba v vertikalni ravnini – naloga Kroženje.

Dan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
R	1,44	1,19	1,25	1,41	1,30	1,11	1,12	1,09	1,05	1,03	1,08
\bar{v}_t (cm/s)	5,6	7,1	5,7	4,3	5,5	7,3	8,5	6,7	9,7	7,9	10,7
η_{sal}	9,4	10,5	6,4	16,0	14,1	5,5	4,7	4,7	15,0	7,8	8,7
p (mW)	-220	-62	-22	-13	-30	-14	-21	-12	-7	-65	-20
\overline{dX} (cm)	0,8	0,7	0,8	0,5	0,7	0,6	0,6	0,5	0,4	0,5	0,6
I_k	3,6	4,3	4,3	4,7	3,9	5,6	5,6	6,0	6,1	5,6	5,0

Dvoročni krožni gibi v horizontalni ravnini

Mediane vrednosti parametrov uspešnosti dvoročnih krožnih gibov v horizontalni ravnini (naloga Kroženje) so predstavljene v tabeli 5.8. Zaradi nekoliko prirejenega protokola v nadaljevanju ni podatkov za prvo obravnavo. Koeficient R kaže, da se natančnost gibanja po končanem programu vadbe ni bistveno izboljšala in je variirala med posameznimi dnevi. Mediana povprečnih hitrosti \bar{v}_t je predvsem v drugi polovici programa nekoliko višja kot v začetnih terminih (z izjemo prvega

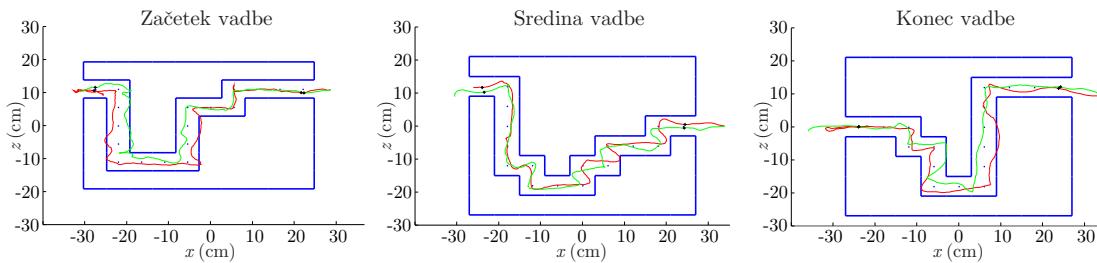
Tabela 5.8: Dvoročna vadba v horizontalni ravnini – naloga Kroženje.

Dan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
R	/	1,27	1,15	1,42	1,28	1,29	1,10	1,23	1,19	1,09	1,26
\bar{v}_t (cm/s)	/	8,1	6,5	5,6	5,7	6,2	8,4	7,4	8,2	7,2	7,8
η_{sal}	/	11,2	9,9	11,1	28,9	9,0	7,1	11,3	10,6	8,2	10,6
p (mW)	/	-105	-97	-46	-127	-36	-89	-67	-39	-6	-15
\overline{dX} (cm)	/	3,0	0,7	1,1	0,6	0,6	0,9	1,3	2,6	0,7	1,0
I_k	/	2,4	4,1	3,3	4,1	4,7	3,9	3,0	2,8	4,7	3,7

dne). Parameter gladkosti η_{sal} precej niha po posameznih obravnavah in nima opaznih tendenc. Opazimo lahko, da so se moči obolele roke p povečale oziroma se je potrebna pomoč zdravega uda zmanjšala. Parameter \overline{dX} se tekom vadbe zelo spreminja, a ni opaznih trendov izboljšanja. I_k je podvržen precej velikim dnevnim nihanjem.

Dvoročni labirint v vertikalni ravnini

Trije primeri naloge Labirint v vertikalni ravnini, s pripadajočima trajektorijama za levo in desno smer ter začetek, sredino in konec vadbe, so prikazani na sliki 5.23. Rdeča linija predstavlja trajektorijo gibanja od leve proti desni, medtem ko zelena ponazarja povratno gibanje od desne proti levi. V poteku samih trajektorij bistvenih sprememb ni opaziti.



Slika 5.23: Trajektorija gibanja skozi labirint. Rdeča črta predstavlja trajektorijo gibanja na desno, medtem ko zelena kaže povraten gib proti levi.

Za nalogo Labirint smo prav tako določili koeficient natančnosti R , hitrost \bar{v}_t , gladkost η_{sal} in moč bolj prizadete roke p , ki so v tabeli 5.9 predstavljeni za posamezne dneve. Žal ni podatkov za prva dva dneva zaradi prvotnih težav z vizualizacijo te naloge. Pri koeficintu natančnosti R in gladkosti η_{sal} do večjih sprememb ni prišlo. Mediana povprečnih hitrosti \bar{v}_t se je sprva nekoliko povečala, vendar se je proti koncu programa njena vrednost ustalila. Pomoč manj prizadete roke med gibanji je sicer bila majhna, a je nekoliko nihala med posameznimi obravnavami. Vrednosti pravokotnega odstopanja \overline{dX} so se opazno zmanjšale. Podobno izboljšanje je opazno tudi pri indeksu kvalitete gibanja I_k .

Tabela 5.9: Dvoročna vadba v vertikalni ravnini – naloga Labirint.

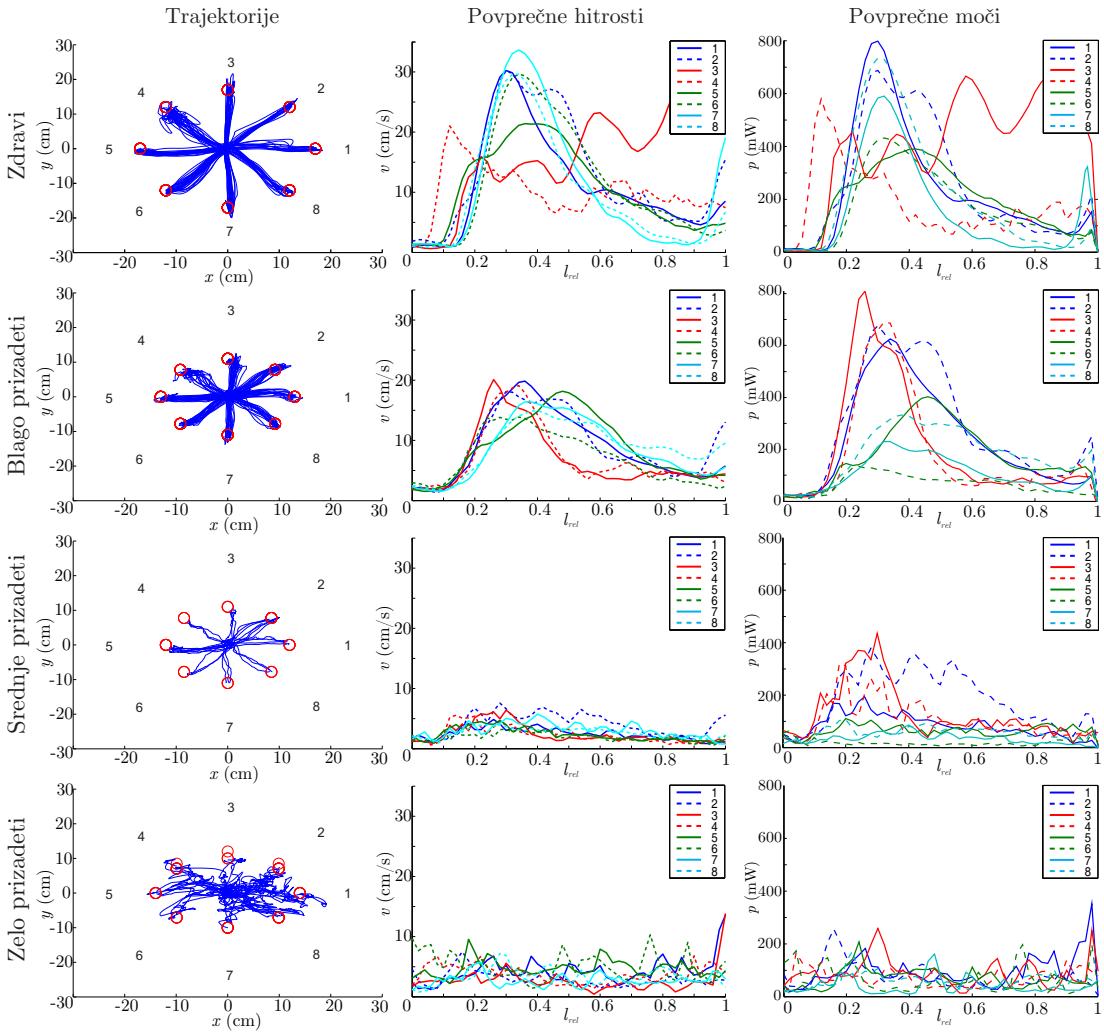
Dan	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
R	/	/	1,20	1,22	1,59	1,44	1,14	1,17	1,19	1,04	1,14
\bar{v}_t (cm/s)	/	/	7,4	10,5	11,3	9,0	12,7	12,3	11,7	11,9	11,3
η_{sal}	/	/	14,7	7,4	8,5	12,4	11,6	8,8	12,3	12,7	10,1
p (mW)	/	/	-71	-67	-32	-103	-41	-91	-29	-37	-19
\overline{dX} (cm)	/	/	1,2	0,9	1,5	1,0	0,7	1,1	0,9	0,5	0,7
I_k	/	/	3,2	4,0	3,2	3,3	4,4	3,6	3,9	5,3	4,6

5.2.3 Rezultati vadbe pacientov z različnimi patologijami

V raziskavi z osebami z različnimi patologijami je sodelovalo več pacientov z različnimi stopnjami motoričnih okvar zgornjih ekstremitet. V grobem jih lahko razdelimo na blago, srednje in zelo motorično prizadete. Za primerjavo smo med merjenice vključili tudi dve zdravi, motorično neprizadeti osebi. Merjenci so izvajali dva tipa nalog, in sicer enoročno vadbo po mizi z nalogo Sončki in dvoročno vadbo v vertikalni ravnini z nalogo Sončki.

Na sliki 5.24 so prikazani rezultati enoročne naloge po mizi za štiri osebe z različnimi stopnjami motorične prizadetosti – zdravi (Z 1), blago prizadeti (P 22), srednje prizadeti (P 14) in zelo prizadeti (P 1). V levem stolpcu so prikazane trajektorije posameznih linearnih gibov v vseh osmih smereh 1–8 (glej tudi sliko 5.16). Grafi v srednjem stolpcu predstavljajo povprečne hitrosti gibov v osmih smereh, izraženih glede na normirano dolžino giba. Trajektorijo vsakega giba smo namreč normirali na razdaljo med ciljno točko in izhodiščem. Na sliki 5.24 v desnem stolpcu so prikazane povprečne moči, prav tako izražene glede na normirano dolžino giba.

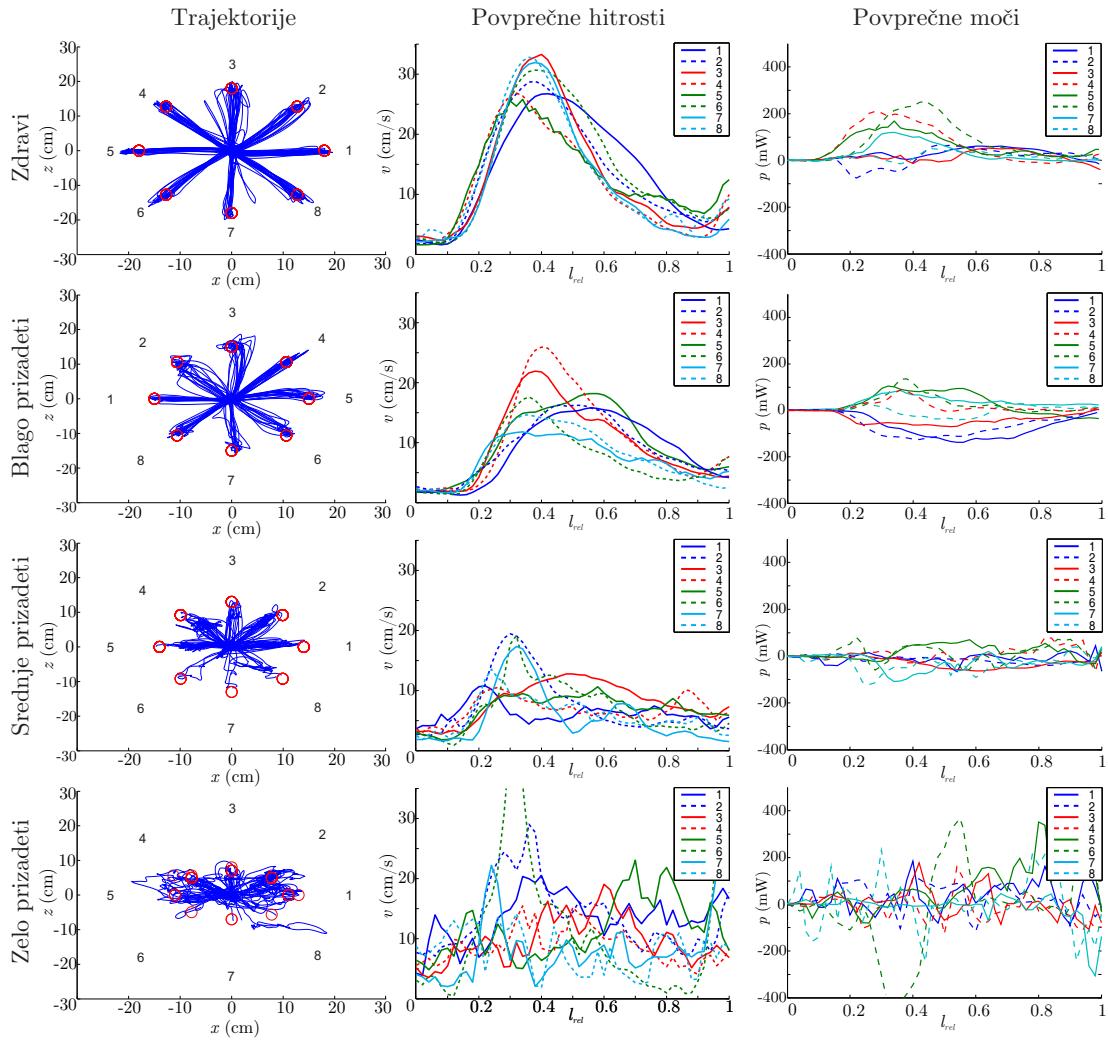
V prikazu trajektorij so opazne velike razlike med posameznimi osebami v samem dosegu gibov in njihovi gladkosti. Profili povprečnih hitrosti pri zdravi in blago prizadeti osebi so značilne zvonaste oblike z enim izpostavljenim vrhom. Pri bolj prizadetih osebah tega vrha ni opaziti in povprečni hitrostni profili so bolj nepredvidljivi. Večjih razlik med hitrostnimi profili v različnih smereh ni opaziti. Povprečne moči, prav tako kot hitrostni profili, kažejo en izrazit vrh za zdravo in blago prizadeto osebo ter bolj nepravilno obliko za srednje in zelo motorično prizadeta pacienta. Po obliki so hitrostni profili in poteki moči zelo podobni



Slika 5.24: Gibi zdravih oseb in pacientov z različnimi stopnjami motorične okvare med enoročno vadbo po mizi. Prikazane so trajektorije, povprečne hitrosti in povprečne moči med enoročnimi givi v vodoravni ravnini po mizi. Povprečne vrednosti so predstavljene za vsako od osmih smeri linearnih gibov (1–8).

oblike, saj je ta moč potrebna za premagovanje trenja. Rezultati dvoročne naloge Sončki v navpični ravnini so predstavljeni na sliki 5.25 za štiri osebe z različnimi stopnjami motoričnih sposobnosti – zdravi (Z 2), blago prizadeti (P 21), srednje prizadeti (P 12) in zelo prizadeti (P 6). Enako kot pri enoročni nalogi so predstavljene trajektorije gibov, povprečni hitrostni profili in povprečni poteki moči bolj prizadete roke glede na manj prizadeto za vseh osem smeri gibanja.

Prav tako kot med enoročno vadbo po mizi se tudi med dvoročno vadbo vidijo razlike pri gladkosti in dosegu gibov različnih oseb. Hitrostni profili zdrave in



Slika 5.25: Gibi zdravih oseb in pacientov z različnimi stopnjami motorične okvare med dvoročno vadbo. Prikazane so trajektorije, povprečne hitrosti in povprečne moći med enoročnimi gibi v vodoravni ravnini po mizi. Povprečne vrednosti so predstavljene za vsako od osmih smeri linearnih gibov (1–8).

blago prizadete osebe kažejo značilno zvonasto obliko in njihovi poteki so bolj gladki. Pri bolj prizadetih osebah se gladkost in zvonast potek izgubita. Večjih razlik hitrostnih profilov med posameznimi smermi ni. Potek moći desne roke kaže značilno zvonasto obliko z enim vrhom pri dvoročni vadbi zdrave osebe. Za razliko od enoročne vadbe pa pri dvoročnih gibih pride do manjših razlik med poteki moći v različnih smereh. Poteki moći pri blago motorično prizadetem pacientu so precej podobni potekom zdrave osebe. Podobno kot pri poteku trajektorij in hitrostnem profilu je tudi potek moći pri bolj prizadetih pacientih bolj nepredvidljiv in ni

gladek. Ni opazen en očiten vrh moči, ampak se delovanje rok razdeli po celotni poti giba.

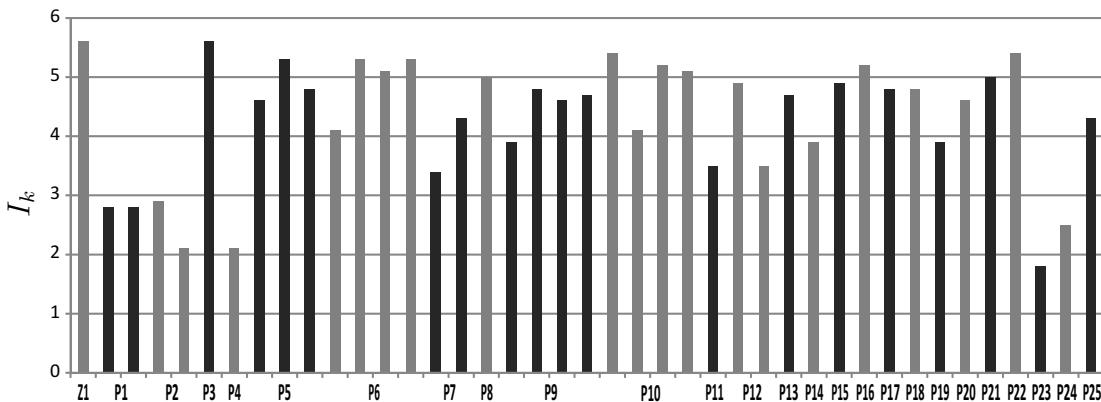
Poleg grafičnih rezultatov raziskave smo izračunali tudi različne numerične parametre, s katerimi lahko ustrezeno ocenimo potek vadbe. V tabeli 5.10 so predstavljeni numerični parametri za osebe (25 pacientov P 1–P 25 in ena zdrava oseba Z 1), ki so izvajale naloge Sončki po mizi. Nekateri pacienti so vadbo izvajali tudi večkrat. Prikazani so parametri: čas giba t , število točk v minuti T_{60} , koeficient natančnosti R , maksimalna hitrost giba $|v_t|_{max}$, povprečna hitrost giba \bar{v}_t , maksimalno pravokotno odstopanje $|dX|_{max}$, srednje pravokotno odstopanje \overline{dX} , povprečna moč giba p , skupna energija giba E , parameter gladkosti η_{sal} in indeks kvalitete gibanja I_k . Kot referenco so predstavljeni rezultati ene zdrave osebe. Vrednosti indeksa kvalitete gibanja zdrave osebe je enaka $I_k = 5,6$. Razpon vrednosti I_k pri pacientih pa obsega od 1,8 bolj prizadetih pacientov do 5,6 manj prizadetih. Nekateri pacienti se vrednostim zdrave osebe približajo pri več parametroh (na primer P 3, P 5 in P 16). Nasprotno imajo drugi pacienti v primerjavi z zdravo osebo v večini kategorijah slabše rezultate (na primer P 2, P 4 in P 23). Praviloma so vrednosti večine parametrov podobno dobre oziroma slabe v primerjavi z zdravo osebo. Stopnja prizadetosti motoričnih funkcij vpliva na različne vidike gibalnih sposobnosti. Opazimo velike razlike v vrednostih parametrov med posameznimi pacienti, kar je tudi pričakovati, saj imajo pacienti zelo različne stopnje motoričnih okvar. Če pa pogledamo parametre za isto osebo ob različnih terminih (na primer P 6 in P 9), vidimo, da so vrednosti parametrov konsistentne in ponekod celo kažejo na izboljšanje pacientovih sposobnosti.

Indeks kvalitete gibanja I_k iz tabele 5.10 je zaradi boljše preglednosti predstavljen še na sliki 5.26. S temnejšimi in svetlejšimi stolpcji ločimo osebe med seboj. Pri osebah, ki so večkrat izvajale vadbo, vidimo, da so si vrednosti I_k različnih terminov vadbe podobne. Prav tako so opazne občutne razlike v vrednostih I_k med različnimi pacienti.

Isti parametri kot med enoročno vadbo so v tabeli 5.11 prikazani tudi za dvoročno vadbo v vertikalni ravnini z nalogo Sončki. Sodelovala je ena oseba brez motoričnih okvar (Z 2) in 24 pacientov (P 1–P 25, oseba P 13 ni zmogla izvajati avtonomnih dvoročnih gibov). Tako kot v prejšnji tabeli lahko tudi tukaj opazimo občutne razlike med posameznimi pacienti. Vrednosti indeksa kvalitete gibanja zdrave osebe je enaka $I_k = 6,8$. Razpon vrednosti I_k pri pacientih pa obsega od 2,5

Tabela 5.10: Numerični parametri pacientov in zdrave osebe med enoročno vadbo. Označene patologije: poškodbe glave (PG), multipla skleroza (MS), revma (R), okvare perifernega živčevja (OPŽ), poškodbe hrbtenjače (PH), možganska kap (MK), amiotrofična lateralna skleroza (ALS), diabetes (D), tremor (T) in kronična utrujenost (MG). Odebeljene vrstice ločujejo paciente med seboj.

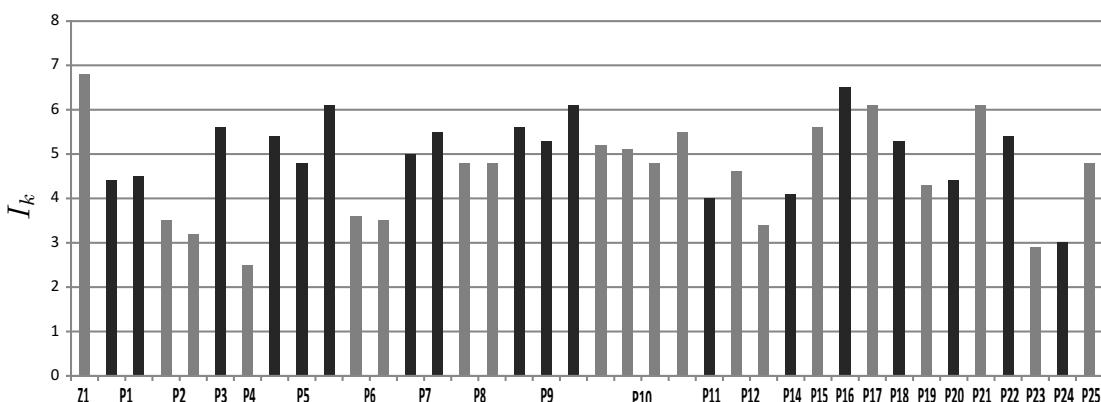
Oseba	Patologija	t s	T_{60} min^{-1}	R	$ v_t _{\max}$ cm/s	\bar{v}_t cm/s	$ dX _{\max}$ cm	$d\bar{X}$ cm	p mW	E mJ	η_{sal}	I_k
Z 1	Z	1,9	16,1	1,2	43,3	11,4	1,0	0,5	198	369	3,5	5,6
P 1	PG	6,4	4,0	2,4	21,1	3,6	2,1	0,8	26	59	11,4	2,8
P 1	PG	7,4	4,6	2,0	16,3	3,3	1,9	0,8	42	278	10,7	2,8
P 2	MS	7,6	4,4	2,4	13,7	2,9	1,5	0,6	26	177	13,0	2,9
P 2	MS	7,7	3,8	2,3	28,2	3,8	2,1	0,7	/	/	15,3	2,1
P 3	R	2,5	12,8	1,2	19,8	6,7	0,9	0,4	120	264	2,7	5,6
P 4	OPŽ	9,2	3,3	3,8	7,7	1,8	2,3	1,0	34	315	18,2	2,1
P 5	PH	3,4	14,7	1,5	15,1	4,5	1,0	0,5	80	211	4,9	4,6
P 5	PH	2,1	13,6	1,3	29,2	9,7	1,1	0,5	257	465	3,1	5,3
P 5	PH	2,1	13,8	1,6	31,7	8,4	1,1	0,5	107	93	4,8	4,8
P 6	PH	2,4	11,2	1,9	35,4	4,7	2,3	1,5	44	100	10,2	3,2
P 6	PH	2,0	15,7	1,5	31,2	9,2	1,3	0,5	99	178	3,6	5,3
P 6	PH	1,9	16,5	1,5	32,0	7,6	1,3	0,5	111	183	3,6	5,1
P 6	PH	1,8	16,2	1,4	24,1	7,7	1,4	0,6	89	146	3,1	5,3
P 7	PH	3,4	9,7	1,6	14,8	4,2	1,5	0,8	44	100	10,3	3,4
P 7	PH	2,9	12,4	1,4	25,3	6,7	1,8	0,8	121	324	4,0	4,3
P 8	OPŽ	2,6	12,0	1,2	17,6	6,4	0,9	0,4	159	337	3,5	5,0
P 9	MK	3,7	10,1	1,4	22,7	4,2	1,5	0,8	81	263	5,0	3,9
P 9	MK	2,3	14,0	1,5	28,9	7,4	1,1	0,5	225	454	4,0	4,8
P 9	MK	2,6	13,0	1,4	22,3	5,4	1,3	0,6	126	305	3,6	4,6
P 9	MK	2,3	14,9	1,3	19,7	6,9	1,3	0,6	198	408	3,7	4,7
P 10	MK	2,9	12,8	1,1	11,0	4,3	1,1	0,6	20	55	2,8	5,4
P 10	MK	3,9	9,3	1,3	11,5	3,9	1,7	0,8	33	117	4,2	4,1
P 10	MK	3,0	11,4	1,1	12,6	5,0	1,3	0,6	32	89	2,9	5,2
P 10	MK	3,1	12,5	1,2	15,5	5,3	1,6	0,7	32	88	3,0	5,1
P 11	D	4,4	7,0	1,9	21,2	4,6	1,6	0,6	67	245	6,5	3,5
P 12	MK	2,5	13,0	1,2	22,3	6,8	1,2	0,6	226	537	3,1	4,9
P 12	MK	3,5	10,8	1,8	12,8	3,9	1,7	0,9	72	216	5,9	3,5
P 13	PG	3,9	9,8	1,2	31,8	3,5	1,2	0,7	37	138	3,2	4,7
P 14	MS + MG	5,7	6,8	1,2	8,3	2,6	1,3	0,8	60	307	4,2	3,9
P 15	R	3,1	12,3	1,2	19,1	5,7	1,1	0,5	235	546	3,2	4,9
P 16	OPŽ	2,1	15,0	1,3	23,9	7,7	1,1	0,5	128	237	3,5	5,2
P 17	MK	2,3	12,4	1,3	23,6	7,0	1,4	0,6	143	275	3,3	4,8
P 18	PH	2,9	10,4	1,2	21,4	7,0	1,5	0,6	164	431	3,0	4,8
P 19	MK	4,5	8,1	1,4	14,2	3,8	1,5	0,7	35	111	5,2	3,9
P 20	MK	2,6	12,2	1,6	25,1	7,5	1,2	0,5	93	216	4,6	4,6
P 21	MS	2,2	14,6	1,4	25,7	8,3	2,0	0,9	115	107	2,9	5,0
P 22	ALS	2,1	15,5	1,3	25,5	7,6	1,2	0,5	163	307	3,0	5,4
P 23	T	8,6	3,8	3,3	9,6	2,8	1,7	0,9	/	/	15,1	1,8
P 24	CP	5,9	5,6	2,8	20,2	4,4	2,4	1,0	113	681	12,2	2,5
P 25	OPŽ	2,9	10,3	1,6	15,4	5,7	1,3	0,6	89	246	3,9	4,3



Slika 5.26: Indeks kvalitete gibanja pri enoročni vadbi na mizi. Zaradi lažjega grupiranja istih oseb so stolpci temnejši in svetlejši.

bolj prizadetih pacientov do 6,5 pri manj prizadetih posameznikih. Podobno kot pri enoročni vadbi na mizi opazimo, da imajo določeni pacienti vrednosti večine parametrov blizu vrednostim zdrave osebe (na primer P 3, P 5, P 9 in P 16). Kot bi bilo pričakovati gre za iste osebe, ki so se že pri enoročni vadbi dobro izkazali. Analogno imajo določeni pacienti vrednosti večine parametrov slabše kot zdrava oseba (na primer P 2, P 12 in P 23). Parametri oseb, ki so naloge izvajali večkrat (na primer P 6 in P 9), se sicer nekoliko spreminjajo, vendar ostajajo v okviru pričakovanih odstopanj. Pri nekaterih pacientih lahko na podlagi parametrov večkratne vadbe celo opazimo napredek pri izvajanju nalog.

Paramater kvalitete gibanja I_k med dvoročno vadbo iz tabele 5.11 je dodatno prikazan na sliki 5.27. Rezultati so ponovno prikazani v dveh barvah za lažje



Slika 5.27: Indeks kvalitete gibanja pri dvoročni vadbi. Zaradi lažjega grupiranja istih oseb so stolpci temnejši in svetlejši.

Tabela 5.11: Numerični parametri pacientov in zdrave osebe med dvoročno vadbo. Označene patologije: poškodbe glave (PG), multipla skleroza (MS), revma (R), okvare perifernega živčevja (OPŽ), poškodbe hrbtenjače (PH), možganska kap (MK), amiotrofična lateralna skleroza (ALS), diabetes (D), tremor (T) in kronična utrujenost (MG). Odebeljene vrstice ločujejo paciente med seboj.

Oseba	Patologija	t s	T_{60} min^{-1}	R	$ v_t _{\max}$ cm/s	\bar{v}_t cm/s	$ dX _{\max}$ cm	\bar{dX} cm	p mW	E mJ	η_{sal}	I_k
Z 2	Z	1,8	17,3	1,2	39,7	12,4	0,9	0,4	37	62	2,5	6,8
P 1	PG	3,4	9,6	1,6	39,8	6,9	2,0	0,9	-4	-22	4,5	4,4
P 1	PG	3,3	10,4	1,5	18,5	7,3	2,1	0,9	-31	-94	4,0	4,5
P 2	MS	5,1	9,5	2,7	32,0	7,7	2,2	0,9	-12	-50	12,3	3,5
P 2	MS	5,0	5,8	3,0	67,3	9,0	1,3	0,4	426	2206	14,8	3,2
P 3	R	2,4	12,0	1,2	26,5	8,1	1,4	0,6	-19	-48	2,8	5,6
P 4	OPŽ	9,5	3,6	4,1	22,5	5,9	4,3	1,5	-7	-39	18,4	2,5
P 5	PH	2,6	12,0	1,4	24,7	7,8	1,3	0,6	18	39	3,3	5,4
P 5	PH	2,5	11,8	1,6	33,9	9,3	1,8	0,8	19	32	4,2	4,8
P 5	PH	2,0	14,9	1,3	35,7	10,9	1,3	0,5	1	5	3,1	6,1
P 6	PH	2,8	8,7	2,4	20,7	6,5	2,0	1,0	-15	-29	6,9	3,6
P 6	PH	3,4	6,2	2,8	33,2	9,1	2,2	0,9	16	43	10,8	3,5
P 7	PH	2,9	10,3	1,4	30,0	7,7	1,7	0,6	-2	-3	3,8	5,0
P 7	PH	2,3	13,3	1,3	24,5	8,0	1,5	0,6	-23	-50	2,9	5,5
P 8	OPŽ	2,7	13,2	1,4	20,4	7,7	1,1	0,5	-220	-523	4,0	4,8
P 9	MK	2,9	11,9	1,5	34,3	7,1	1,9	0,8	4	23	4,0	4,8
P 9	MK	2,2	13,2	1,4	26,8	8,5	1,2	0,5	-8	4	3,3	5,6
P 9	MK	2,4	13,3	1,4	27,3	8,2	1,5	0,6	-30	-63	3,1	5,3
P 9	MK	2,0	15,6	1,3	25,8	9,8	1,5	0,6	12	14	2,6	6,1
P 10	MK	3,1	10,4	1,2	14,2	5,6	1,4	0,7	6	17	2,8	5,2
P 10	MK	3,3	9,8	1,2	15,8	5,2	1,5	0,8	2	5	2,9	5,1
P 10	MK	3,5	9,8	1,3	18,3	6,0	1,7	0,8	1	10	3,7	4,8
P 10	MK	3,1	11,2	1,1	17,1	6,1	1,5	0,7	12	34	2,5	5,5
P 11	D	3,9	8,5	1,8	24,9	7,0	3,0	1,2	-2	-3	5,4	4,0
P 12	MK	3,0	11,0	1,7	20,5	6,2	1,5	0,6	-9	-22	4,7	4,6
P 12	MK	4,5	7,8	1,7	33,8	4,2	2,2	1,0	-88	-344	5,2	3,4
P 14	MS + MG	3,9	9,0	1,5	19,3	5,9	2,0	0,9	-26	-90	4,6	4,1
P 15	R	2,5	13,3	1,2	23,9	7,4	1,2	0,5	-29	-81	2,8	5,6
P 16	OPŽ	1,8	16,0	1,3	31,6	9,9	1,1	0,5	4	7	2,6	6,5
P 17	MK	2,0	13,3	1,2	34,4	9,4	1,0	0,5	-13	-20	2,7	6,1
P 18	PH	2,4	9,2	1,4	27,6	7,6	1,1	0,5	-9	-30	3,2	5,3
P 19	MK	3,9	8,3	1,4	11,2	5,1	2,1	1,0	-6	-11	4,1	4,3
P 20	MK	2,5	9,4	1,8	28,8	8,6	2,1	0,9	0	4	4,8	4,4
P 21	MS	2,3	13,9	1,2	26,0	8,3	1,3	0,6	-10	-12	2,5	6,1
P 22	ALS	2,2	13,3	1,4	26,9	7,9	1,5	0,6	-4	-5	3,5	5,4
P 23	T	6,3	5,4	1,6	8,3	2,6	1,4	0,7	/	/	7,1	2,9
P 24	CP	5,4	5,7	2,4	18,6	5,3	2,5	1,1	50	221	8,4	3,0
P 25	OPŽ	3,0	10,8	1,6	21,3	7,2	1,6	0,7	6	16	4,0	4,8

ločevanje posameznih oseb. Podobno kot med vadbo na mizi, pri istih osebah med različnimi vadbami ne pride do velikih odstopanj posameznih vrednosti I_k , med posameznimi osebami pride do velikih razlik v vrednostih indeksa.

5.3 Razprava

S sistemom za samostojno senzorno podprto dvoročno vadbo smo izvedli različne meritve, ker smo želeli preveriti različne vidike dvoročne vadbe: koordinacijo rok med dvoročno vadbo, časovno daljšo vadbo s sistemom in vadbo različnih pacientov. Vadba z razvitim sistemom je intuitivna, preprosta in primerna za osebe z različnimi vrstami okvar živčno-mišičnega sistema.

5.3.1 Analiza moči med dvoročno vadbo

Najprej smo želeli spoznati delovanje rok med dvoročnimi gibi v vertikalni ravnini. Za vrednotenje koordinacije smo izbrali analizo moči med rokama, ki odraža medsebojno delovanje rok med sklopljenimi dvoročnimi gibi. Analizirane gibe je opravljala zdrava oseba brez motoričnih motenj zgornjih ekstremitet in z desno dominantno roko.

Na sliki 5.17 je predstavljena povprečna moč \bar{p}_{fiz} desne roke glede na levo roko v posameznih smereh gibov, definiranih na sliki 5.16. Hitro opazimo, da se delovanje desne roke v različnih smereh proti cilju razlikuje. V smereh gor in desno (smeri 1, 2, 3 in 8) je povprečna moč pozitivna. V nasprotnih smereh dol in levo (smeri 4, 5, 6 in 7) pa je povprečna moč desne roke negativna. Pri povratnih gibih nazaj proti izhodišču se situacija obrne, saj je moč desne roke večja v smereh 4, 5, 6 in 7 ter se zmanjša v nasprotnih smereh (1, 2, 3 in 8). Pojav asimetričnega pojavljanja moči v različnih smereh je posledica sile, s katero stiskamo napravo med dvoročnim prijemom. Izkazalo se je, da napravo zaradi boljšega prijema stiskamo z dokaj konstantno silo.

Asimetričnost moči pa ne kaže hotene aktivnosti slabšega uda. Zmanjšana ali celo nasprotna sila prijema bi namreč lahko močno ogrozila prijem naprave, zato je ta sila vedno prisotna. Zato smo definirali moč pomoči slabši roke \bar{p} , katere vrednosti v posameznih smereh so predstavljene na sliki 5.18. Srednje vrednosti \bar{p} so v vseh smereh proti cilju majhne, pozitivne, s precej velikim raztrosom. Gibi v

povratni smeri imajo prav tako majhne povprečne vrednosti (nekatere sicer negativne vrednosti) so tudi z večjimi standardnimi deviacijami. Statistično značilnih razlik velikosti moči \bar{p} med različnimi smermi ni opaziti. Majhne vrednosti moči v vseh smereh kažejo, da je v koordiniranih gibih prisotna majhna interakcija med obema rokama.

5.3.2 Študija primera

Namen študije primera je bil ugotoviti učinke enomesečne vadbe s sistemom za samostojno senzorno podprto dvoročno vadbo ter vpliv vadbe na funkcijo, natančnost, hitrost, obseg gibanja, moč in mišični tonus okvarjenega zgornjega uda. V raziskavo je bila vključena 44-letna pacientka, štirinajst let po možganski kapi. Program vadbe je obsegal enoročno in dvoročno vadbo z različnimi navideznimi nalogami, ki so zahtevale gibanje v vertikalni ali horizontalni ravnini.

Pred začetkom in po koncu 4-tedenskega programa vadbe sta bila ocenjena motorična funkcija (tabela 5.1) in mišični tonus okvarjenega zgornjega uda (tabela 5.2). Motorična funkcija okvarjenega zgornjega uda, ki smo jo ocenjevali z lestvico MAS, je po končanem programu vadbe ostala nespremenjena. Lestvica MAS velja za veljavno in zanesljivo metodo ocenjevanja motoričnih funkcij oseb po preboleli možganski kapi in naj bi bila za ugotavljanje izboljšanja funkcije po fizioterapevtski obravnavi dovolj občutljiva [55]. Mišični tonus, ocenjen po lestvici MMAS, se je po končanem programu vadbe za določene mišične skupine zmanjšal, za druge ostal nespremenjen, nikjer pa se njegovo stanje ni poslabšalo. Izboljšanje bi lahko bilo posledica usmerjene vadbe gibov v nasprotni smeri delovanja mišičnega tonusa. Mišična funkcija je odvisna tudi od temperature mišičnih vlaken [88]. Ker sta bili oceni izvedeni pred samo vadbo je mogoče, da je na rezultate delno vplivala tudi popoldanska ura in višje zunanje temperature zadnjega testiranja (okoli 15 °C), saj smo prvo testiranje opravili ob osmi uri zjutraj ob bistveno nižjih zunanjih temperaturah (okoli 0 °C). Temperatura v laboratoriju, kjer so bila testiranja izvedena, je bila ob obeh ocenjevanjih okoli 20 °C.

Osredotočili smo se predvsem na izvedbo dvoročnih nalog, saj je osrednji cilj disertacije validacija uporabljenega koncepta dvoročne vadbe. Pri vsaki nalogi smo opazovali vsaj štiri spremenljivke, ki zadostno opisujejo izvedbo naloge. Tako smo spremeljali koeficient natančnosti R , povprečno hitrost \bar{v}_t in gladkost gibanja η_{sal} , pri dvoročnih nalogah pa tudi povprečno moč p , s katero je deloval okvarjen

ud na zdravega. Dodatno so predstavljene tudi vrednosti doseženega števila točk v eni minuti T_{60} , povprečnega pravokotnega odstopanja od sledilne trajektorije \overline{dX} in indeks kvalitete gibanja I_k .

Izvedba se pri vseh nalogah tekom vadbe ni spreminja enakovredno. Med enoročno vadbo v razbremenitvi opazimo izboljšanje gibanja pri povečanem obsegu (slika 5.20) kot tudi izboljšanje natančnosti, povprečne hitrosti in delno tudi gladkosti gibanja. To nam potrjujejo tudi poteki trajektorij na sliki 5.19. Doseženo število točk, pravokotno odstopanje in tudi skupni indeks kvalitete gibanja pa se niso tako očitno spremenili. Prav tako izboljšanja opazimo med dvoročnimi linearnimi gibi v vertikalni ravnini – izboljšali so se R , \bar{v}_t , η_{sal} , T_{60} , \overline{dX} in posledično tudi I_k . Moči bolj prizadete roke p_{ven} in p_{not} ne kažejo bistvenih sprememb, čeprav je med določenimi dnevi pomoč manj prizadete roke manjša. Med dvoročnimi linearnimi gibi v horizontalni ravnini so vrednosti parametrov R , \bar{v}_t in η_{sal} precej nihale. Predzadnji termin vadbe so bile vrednosti nekoliko boljše zadnji dan pa potem spet slabše. Pri parametru moči opaznih sprememb ni in je bolj podvržen večjim dnevnim nihanjem. Tudi T_{60} , \overline{dX} in I_k se niso bistveno izboljšali. Podobno velja tudi za nalogu dvoročnih rotacij, pri kateri pa parameter R ni zadostno občutljiv, da bi bil primeren za vrednotenje takšne naloge. Je pa pri tej nalogi opazno izboljšanje vrednosti indeksa kvalitete gibanja I_k . Pri dvoročnih krožnih gibih v vertikalni ravnini se najbolj izboljšata parametra R in \bar{v}_t , delno pa tudi \overline{dX} . Izboljšanje ostalih parametrov med to nalogo se odraža pri opaznem napredku I_k . Pri dvoročnih gibih v horizontalni ravnini in labirintu se izboljša predvsem hitrost izvedbe nalog, drugi parametri pa manj.

Vidimo, da vsi parametri niso primerni za vrednotenje vseh nalog. Tako je potrebno skrbno izbrati ustreerne parametre, ki bi nam zadostno opisovali potek gibanja. Tudi splošno definiran indeks kvalitete gibanja, bi bilo potrebno prilagoditi vsaki posamezni nalogi. Prav tako se je pacientka različno odzvala na različne tipe nalog. Pri nekaterih nalogah je opazen občuten napredek, medtem ko drugod tega ni ali pa je precej majhen. V študiji primera so bile naloge razporejene dokaj enakovredno. Menimo, da bi bilo potrebno vadbo prilagoditi posamezniku in dati večji poudarek gibom, pri katerih ima oseba večje funkcijске težave.

Sistem za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo se je kljub določenim zadržkom izkazal za koristnega pri nekoliko daljši vadbi. Napredek pacientke je omejen, kar pa je tudi pričakovati za osebo s hemiparezo v kroničnem obdobju

in glede na kratek čas vadbe. Kljub temu verjamemo, da bi vadba s sistemom koristila hemiparetičnim osebam tako v akutnem kot tudi v kroničnem obdobju.

5.3.3 Vadba pacientov z različnimi patologijami

Z raziskavo, ki je obsegala paciente z različnimi vzroki in stopnjami živčno-mišičnih okvar, smo hoteli preveriti uporabnost sistema za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo pri pacientih z različnimi patologijami. V raziskavo je bilo vključenih 25 pacientov Univerzitetnega rehabilitacijskega inštituta – Soča in dve zdravi kontrolni osebi brez motoričnih težav. Izvajali so dve vaji: enoročno vadbo po mizi z nalogo Sončki in dvoročno vadbo v vertikalni ravnini z nalogo Sončki.

Najprej smo izbrali štiri tipične posameznike (zdrava oseba, blago, srednje in zelo motorično prizadeti pacient) in grafično prikazali nekatere vidike opravljene vadbe. Na sliki 5.24 so prikazani potek trajektorij, hitrostni profili in profili povprečnih moči v posameznih smereh za enoročno vadbo po mizi. Lepo so vidne razlike med posameznimi osebami, tako v poteku in obsegu trajektorij, kot tudi v poteku hitrostnega profila in poteka povprečnih moči. Bistvenih razlik med posameznimi smermi gibanja ni. Na sliki 5.25 vidimo prikazane iste parametre, vendar za dvoročno vadbo v vertikalni ravnini. Tako kot v prejšnjem primeru hitro ločimo posameznike na podlagi poteka predstavljenih grafov. Taka grafična predstavitev gibanja pacientov bi lahko dala terapeutom dodaten vpogled v stanje pacienta in napredek njegove terapije.

Za vse osebe smo za enoročno in dvoročno vadbo določili tudi različne numerične parametre, predstavljene v razdelku 5.1.8. Numerični parametri za enoročno vadbo z nalogo Sončki so za posamezne osebe prikazani v tabeli 5.10. Vrednosti parametrov se zelo razlikujejo od pacienta do pacienta, kar pa je pričakovano, saj so v raziskavi sodelovali pacienti z različnimi stopnjami motoričnih okvar. Vrednosti nekaterih parametrov boljših pacientov, ki so imeli manj motoričnih težav, se zelo približa vrednostim zdrave osebe. Pri pacientih, ki so pa že tudi na pogled imeli večje funkcionalne omejitve zgornjih udov, pa večjo prizadetost potrjujejo tudi numerični parametri. Predlagali smo skupen indeks kvalitete gibanja I_k , ki združuje različne vidike izvajanja vadbe. I_k nam poda enotno numerično oceno kvalitete vadbe, na podlagi katere lahko spremljamo napredek posameznega pacienta ali pa primerjamo različne paciente po njihovih

sposobnostih.

Vrednosti parametrov za dvoročno vadbo za posamezne osebe so prikazane v tabeli 5.11. Vrednosti parametrov med dvoročno vadbo se pri nekaterih pacientih ujemajo s parametri med enoročno vadbo (nižje oziroma višje vrednosti pri istih osebah). Za razliko od enoročne vadbe so razlike med zdravo osebo in pacienti med dvoročno vadbo večje, kar potrjuje večjo zahtevnost dvoročnih gibov – gibanje proti gravitaciji. Nekateri parametri med enoročno in dvoročno vadbo so primerljivi, med tem ko drugih zaradi narave samega gibanja ne moremo primerjati (moči, energije, gladkost gibanja in indeksa kvalitete). S seštevkom obeh indeksov kvalitete med enoročno in dvoročno vadbo bi dobili skupno oceno patientovih motoričnih funkcij zgornjih ekstremitet.

Predstavljeni parametri za oceno gibanja so se izkazali za ustrezne, vendar jih je potrebno obravnavati z določeno mero previdnosti. Da bi ovrednotili ustreznost posameznih parametrov, bi izvedli večkratne meritve tako več zdravih oseb kot tudi več patientov različnih patologij. Z vrednotenjem posameznih parametrov bi potem tudi definirali razširjen skupni indeks kvalitete gibanja, kjer bi posamezne prispevke utežili glede na njihove prispevke pri izražanju motoričnih funkcij okvarjenega uda. Trenutni indeks je odvisen od nalog in bi ga bilo potrebno nadgraditi, da bi podajal od nalog vadbe neodvisno oceno. Lahko pa bi razvili standardizirane ocenjevalne naloge, s katerimi bi izmerili patientove motorične funkcije in spremljali njihov napredek.

S sistemom za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo so lahko vadili vsi pacienti, ki so sodelovali v raziskavi. Testirane osebe so imele različne patologije in različne stopnje motoričnih okvar zgornjih udov. Z uspešno vadbo so pacienti pokazali, da je senzorni sistem primeren za vadbo različnih patologij in stopnj motoričnih okvar zgornjih udov. Edina omejitev, ki se je pokazala med raziskavo, je pri dvoročni vadbi oseb z zelo slabo funkcijo obeh rok. Te osebe namreč ne zmorejo samostojno dvigniti rok in s tem izvajati predvidene dvoročne vadbe. Vseeno pa lahko te osebe izvajajo enoročno vadbo po mizi, kjer razbrememimo težo okvarjene roke. Pri osebah, ki so večkrat izvajale vadbo zaradi kraje neintenzivne vadbe napredek sicer ni opazen, vendar rezultati numeričnih parametrov (predvsem indeks kvalitete gibanja) nakazujejo, da je sistem sposoben objektivnega ocenjevanja patientovih sposobnosti.

S senzornim sistemom je rokovalo večje število patientov in terapevtov. Nji-

hovo splošno mnenje je zelo pozitivno. Oboji trdijo, da bi lahko sistem postal del običajne rehabilitacije za določene paciente. Tako enoročna kot dvoročna vadba je preprosta in ne zahteva predhodnega znanja. Terapevti so izrazili potrebo po namenskih nalogah za ocenjevanje pacientovega stanja in ustreznom grafičnem vmesniku za nadzor pacientovega stanja, kar je smer nadaljnjega razvoja senzornega sistema za dvoročno vadbo.

6. Zaključek

Osrednja tema pričajoče disertacije je adaptivni koncept dvoročne vadbe, primeren za uporabo z različnimi sistemi za dvoročno urjenje. Koncept temelji na predpostavki, da si med dvoročno vadbo oseba pri gibanju ene roke lahko pomaga z drugo roko. Med dvoročno vadbo želimo spodbuditi čim večjo aktivno uporabo okvarjenega uda in istočasno omogočiti izvedbo gibov, ki jih okvarjena roka samostojno ne bi zmogla opraviti.

Na podlagi predlaganega pristopa smo razvili razširjen standardni robotski sistem, ki zajema podatke o vadbi, jih posreduje pacientu, jih ovrednoti in določi stopnjo patientovega napredka. V raziskavi so sodelovale štiri osebe v kronični fazi po možganski kapi. V dvoročnem načinu sistem spodbuja istočasno in koordinirano uporabo obeh rok. Vadba je pripomogla k izboljšanju izvedbe nalog vseh oseb, ki so sodelovale v raziskavi. Osebe z večjimi motoričnimi okvarami lahko največ pridobijo z adaptivno pomočjo neprizadete roke, ki jo sistem omogoča. Korelacija med dvoročno vadbo in enoročnim gibanjem okvarjenega uda je visoka in značilna.

S prilagojenim robotskim sistemom za dvoročno urjenje smo raziskali mehanizme, ki skrbijo za motorično učenje gibov pri zdravih osebah. Prilagojeni sistem je namensko razvit za dvoročno vadbo in ob precej bolj preprosti zgradbi ponuja podobno funkcionalnost kot razširjen standardni robotski sistem. Prostovoljci brez motoričnih težav so izvajali preproste dvoročne gibe pod različnimi pogoji. Vpliv motilnega navora je močno spremenil dinamiko giba, zato je sprva prihajalo do velikih napak gibanja. Vadba s sistemom je pokazala sposobnost prilagajanja gibov spremenjeni dinamiki. Iz meritev je razvidno, da ima dvoročna vadba pozitiven vpliv na enoročno izvajanje gibov. Učinek dvoročne vadbe se je izkazal za primerljivega z enoročno vadbo.

V zadnjem delu doktorske disertacije smo razvili sistem za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo. Sistem združuje preprostost in intuitivnost sa-

mostojne vadbe s terapeutom in možnost meritev ter vrednotenja kvalitete vadbe, ki nam jo omogočajo robotski sistemi. Za vrednotenje gibanja smo uporabili več različnih parametrov. Poleg standardnih parametrov, ki temeljijo na fizikalnih lastnostih gibanja, smo predlagali tudi indeks kvalitete gibanja, ki združuje različne parametre v enotno oceno gibanja. S sistemom smo opravili dve ločeni raziskavi – študija primera, ki obsega vadbo ene osebe prek daljšega časovnega obdobja, ter krajsa vadba večjega števila ljudi z različnimi patologijami in stopnjami motoričnih okvar zgornjih udov. Ob koncu prve študije so bili opazni delno pozitivni rezultati vadbe, saj so se numerični parametri nekaterih vaj izboljšali, pri nekaterih pa vidnega izboljšanja ni bilo opaziti. Prav tako so se izboljšale ali v najslabšem primeru ostale nespremenjene tudi ocene motoričnih funkcij. V študiji je sodelovalo 25 pacientov različnih patologij in stopenj motoričnih okvar in dve zdravi osebi. Skoraj vse osebe so lahko izvajale tako enoročne kot dvoročne naloge in si pri gibih pomagale s svojo manj okvarjeno roko, če je bilo to potrebno. Edino pacienti z zelo slabo motoriko obeh rok težko izvajajo dvoročne gibe. Sistem se je izkazal za primera za vadbo oseb z najrazličnejšimi patologijami in stopnjami motoričnih okvar.

Adaptivna pomoč, kot del razsirjenega standardnega robotskega sistema s prvega dela doktorske disertacije, je uspešno prilagajala pomoč boljše roke trenutnim potrebam vadbe. Uporabljen je bil zvezen model spreminjanja pomoči, tako da se je razmerje delovanja rok nenehno spreminalo. Tako lahko pride do primera, kjer napaka trenutno naraste, ki pa bi jo uporabnik lahko sam zmanjšal brez dodatne pomoči zdrave roke. Iz tega vidika bi bilo morda bolj primerno, da bi določili povprečno napako med posameznim gibom in bi glede na to spreminali adaptivno pomoč le enkrat po vsakem izvedenem gibu. V nadaljevanju bi preverili ustrezost take pogostosti spreminjanja adaptivne pomoči. Optimalno pogostost spreminjanja bi določili na način, da prepogoste spremembe pomoči ne bi predstavljal motnje med samim gibanjem in bi istočasno določili primeren nivo pomoči določeni osebi. Tako določena pogostost sprememb adaptivne pomoči bi lahko imela razpon od več sprememb med enim gibom do ene spremembe na več gibov.

S prilagojenim robotskim sistemom za dvoročno urjenje smo analizirali motorično učenje med izvajanjem preprostih dvoročnih gibov. Zaradi redundantnega vodenja (4 neodvisne spremenljivke vodijo 2 prostostni stopnji robotskega sistema) prihaja do nedoločenosti vodenja. Za iste premike lahko namreč upo-

rabniki delujejo z vrsto kombinacij sil in navorov obeh rok. Opravljena analiza delovanja sil med gibi je pokazala simetrično delovanje sil, ki se izkaže za najbolj intuitivno. Kljub temu bi morda bilo zanimivo primerjati izvedene meritve dvoročnih gibov z gibi, kjer te redundance ne bi bilo. To bi najlažje storili tako, da bi zmanjšali število spremenljivk s katerimi vodimo sistem – uporabili bi le sili leve in desne roke, navor za vodenje rotacije pa bi določili v odvisnosti od obeh sil. Podoben pristop je bil uporabljen že pri vodenju razširjenega standardnega robotskega sistema z robotom HapticMaster.

Sistem za senzorno podprto dvoročno vadbo je sposoben merjenja interakcije med obema rokama med dvoročnimi gibi. Pomemben element za merjenje te interakcije je 3-osni senzor sile. Uporabljen senzor sile ima zadovoljiv obseg delovanja in tudi občutljivost, vendar prinaša jeklena zgradba določene pomanjkljivosti. Prva je njegova masa, zaradi katere nekoliko trpi udobje vadbe s samim sistemom. Druga pomanjkljivost pa je feromagnetnost jekla. Izkaže se namreč, da jeklo senzorja sile vpliva na magnetometer uporabljen v senzorju orientacije ročne naprave. Zaradi tega je določitev orientacije manj natančna.

Preprosta kinematika uporabljena za določitev pozicije dlani se je tekom testiran izkazala za pomanjkljivo. Kinematika človeške roke namreč ni tako preprosta kot predpostavlja uporabljen kinematični model. Zaradi nezanemarljivih translacijskih premikov ramenskega obroča prihaja v bližini singularnosti roke (iztegnjena roka) pri določitvi pozicije do večjih odstopanj. Odstopanja so obvladljiva in dovolj majhna na sredini delovnega prostora roke in povzročajo težave le v bližini njegovega roba.

V prihodnje bi obstoječi senzorni sistem lahko nadgradili na več področijih. Obstojec senzor sil bi bilo potrebno nadomestiti s takim iz neferomagnetnega materiala, ki bi istočasno omogočal enake obsege sil in tudi enako občutljivost merjenja. To bi bilo izvedljivo s senzorjem iz aluminija, s čimer bi občutno zmanjšali tudi maso senzorja in cele ročne naprave ter povečali udobje vadbe. Zaradi pomanjkljivega kinematičnega modela bi bilo dobro obstoječi model zamenjati s takim, ki bi bolj natančno opisoval realne razmere in bi upošteval tudi premike ramenskega obroča. Pri bolj kompleksnih kinematičnih modelih se lahko zgodi, da z obstoječimi senzorji (3 senzorji orientacije) ne bi mogli izmeriti vseh prostostnih stopenj kinematičnega modela. V tem primeru bi bilo potrebno namestiti dodaten senzor orientacije na ramo ali pa poiskati korelacijo med abduk-

cijo/antefleksijo ramenskega sklepa. Natančnost namestitve senzorja orientacije na ramo zna biti problematična, zato bi bilo smiselno najprej preizkusiti drugo možnost.

Za boljšo oceno kvalitete gibanja bi bila potrebna raziskava vplivov posameznih prispevkov na skupni indeks kvalitete gibanja. To bi lahko storili s študijo, kjer bi spremljali več različnih oseb prek več terminov vadbe in bi opazovali spremembe tako posameznih kazalcev kot tudi indeksa kvalitete gibanja. Ker je ocena gibanja z indeksom kvalitete gibanja vezana na tip naloge, bi bilo smiselno določiti standardne naloge, s katerimi bi se testiranja vedno izvajala (na primer linearne premiki v različnih smereh). Te naloge bi služile tako za vadbo kot ocenjevanje napredka, ostale naloge pa bi bolj služile kot razširjen nabor vaj za vadbo.

V bližnji prihodnosti je potrebno izvesti še testiranje načinov delovanja sistema, ki smo jih opisali v poglavju 5.1.4 (vpetje na togo podlago, vpetje na robotski manipulator, vpetje prek fizioterapevta), saj nam jih do tega trenutka še ni uspelo izvesti.

Predstavljene pilotne študije so potrdile ustreznost koncepta adaptivne dvoročne vadbe in zaslove dvoročnih sistemov. Število testiranih oseb je bilo premajhno ali pa so vadbo izvajali premalo časa, da bi lahko potrdili kliničen napredek pacientov kot posledico vadbe s predstavljenimi sistemi. Logično nadaljevanje bi bila bolj obsežna klinična študija z večjim številom pacientov, ki bi vadbo opravljali daljše časovno obdobje. V študijo bi vključili vse predstavljene sisteme. S tako raziskavo bi lahko z večjo gotovostjo potrdili vpliv vseh treh sistemov na napredek pacientov.

7. Originalni prispevki doktorske disertacije

- Koncept dvoročne vadbe, ki omogoča prilagodljivo pomoč neprizadete roke gibanju paretične roke. Razširjen standardni robotski sistem, razvit na podlagi predlaganega pristopa zajema, podatke o vadbi, jih posreduje pacientu, jih ovrednoti in določi stopnjo pacientevega napredka.
- Prilagojen robotski sistem za dvoročno vadbo hemiparetičnih oseb in adaptivni algoritmi vodenja.
- Izvedba sistema za samostojno senzorno podprtvo dvoročno vadbo, sposobnega merjenja interakcije (koordinacije) med rokama in primerenega za klinično vadbo pod nadzorom fizioterapevta ali za vadbo na domu in analiza njegove uporabnosti.
- Analiza koordinacije zgornjih okončin med dvoročno vadbo in razvoj metod za ocenjevanje napredka vadbe, vključno s predlogom indeksa kvalitete gibanja.

Literatura

- [1] T. Quinn, S. Paolucci, K. Sunnerhagen, J. Sivenius, M. Walker, D. Toni, in K. Lees, “Evidence-based stroke rehabilitation: an expanded guidance document from the european stroke organisation (eso) guidelines for management of ischaemic stroke and transient ischaemic attack 2008,” *Journal of rehabilitation medicine*, vol. 41, no. 2, str. 99–111, 2009.
- [2] R. Teasell, N. Foley, K. Salter, S. Bhogal, J. Jutai, in M. Speechley, “Evidence-based review of stroke rehabilitation: executive summary,” *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 16, no. 6, str. 463–488, 2009.
- [3] M. Stoykov in D. Corcos, “A review of bilateral training for upper extremity hemiparesis,” *Occupational therapy international*, vol. 16, no. 3–4, str. 190–203, 2009.
- [4] G. Prange, M. Jannink, C. Groothuis-Oudshoorn, H. Hermens, M. Ijzerman, *et al.*, “Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke,” *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 43, no. 2, str. 171–184, 2006.
- [5] G. Kwakkel, B. Kollen, in H. Krebs, “Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review,” *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 22, no. 2, str. 111–121, 2008.
- [6] R. assessment of upper-limb motor function after stroke: a review, “Balasubramaniam s., colombo r., sanguinetti v. and e burdet e.” 2011.
- [7] M. Johnson, “Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 3, no. 29, str. 1–6, 2006.
- [8] M. Holden, “Virtual environments for motor rehabilitation: review,” *Cyberpsychology & behavior*, vol. 8, no. 3, str. 187–211, 2005.

- [9] A. Lo, P. Guarino, L. Richards, J. Haselkorn, G. Wittenberg, D. Federman, R. Ringer, T. Wagner, H. Krebs, B. Volpe, *et al.*, “Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke,” *New England Journal of Medicine*, vol. 362, no. 19, str. 1772–1783, 2010.
- [10] H. Krebs, N. Hogan, M. Aisen, in B. Volpe, “Robot-aided neurorehabilitation,” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 6, no. 1, str. 75–87, 1998.
- [11] H. Krebs, M. Ferraro, S. Buerger, M. Newbery, A. Makiyama, M. Sandmann, D. Lynch, B. Volpe, in N. Hogan, “Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 5, no. 1, str. 1–15, 2004.
- [12] H. Krebs, J. Celestino, D. Williams, M. Ferraro, B. Volpe, in N. Hogan, “24 a wrist extension for mit-manus,” *Advances in Rehabilitation Robotics*, str. 377–390, 2004.
- [13] L. Zollo, D. Accoto, F. Torchiani, D. Formica, in E. Guglielmelli, “Design of a planar robotic machine for neuro-rehabilitation,” v *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, str. 2031 –2036, may 2008.
- [14] R. Loureiro, F. Amirabdollahian, M. Topping, B. Driessen, in W. Harwin, “Upper limb robot mediated stroke therapy—GENTLE/s approach,” *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, str. 35–51, 2003.
- [15] M. Munih, R. Riener, G. Colombo, L. Lunenburger, F. Muller, M. Slater, in M. Mihelj, “MIMICS: Multimodal immersive motion rehabilitation of upper and lower extremities by exploiting biocooperation principles,” v *Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*, str. 127–132, IEEE, 2009.
- [16] W. Kimberly in J. Michelle, “Quantifying kinematics of purposeful movements to real, imagined, or absent functional objects: Implications for modelling trajectories for robot-assisted adl tasks**,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4, 2007.

- [17] D. J. Reinkensmeyer, L. E. Kahn, M. Averbuch, A. McKenna-Cole, B. D. Schmit, W. Z. Rymer, *et al.*, “Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the arm guide,” *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 37, no. 6, str. 653–662, 2000.
- [18] T. Nef, M. Mihelj, in R. Riener, “ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 45, no. 9, str. 887–900, 2007.
- [19] R. Riener, M. Guidali, U. Keller, A. Duschau-Wicke, V. Klamroth, in T. Nef, “Transferring armin to the clinics and industry,” *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, vol. 17, no. 1, str. 54–59, 2011.
- [20] A. Frisoli, M. Bergamasco, M. C. Carboncini, in B. Rossi, “Robotic assisted rehabilitation in virtual reality with the l-exos,” *Stud Health Technol Inform*, vol. 145, str. 40–54, 2009.
- [21] J. He, E. Koeneman, R. Schultz, D. Herring, J. Wanberg, H. Huang, T. Sugar, R. Herman, in J. Koeneman, “Rupert: a device for robotic upper extremity repetitive therapy,” v *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, str. 6844–6847, IEEE, 2005.
- [22] R. J. Sanchez, J. Liu, S. Rao, P. Shah, R. Smith, T. Rahman, S. C. Cramer, J. E. Bobrow, in D. J. Reinkensmeyer, “Automating arm movement training following severe stroke: functional exercises with quantitative feedback in a gravity-reduced environment,” *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 14, no. 3, str. 378–389, 2006.
- [23] R. Riener, L. Lunenburger, S. Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo, in V. Dietz, “Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results,” *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 13, no. 3, str. 380–394, 2005.
- [24] J. Emken, R. Benitez, in D. Reinkensmeyer, “Human-robot cooperative movement training: Learning a novel sensory motor transformation during walking with robotic assistance-as-needed,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4, no. 1, str. 1–16, 2007.

- [25] E. Wolbrecht, V. Chan, D. Reinkensmeyer, in J. Bobrow, "Optimizing compliant, model-based robotic assistance to promote neurorehabilitation," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 16, no. 3, str. 286–297, 2008.
- [26] H. Haken, J. Kelso, in H. Bunz, "A theoretical model of phase transitions in human hand movements," *Biological cybernetics*, vol. 51, no. 5, str. 347–356, 1985.
- [27] J. Summers, F. Kagerer, M. Garry, C. Hiraga, A. Loftus, in J. Cauraugh, "Bilateral and unilateral movement training on upper limb function in chronic stroke patients: a TMS study," *Journal of the neurological sciences*, vol. 252, no. 1, str. 76–82, 2007.
- [28] J. Whitall, S. Waller, K. Silver, in R. Macko, "Repetitive bilateral arm training with rhythmic auditory cueing improves motor function in chronic hemiparetic stroke," *Stroke*, vol. 31, no. 10, str. 2390–2395, 2000.
- [29] S. Waller in J. Whitall, "Bilateral arm training: Why and who benefits?," *NeuroRehabilitation*, vol. 23, no. 1, str. 29–41, 2008.
- [30] D. Nozaki, I. Kurtzer, in S. Scott, "Limited transfer of learning between unimanual and bimanual skills within the same limb," *Nature neuroscience*, vol. 9, no. 11, str. 1364–1366, 2006.
- [31] A. Luft, S. McCombe-Waller, J. Whitall, L. Forrester, R. Macko, J. Sorkin, J. Schulz, A. Goldberg, in D. Hanley, "Repetitive bilateral arm training and motor cortex activation in chronic stroke: a randomized controlled trial," *Jama*, vol. 292, no. 15, str. 1853–1861, 2004.
- [32] M. Mudie in T. Matyas, "Can simultaneous bilateral movement involve the undamaged hemisphere in reconstruction of neural networks damaged by stroke?," *Disability & Rehabilitation*, vol. 22, no. 1, str. 23–37, 2000.
- [33] C. Cunningham, M. Stoykov, in C. Walter, "Bilateral facilitation of motor control in chronic hemiplegia," *Acta psychologica*, vol. 110, no. 2-3, str. 321–337, 2002.

- [34] V. Ramachandran in D. Rogers-Ramachandran, "Synesthesia in phantom limbs induced with mirrors," *Proceedings: Biological Sciences*, vol. 263, no. 1369, str. 377–386, 1996.
- [35] E. Altschuler, S. Wisdom, L. Stone, C. Foster, D. Galasko, D. Llewellyn, in V. Ramachandran, "Rehabilitation of hemiparesis after stroke with a mirror," *The Lancet*, vol. 353, no. 9169, str. 2035–2035, 1999.
- [36] C. Dohle, J. Püllen, A. Nakaten, J. Küst, C. Rietz, in H. Karbe, "Mirror therapy promotes recovery from severe hemiparesis: a randomized controlled trial," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 23, no. 3, str. 209–217, 2009.
- [37] C. Stinear, P. Barber, J. Coxon, M. Fleming, in W. Byblow, "Priming the motor system enhances the effects of upper limb therapy in chronic stroke," *Brain*, vol. 131, no. 5, str. 1381–1390, 2008.
- [38] P. Lum, C. Burgar, M. Van Der Loos, P. Shor, M. Majmundar, in R. Yap, "MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 43, no. 5, str. 631–643, 2006.
- [39] R. Mahoney, H. Van der Loos, P. Lum, in C. Burgar, "Robotic stroke therapy assistant," *Robotica*, vol. 21, no. 1, str. 33–44, 2003.
- [40] G. Lewis in E. Perreault, "An Assessment of Robot-Assisted Bimanual Movements on Upper Limb Motor Coordination Following Stroke," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 17, no. 6, str. 595–604, 2009.
- [41] S. Hesse, G. Schulte-Tigges, M. Konrad, A. Bardeleben, in C. Werner, "Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 84, no. 6, str. 915–20, 2003.
- [42] P. Lum, S. Lehman, in D. Reinkensmeyer, "The bimanual lifting rehabilitator: an adaptive machine for therapy of stroke patients," *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 3, no. 2, str. 166–174, 2002.

- [43] M. Johnson, H. Van der Loos, C. Burgar, P. Shor, in L. Leifer, "Experimental results using force-feedback cueing in robot-assisted stroke therapy," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, no. 3, str. 335–348, 2005.
- [44] D. Reinkensmeyer, C. Pang, J. Nessler, in C. Painter, "Web-based telerehabilitation for the upper extremity after stroke," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 10, no. 2, str. 102–108, 2002.
- [45] R. Van Der Linde in P. Lammertse, "HapticMaster—a generic force controlled robot for human interaction," *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 30, no. 6, str. 515–524, 2003.
- [46] D. Novak, J. Ziherl, A. Olensek, M. Milavec, J. Podobnik, M. Mihelj, in M. Munih, "Psychophysiological Responses to Robotic Rehabilitation Tasks in Stroke," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 4, str. 351–361, 2010.
- [47] Y. Ono in T. Morita, "Vertical Planar Underactuated Manipulation Using a Gravity Compensation Mechanism," *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 17, no. 5, str. 553–559, 2005.
- [48] P. Urban, T. Wolf, M. Uebele, J. Marx, T. Vogt, P. Stoeter, T. Bauer-mann, C. Weibrich, G. Vucurevic, A. Schneider, *et al.*, "Occurrence and Clinical Predictors of Spasticity After Ischemic Stroke," *Stroke*, vol. 41, no. 9, str. 2016–2020, 2010.
- [49] M. Mihelj, T. Nef, in R. Riener, "A novel paradigm for patient-cooperative control of upper-limb rehabilitation robots," *Advanced Robotics*, vol. 21, no. 8, str. 843–867, 2007.
- [50] B. Siciliano in O. Khatib, *Springer handbook of robotics*. Springer, 2008.
- [51] B. Zupančič, *Zvezni regulacijski sistemi – I. del.* Založba FE in FRI, 2010.
- [52] "Unity – game engine." <http://unity3d.com>. November 2012.
- [53] N. Ansari, S. Naghdi, S. Hasson, Z. Fakhari, M. Mashayekhi, in M. Herasi, "Assessing the reliability of the modified modified ashworth scale between

- two physiotherapists in adult patients with hemiplegia,” *NeuroRehabilitation*, vol. 25, no. 4, str. 235–240, 2009.
- [54] J. Carr, R. Shepherd, L. Nordholm, in D. Lynne, “Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients,” *Physical Therapy*, vol. 65, no. 2, str. 175–180, 1985.
- [55] D. Rugelj in U. Puh, “Lestvica ocenjevanja motoričnih funkcij oseb po preboleli možganski kapi,” *Fizioterapija*, vol. 12, no. 8, str. 455–456, 2001.
- [56] B. Freriks, H. Hermens, C. Disselhorst-Klug, G. Rau, in H. Hermens, *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project*. Roessingh Research and Development b.v., 1999.
- [57] J. Jaccard in M. Becker, *Statistics for the behavioral sciences*. Wadsworth Publishing Company, 1990.
- [58] R. Shadmehr in F. Mussa-Ivaldi, “Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task,” *The Journal of Neuroscience*, vol. 14, no. 5, str. 3208–3224, 1994.
- [59] J. Patton in F. Mussa-Ivaldi, “Robot-assisted adaptive training: custom force fields for teaching movement patterns,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 51, no. 4, str. 636–646, 2004.
- [60] R. Nudo in K. Friel, “Cortical plasticity after stroke: implications for rehabilitation.,” *Revue neurologique*, vol. 155, no. 9, str. 713–717, 1999.
- [61] S. Criscimagna-Hemminger, O. Donchin, M. Gazzaniga, in R. Shadmehr, “Learned dynamics of reaching movements generalize from dominant to non-dominant arm,” *Journal of neurophysiology*, vol. 89, no. 1, str. 168–176, 2003.
- [62] J. Wang in R. Sainburg, “Interlimb transfer of visuomotor rotations depends on handedness,” *Experimental brain research*, vol. 175, no. 2, str. 223–230, 2006.
- [63] N. Malfait in D. Ostry, “Is interlimb transfer of force-field adaptation a cognitive response to the sudden introduction of load?,” *Journal of Neuroscience*, vol. 24, no. 37, str. 8084–8089, 2004.

- [64] J. Burgess, R. Bareither, in J. Patton, "Single limb performance following contralateral bimanual limb training," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 15, no. 3, str. 347–355, 2007.
- [65] M. Berner in J. Hoffmann, "Effector-related sequence learning in a bimanual-bisequential serial reaction time task," *Psychological research*, vol. 72, no. 2, str. 138–154, 2008.
- [66] V. Hatzitaki in P. McKinley, "Effect of single-limb inertial loading on bilateral reaching: interlimb interactions," *Experimental brain research*, vol. 140, no. 1, str. 34–45, 2001.
- [67] G. Gottlieb, "On the voluntary movement of compliant (inertial-viscoelastic) loads by parcellated control mechanisms," *Journal of neurophysiology*, vol. 76, no. 5, str. 3207–3229, 1996.
- [68] L. Tcheang, P. Bays, J. Ingram, in D. Wolpert, "Simultaneous bimanual dynamics are learned without interference," *Experimental Brain Research*, vol. 183, no. 1, str. 17–25, 2007.
- [69] L. Marchal-Crespo in D. Reinkensmeyer, "Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 6, no. 20, str. 1–15, 2009.
- [70] S. Demain, R. Wiles, L. Roberts, in K. McPherson, "Recovery plateau following stroke: Fact or fiction?," *Disability & Rehabilitation*, vol. 28, no. 13–14, str. 815–821, 2006.
- [71] R. Wiles, A. Ashburn, S. Payne, in C. Murphy, "Discharge from physiotherapy following stroke: the management of disappointment," *Social science & medicine*, vol. 59, no. 6, str. 1263–1273, 2004.
- [72] S. Fasoli, H. Krebs, J. Stein, W. Frontera, R. Hughes, in N. Hogan, "Robotic therapy for chronic motor impairments after stroke: follow-up results1," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 85, no. 7, str. 1106–1111, 2004.
- [73] J. van der Lee, R. Wagenaar, G. Lankhorst, T. Vogelaar, W. Devillé, in L. Bouter, "Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients:

- results from a single-blind randomized clinical trial,” *Stroke*, vol. 30, no. 11, str. 2369–2375, 1999.
- [74] S. Egglestone, L. Axelrod, T. Nind, R. Turk, A. Wilkinson, J. Burridge, G. Fitzpatrick, S. Mawson, Z. Robertson, A. Hughes, *et al.*, “A design framework for a home-based stroke rehabilitation system: identifying the key components,” v *Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2009. PervasiveHealth 2009. 3rd International Conference on*, str. 1–8, IEEE, 2009.
- [75] “Digi xbee.” <http://www.digi.com/xbee/>. November 2012.
- [76] “Navodila atzb-24-a2/b0.” <http://www.atmel.com/Images/doc8226.pdf>. November 2012.
- [77] T. Beravs, J. Podobnik, in M. Munih, “Three-axial accelerometer calibration using kalman filter covariance matrix for online estimation of optimal sensor orientation,” *IEEE Transactions on instrumentation and measurement*, vol. 61, no. 9, str. 2501, 2012.
- [78] N. Klopčar in J. Lenarčič, “Kinematic model for determination of human arm reachable workspace,” *Meccanica*, vol. 40, no. 2, str. 203–219, 2005.
- [79] E. Wan in R. Van Der Merwe, “The unscented kalman filter,” *Kalman filtering and neural networks*, str. 221–280, 2001.
- [80] R. Van Der Merwe, *Sigma-point Kalman filters for probabilistic inference in dynamic state-space models*. Doktorska disertacija, University of Stellenbosch, 2004.
- [81] T. Beravs, P. Rebersek, D. Novak, J. Podobnik, in M. Munih, “Development and validation of a wearable inertial measurement system for use with lower limb exoskeletons,” v *Humanoid Robots (Humanoids), 2011 11th IEEE-RAS International Conference on*, str. 212–217, IEEE, 2011.
- [82] A. Bardorfer, *Haptični vmesnik pri kvantitativnem vrednotenju funkcionalnega stanja gornjih ekstremitet*. Doktorska disertacija, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2003.
- [83] B. Rohrer, S. Fasoli, H. Krebs, R. Hughes, B. Volpe, W. Frontera, J. Stein, in N. Hogan, “Movement smoothness changes during stroke recovery,” *The Journal of Neuroscience*, vol. 22, no. 18, str. 8297–8304, 2002.

- [84] T. Milner, “A model for the generation of movements requiring endpoint precision,” *Neuroscience*, vol. 49, no. 2, str. 487–496, 1992.
- [85] C. Teo, E. Burdet, in H. Lim, “A robotic teacher of chinese handwriting,” v *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002. Proceedings. 10th Symposium on*, str. 335–341, IEEE, 2002.
- [86] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon, in E. Burdet, “A robust and sensitive metric for quantifying movement smoothness,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 59, no. 8, str. 2126–2136, 2011.
- [87] J. McAuley, J. Rothwell, in C. Marsden, “Frequency peaks of tremor, muscle vibration and electromyographic activity at 10 hz, 20 hz and 40 hz during human finger muscle contraction may reflect rhythmicities of central neural firing,” *Experimental Brain Research*, vol. 114, no. 3, str. 525–541, 1997.
- [88] S. B. Rutkove, “Effects of temperature on neuromuscular electrophysiology,” *Muscle & nerve*, vol. 24, no. 7, str. 867–882, 2001.

Dodatek

Objavljene publikacije

- Matic Trlep, Matjaž Mihelj, Urška Puh in Marko Munih, Rehabilitation Robot with Patient-Cooperative Control for Bimanual Training of Hemiparetic Subjects, *Advanced Robotics*, 2011.
- Matic Trlep, Matjaž Mihelj in Marko Munih, Skill transfer from symmetric and asymmetric bimanual training using a robotic system to single limb performance, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2012.

Full paper

Rehabilitation Robot with Patient-Cooperative Control for Bimanual Training of Hemiparetic Subjects

Matic Trlep^{a,*}, Matjaž Mihelj^a, Urška Puh^b and Marko Munih^a

^a Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Trzaska 25, 1000 Ljubljana, Slovenia

^b Faculty of Health Sciences, University of Ljubljana, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana, Slovenia

Received 31 August 2010; accepted 24 January 2011

Abstract

Hemiparesis is the most common motor deficit following stroke. Bimanual training and robot-assisted therapy are often used to regain motor functionality of the paretic limb. The goal of this study is the development and validation of a bimanual training system that stimulates the use of both arms of hemiparetic subjects. The adaptive assistance control adjusts the contribution of the unaffected arm, thus reducing the load on the paretic arm. Hemiparetic subjects performed three different tracking exercises in bimanual mode and in two unimanual modes to validate the applicability of the system. In bimanual mode, the patient uses the unaffected limb to initiate and guide the movement. The movement of the paretic limb must be coordinated with the unaffected limb to complete the exercise. The training resulted in improvements of motor performance. High and significant correlation between bimanual training and unimanual performance was observed.

© Koninklijke Brill NV, Leiden, 2011

Keywords

Bimanual rehabilitation, hemiparesis, rehabilitation robotics, upper-limb rehabilitation, stroke

1. Introduction

Stroke is the leading cause of disabilities among adults in developed countries [1]. Hemiparesis is the most common motor deficit, affecting about 75% of stroke survivors. Disabilities in the upper extremities severely limit voluntary motor control. Thus, more effective rehabilitation techniques are constantly being searched for.

Most activities of daily living are bimanual and require a coordinated use of both upper extremities. Consequently, one of the suggested therapeutic techniques is bimanual training. Bimanual training engages both limbs simultaneously in order to encourage the inter-limb coordination. It has been found to improve dexterity,

* To whom correspondence should be addressed. E-mail: matic.trlep@robo.fe.uni-lj.si

grip strength and functional ability of the paretic limb [2, 3]. It has been suggested that the contralesional (undamaged) brain hemisphere might provide a template of appropriate neural responses for a restored neural network. Changes in the contralesional hemisphere of some patients were reported after bimanual training [4].

In recent years, the use of robotic systems as guidance and evaluation devices has been introduced in post-stroke rehabilitation. Several studies have examined the effects of robotics on paretic arm function recovery in rehabilitation of stroke patients [5–7]. Various robotic devices have been developed to promote bimanual training of the upper extremities. A driving simulation called Driver's SEAT showed that bimanual steering using force cues increased the use of the affected arm throughout the bimanual steering task [8]. Another attempt is the bimanual lifting rehabilitator [9]. If the affected limb is unable to contribute to the bimanual task of lifting a cafeteria tray, the device substitutes for it. If the affected arm can accomplish the task, the rehabilitator does not intervene. However, this system does not stimulate hemiplegic subjects to use their affected arm since the lifting task is always completed independently of the paretic arm effort. Some other systems use two robots for bimanual training [10, 11]. It has been shown that combined unimanual and bimanual robotic training has advantages compared to conventional therapy only [10].

Newer robotic systems in rehabilitation use patient-cooperative control or 'assist-as-needed' techniques to adapt the training to individual patients [12, 13]. These types of control take the patient's intentions and voluntary efforts into account rather than imposing any predefined movements. By recognizing the patient's intention and motor abilities, the system adapts its robotic assistance to the activity of the patient. The system also informs the patient of his/her performance by displaying relevant information on a screen. Online evaluation of human–robot interaction forces (torques) or positional measurements of the robot is needed to determine the patient's intentions and abilities. The robot's assistance during therapy should be smooth to allow a pleasant interaction [14]. The recognition of the patient's movement intentions and motor abilities is a great challenge in patient-cooperative control systems. Bimanual training can use the unaffected limb to indicate the patient's movement intentions, while motor abilities can be assessed from forces applied by both hands.

Virtual reality environments are often combined with robotic devices in rehabilitation to increase motivation and training effectiveness. Highly motivating environments that increase task engagement are important for motor relearning and recovery after stroke [15].

Bimanual training that stimulates coordinated use of both arms can be extended with an intuitive patient-cooperative control that adapts the training to the needs and abilities of each individual patient. A robotic system designed in this way combines the positive effects of both bimanual training and patient cooperative adaptive robot assistance. The use of only one robot would make the training easier, and the design and development of the system would be less complex and more cost-efficient compared to a multi-robot system.

The paper presents the development and validation of a bimanual training system as a rehabilitation aid for hemiparetic patients. If a patient cannot perform the task with both arms in a coordinated way, the adaptive nature of the system increases the needed support of the unaffected arm, thus reducing the contribution of the paretic arm in the combined movement. A tracking game was developed to guide the training and increase motivation.

2. Methods

2.1. Hardware

The proposed bimanual training system is based on the haptic robot HapticMaster (FCS Control Systems) [16]. The HapticMaster robot system has been proven to be appropriate for research of upper-limb motor rehabilitation [17, 18]. It is an admittance-controlled robotic manipulator with a control loop rate of 2500 Hz. The existing 3 active d.o.f. of the robot were expanded with an extra active joint at the end of the HapticMaster kinematic chain to allow the simulation of an active steering wheel. Bimanual handlebars (Fig. 1) mounted on the robot end-effector independently measure forces generated by each arm using two 6-d.o.f. force and torque sensors (Fig. 2). The handlebars turn like a steering wheel and can actively resist the subject's steering.

A passive gravity compensation mechanism, suggested by Ono and Morita [19], was implemented to compensate the weight of the subject's upper extremities (Fig. 1).

The HapticMaster robot is used to constrain movement trajectories and to measure the pose of the bimanual handlebars. The robot does not actively assist the subject during training, but provides programmable resistance to the movements (virtual inertia and virtual viscous damping) and can ensure the desired contribution

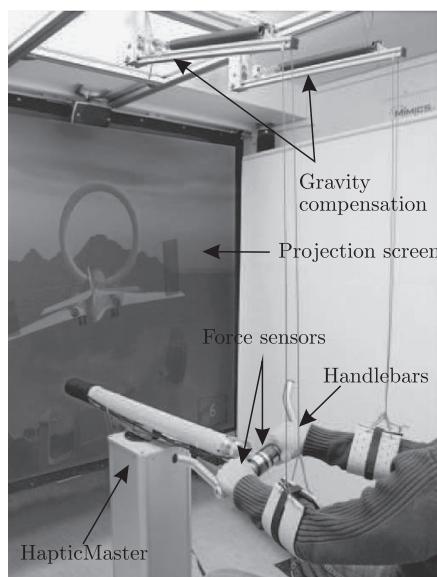


Figure 1. Subject during exercise.

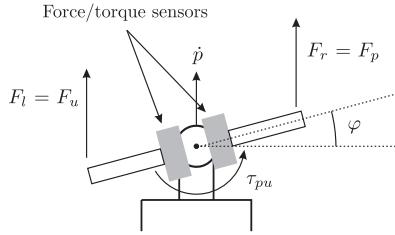


Figure 2. Bimanual handlebars mounted on the robot end-effector with two independent force/torque sensors (situation during vertical movements). The tangential forces along the direction of the desired movement are presented here for right hemiparetic subjects (F_l , left arm force; F_r , right arm force; F_u , unaffected arm force; F_p , paretic arm force). In addition, the orientation of the handlebars φ , velocity of the robot end-effector along the desired direction \dot{p} and torque applied by the subject τ_{pu} are introduced.

of both arms. The reaction force of the robot depends on the predefined admittance model and the virtual fixtures constraining the movement trajectories.

2.2. Training Exercises

As presented by Johnson *et al.* [8], a steering task is appropriate for bimanual training of post-stroke subjects. The main goal of their study was to encourage the correct usage of forces of both arms to complete a simple steering task. We propose to augment this approach. Our goal is to stimulate coordinated use of both limbs during bimanual tracking exercise. To do so, we decided to allow the user to move in two independent directions as opposed to the 1-d.o.f. in the Driver's SEAT [8]. The augmented approach allows significantly larger range of movements, stimulation of activation of specific arm muscles and uses the steering function only to impose coordination between both arms.

Training exercises were designed to be performed in the sagittal plane in front of the subject, predominantly in the vertical or horizontal direction depending on the exercise type. A reference object (virtual airplane) displayed on the screen moves along a predefined trajectory. In order to simplify the task, the reference object orientation is kept constant. The subject is required to track the reference object pose by moving the robot end-effector indicated with a tracker object also displayed on the screen. The situation is shown in Fig. 3. The user must coordinate both arms to keep the tracker object orientation constant, to prevent the tracker object from rotating.

If the paretic arm is not able to perform as required, the forces applied by the unaffected limb are scaled down using an adaptive gain to stimulate use of the paretic limb. The scale factor depends on the average orientation error e_φ between the reference and the tracker object. The sign of e_φ depends on the paretic arm. The positive e_φ is defined as the rotation that occurs when the unaffected arm applies greater forces to the handlebars than the paretic arm. For subjects with their right arm affected, the positive error is oriented clockwise; for subjects with their left arm affected, it is anticlockwise. Scaling down the unaffected limb forces means that higher combined effort of both arms is needed to complete the task. Namely,

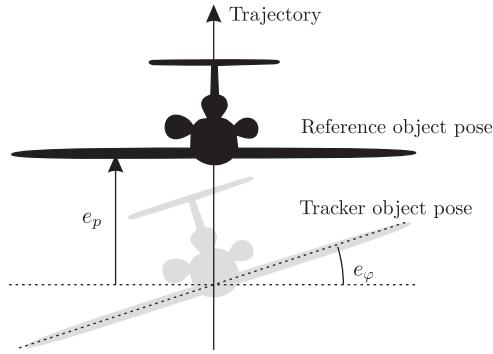


Figure 3. Movement trajectory, reference pose, measured pose of the robot end-effector (handlebars) and tracking errors e_p , and e_φ .

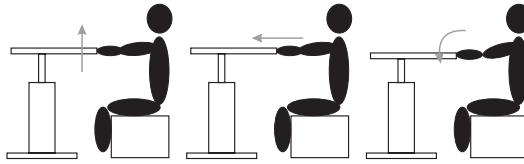


Figure 4. Different exercises (active movement is indicated by the arrow).

the force of the unaffected arm is scaled down before it is used in the admittance-controller of the HapticMaster robot. If the effort increases too much and the subject cannot track the reference object position, the overall combined force required to complete the task is decreased, depending on the positional tracking error e_p between the reference and the tracker object. e_p is defined as the difference between the reference position and the actual position of the handlebars. If the subject lags behind the reference, the error is positive; when the tracking objects moves ahead of the reference, it is negative. Nonetheless, the force ratio between the arms remains the same.

Three different tasks (Fig. 4) were designed to stimulate training of different muscle groups. The tasks are intentionally kept simple to isolate the activation of specific muscle groups. The robot is programmed to constrain the motion of the handlebars to the trajectory of the selected exercises (tasks):

- (i) *Vertical movement*: flexion of the shoulder joint with extended elbow joint.
- (ii) *Horizontal movement*: extension of the elbow joint and protraction of the shoulder joint.
- (iii) *Elbow extension*: isolated extension of the elbow joint; upper arms kept tight at the upper body.

Each exercise can be divided into two parts: stimulated movement indicated by the arrow direction in Fig. 4 and return movement in the opposite direction. For each task, the range of movement was approximately 20 cm. The stimulated movements are described above and stimulate the patient to use the less active (weak) muscle groups against resistance produced by the robot. The resistance stimulates

sensory-motor system activation in the stimulated direction and is not used in the opposite (return) movement since stroke patients usually over-activate these muscle groups [20].

Two unimanual exercise modes were implemented as a validation method. The two unimanual modes require performing the tasks using only the unaffected arm or only the paretic arm. In the unimanual mode, the rotation of the handlebars was locked to its initial horizontal orientation to allow the tasks to be performed using only one arm. A comparison of unimanual training with the unaffected and paretic arms was performed to assess effects of the bimanual training. Unlike the bimanual mode, the unimanual mode focuses on positional tracking and not on the tracker object orientation. The unimanual modes enable objective measurement of motor performance improvement, while the bimanual mode was primarily intended as a training exercise.

2.3. Control Strategies

The controller for the system was designed as a MATLAB Simulink model and implemented on an xPC Target PC.

2.3.1. Adaptive Assistance Control

The contribution of the unaffected arm forces on the handlebar can change depending on the subject's performance. If the paretic (weaker) limb cannot perform as well as the unaffected (stronger) limb, the unaffected arm can assist with a larger contribution to the combined movement. The main control goal is for the paretic arm to contribute as much as possible toward tracking the reference object.

The forces applied by the impaired arm are used in the robot controller as measured, but the forces applied by the unaffected arm on the handlebars are scaled down with the adaptive gain K_φ . The virtual adaptive forces used for robot control are defined as:

$$F_u^* = K_\varphi F_u \quad (1)$$

$$F_p^* = F_p, \quad (2)$$

where F_u and F_p are the measured tangential forces of the unaffected and paretic arm along the direction of the desired movement (the tangential component is used as a scalar value), respectively, F_u^* and F_p^* are the corresponding virtual adaptive tangential forces of the unaffected and paretic limb, respectively, and K_φ is the adaptive gain that scales the original forces to represent the subject's performance via virtual forces.

The adaptive assistance controller was implemented using the learning law [13]:

$$K_{\varphi,i+1} = (1 + \mu_\varphi) K_{\varphi,i} - g_\varphi e_\varphi, \quad (3)$$

where $0.2 \leq K_\varphi \leq 1$. $K_{\varphi,i+1}$ is the adaptive gain at discrete time step $i + 1$ and e_φ is the orientation error of the tracker object. The positive e_φ is defined as the rotation that occurs when the unaffected arm applies greater forces to the handlebars than the paretic arm. For subjects with their right arm affected the positive error is oriented

clockwise; for subjects with their left arm affected, it is anticlockwise. μ_φ is the forgetting factor and g_φ is the learning gain. Variables μ_φ and g_φ are experimentally defined gains. Positive learning ($e_\varphi < 0$) is allowed, but K_φ is limited to $0.2 \leq K_\varphi \leq 1$.

The HapticMaster robot is an admittance-controlled haptic interface — the robot is controlled by applying force to its end-effector. As the system is bimanual, the virtual forces of both arms are summed to produce a control force:

$$F_c = F_p^* + F_u^* = F_p + K_\varphi F_u. \quad (4)$$

However, since the force of the unaffected arm is scaled down by the factor K_φ , the overall control force is reduced, thus increasing the effort required to move an admittance-type robot. This is generally desirable since the aim is to stimulate the use of the affected limb. However, if the required effort increases too much, the subject might not be able to track the position of the reference object. Thus, a positional adaptive gain K_p is introduced to compensate for this effect:

$$K_{p,i+1} = (1 - \mu_p)K_{p,i} + g_p e_p, \quad (5)$$

where $K_p \geq 1$, μ_p and g_p are experimentally defined gains (forgetting factor and learning gain), and e_p is the error between the reference and the tracker object position. The adaptive control force used in the robot controller is then defined as:

$$F_c^* = K_p(F_p^* + F_u^*) = K_p(F_p + K_\varphi F_u). \quad (6)$$

If e_p increases, K_p partially cancels the effect of K_φ , but it does not alter the force ratio defined by K_φ . This ensures that the combined effort of both arms does not increase if the subject is not able to perform the tracking task.

In the unimanual mode, the adaptive assistance control is disabled. Both adaptive gains are constant and set to their initial values, $K_\varphi = 1$ and $K_p = 1$.

2.3.2. Robot Admittance Control

The adaptive control force F_c^* defined in (6) is used in the HapticMaster admittance-controller to compute the position and velocity of the robot end-effector using a simple second-order dynamic model:

$$F_c^* = m \ddot{p}_r + b \dot{p}_r, \quad (7)$$

where m is the robot end-effector virtual mass, b is the virtual damping and p_r is the robot end-effector reference position.

The reference position p_r and velocity \dot{p}_r are computed from (7), and then used in the robot PD position controller not presented here.

2.3.3. Model of the Steering Wheel

A dynamic model of a steering wheel was introduced to guarantee an accurate response of the bimanual handlebars. The model describes the wheel response to forces (torques) applied by the subject as:

$$\tau_{pu} = I \ddot{\varphi}_r + B \dot{\varphi}_r + K \varphi_r \quad (8)$$

$$\tau_{pu} = r(F_r^* - F_l^*). \quad (9)$$

Variable φ_r defines the reference angle of the steering wheel measured from the horizontal orientation. The second-order model describes the wheel response *via* inertia (I), rotational damping (B) and stiffness (K). Stiffness is introduced to force the wheel towards the initial horizontal orientation. Variable r defines the length of the handlebar ($r = 15$ cm). Adaptive forces of the left and right arm are defined as $F_l^* = F_p^*$ and $F_r^* = F_u^*$ for left hemiparesis, and $F_l^* = F_u^*$ and $F_r^* = F_p^*$ for right hemiparesis. From (8) φ_r and $\dot{\varphi}_r$ are computed and used as reference orientations for the robot PD orientation controller.

2.4. Virtual Environment

A virtual flight simulator environment (Fig. 5) was developed using Unity3D software for game design (Unity Technologies) to enhance subject's motivation. Two jet planes are displayed on the screen in front of the subject. A transparent (red) jet represents the reference object with preprogrammed motion according to the exercise type and independent of the subject's actions. The second (yellow) plane represents the pose of the tracker object corresponding to the pose of the bimanual handlebars.

The visualization is somewhat altered (Fig. 5b), for better representation of forces involved in the horizontal movement. During the horizontal movement, the handlebar rotation does not depend on the horizontal forces being applied to it. Thus, the rotation of the handlebars is locked and the roll rotation of the plane is replaced by the rotation around the vertical axis (yaw rotation). The yaw angle is defined using dual equations to (8) and (9).

In bimanual training, subjects are instructed to follow the movements of the red reference plane with the yellow plane. The plane is required to remain horizontal — it should fly straight. This can be done by applying equal forces with both arms. In the unimanual mode the only instruction is to track the position of the reference plane since the tracker plane's orientation is kept constant.

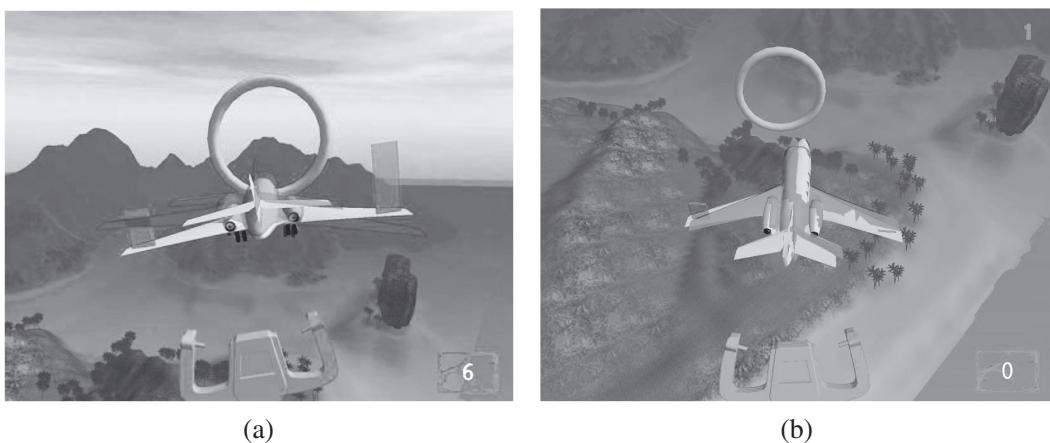


Figure 5. Virtual flight simulator environment. (a) Vertical movement and elbow extension. (b) Horizontal movement.

As additional help, two bars on both wings of the tracker plane are displayed. Their height represents the forces of each arm in the direction of the desired movement. The desired flight direction is represented by targets (orange circles).

2.5. Experimental Protocol

Four chronic hemiparetic subjects (S1–S4) participated in a pilot study. Their basic characteristics are summarized in Table 1.

Clinical scores are provided so that subjects' motor functions can be evaluated and so that the subjects can be compared between each other. To specify the level of impairment, muscle tone and upper extremity functions were assessed using the Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) [21] and Motor Assessment Scale (MAS) for stroke [22], respectively. No severe limitation of passive range of motion in the upper arm joints was observed. The subjects have slightly (grade 1) to markedly (grade 2) increased muscle tone in majority of the commonly affected muscle groups after stroke; these are shoulder adductors and internal rotators, elbow flexors, and wrist and finger flexors. Additionally, muscle tone was increased in some other muscle groups. In S2, muscle clonus was present during assessment of muscle tone (Table 2). All subjects were able to perform the activities of the 'up-

Table 1.
Characteristics of four chronic hemiparetic subjects (S1–S4)

Patient data	S1	S2	S3	S4
Gender	female	male	female	female
Age (years)	42	50	47	45
Time since stroke (years)	11.5	6	5	13
Affected body side	right	right	left	right

Table 2.
Muscle tone by MMAS (0 = no increase; 1 = slight increase; 2 = marked increase; 3 = considerable increase; 4 = rigid part; subjects S1–S4)

Muscle group	S1	S2	S3	S4
Shoulder adductors	2	0	2	0
Shoulder abductors	1	0	0	0
Shoulder internal rotators	1	2	1	1
Shoulder external rotators	1	0	0	0
Elbow flexors	2	1	1	2
Elbow extensors	0	1	0	0
Wrist and fingers II–V flexors	2	1 ^a	0	0
Fingers II–V flexors	0	2 ^b	3	1
Thumb flexor	2	0	0	0

^a Clonus debilitates after few contractions.

^b Clonus debilitates after multiple contractions.

Table 3.

Upper-arm function by MAS (0 = performance not possible; 6 = normal subject performance; subjects S1–S4)

Function	S1	S2	S3	S4
Upper arm function	3	1	4	6
Hand movements	0	0	3	6
Advanced hand activities	0	0	0	2

per arm function' item of MAS, although their grades differed significantly (from minimal (grade 1) to normal subject's performance (grade 6)). Two subjects were able to perform the tasks of the 'hand movements' item, while only one subject performed the task of the 'advanced hand activities' item of MAS. Impairment of the upper-arm function was the most severe in S2, followed by S1, S3 and S4 (Table 3).

The aim of the training protocol was to facilitate activity of some commonly weak muscle groups after stroke (shoulder flexors, shoulder protractors and elbow extensors) with minimal or no increase of activation in the overactive muscle groups, including those with increased muscle tone.

Each subject performed two sessions a week for 4 weeks (a total of eight sessions). Each training session consisted of the three exercises described earlier. The exercises were performed in this specific order: Vertical movement → Horizontal movement → Elbow extension. Each exercise was first performed unimanually using the unaffected arm, then in the bimanual mode and finally as a unimanual exercise of the paretic arm. Ten stimulated movements were performed in each training mode. The total time of one session was approximately 30 min.

2.6. Electromyography

An electromyogram (EMG) was recorded in one session for one subject (S1) to assess the muscle activation during bimanual training. We want to use the EMG measurements to examine if the applied forces are a good representation of the actual muscle activation. With the use of the EMG, we can compare the activation of certain muscle groups of the paretic limb during unimanual and bimanual task execution. The EMG was recorded on four arm muscles (trapezius, deltoid, biceps branchii and triceps branchii) on the paretic and on the unaffected arm. EMG signals were collected at a sampling rate of 4800 Hz [23]. The EMG was filtered using a band-pass filter with cut-off frequencies of 20 and 500 Hz as well as a 50-Hz notch filter. For visualization, the moving average of the signal and the mean value of 10 movement repetitions was computed. Signals of the same muscles on the left and the right arm were normalized to the same range using the known level of force applied by each arm.

3. Results

Force and positional data and all controller variables were collected at a sampling rate of 100 Hz while the subjects performed exercises. In offline analysis only stimulated movements were considered and data collected during the return movements were discarded.

One of the adopted evaluation criteria was the relative power produced by the unaffected and paretic arms. The power was computed from the forces applied by the subject to the handlebars and the robot movement velocity:

$$P_l = (\dot{p} - r\dot{\varphi})F_l, \quad P_r = (\dot{p} + r\dot{\varphi})F_r, \quad (10)$$

where P_l is the power applied by the left arm and P_r is the power applied by the right arm. Variable \dot{p} is the translational velocity of the robot, while $\dot{\varphi}$ is the rotational velocity of the handlebars.

The relative power of the paretic arm is then:

$$P_{\text{rel}} = \frac{P_p}{P_p + P_u} \cdot 100\%. \quad (11)$$

For left hemiparetic subjects, power of the paretic arm is $P_p = P_l$ and the power of the unaffected arm is $P_u = P_r$. For right hemiparetic subjects, $P_p = P_r$ and $P_u = P_l$. Healthy subjects could easily perform the tasks with the $P_{\text{rel}} \approx 50\%$.

The median of the relative power of all subjects in all sessions and types of bimanual exercises is shown in Fig. 6a. The data are displayed for each subject separately. For two of the subjects, relative power was near 50% through all sessions. In the first sessions, the other two subjects obtained worse results when using the paretic arm. After a couple of sessions, the power ratio of both arms significantly improved. This can be best observed for task 1 and partially also for task 2, while all subjects have the power ratio near 50% for task 3.

Tracking performance was evaluated based on orientation and position tracking errors. One important parameter is the median rotation of the virtual plane while performing the exercises. Positive rotation error is defined as turning to the left for left hemiparetic subjects and right for right hemiparetic subjects. In both cases, a positive rotation error is a consequence of larger forces of the unaffected arm. The median rotations of the tracker plane for all three exercises are presented for each subject in Fig. 6b. As can be expected, the majority of the rotational errors are positive, since the unaffected arm forces are greater than the forces of the paretic arm. A similar decrease of error values, mainly in task 1, is observed through sessions, as with relative power in Fig. 6a.

Figure 7 shows the root-mean-square (RMS) values of positional tracking errors for different tasks in bimanual mode. In the first sessions, the tracking errors for all four subjects were relatively large. After a few (two to five) sessions, the tracking error decreased to a smaller and more constant value.

The adaptive gain K_φ changes according to the force ratio of both arms in bimanual tasks. Figure 8 shows the dependence of the adaptive gain on the P_{rel} . The

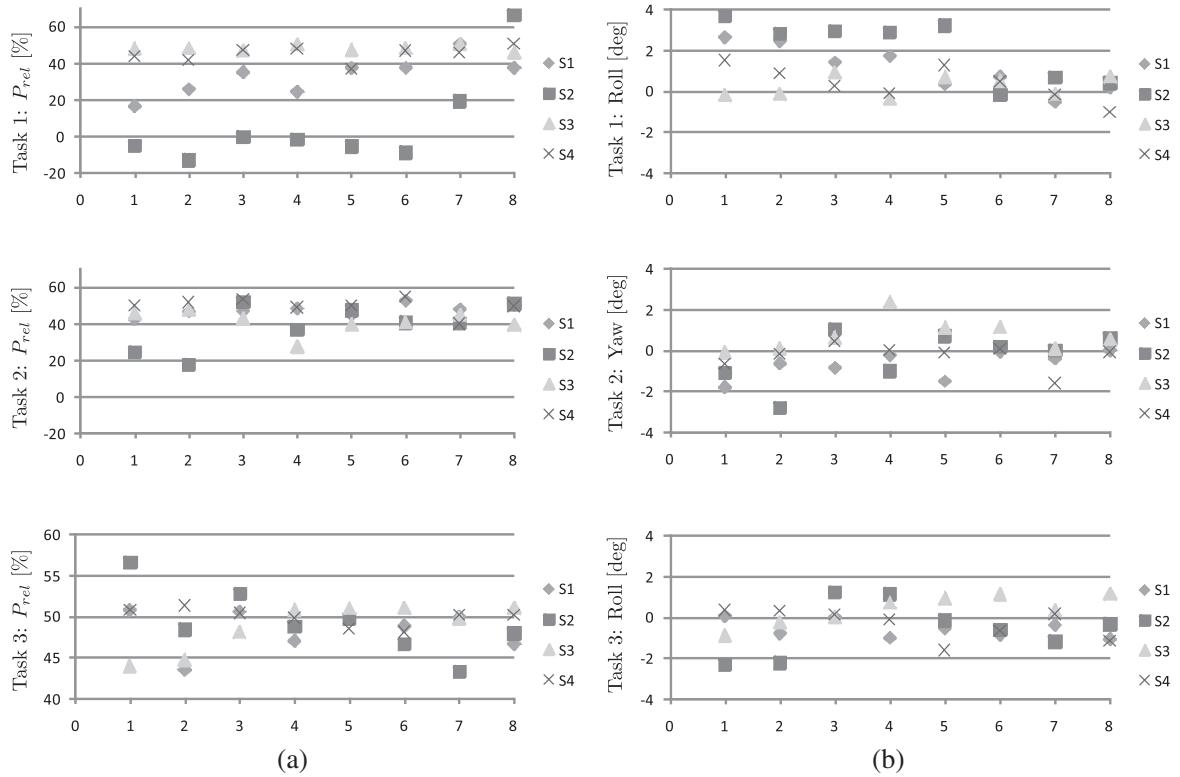


Figure 6. (a) Relative power of the paretic arm defines how much of the total power is produced by the paretic arm (note different scale for task 3). (b) Median orientation error. For vertical movement (task 1) and elbow extension (task 3) the roll orientation error is presented, for horizontal movement (task 2) the yaw error is shown. The x -axis shows the number of the session; subjects S1–S4.

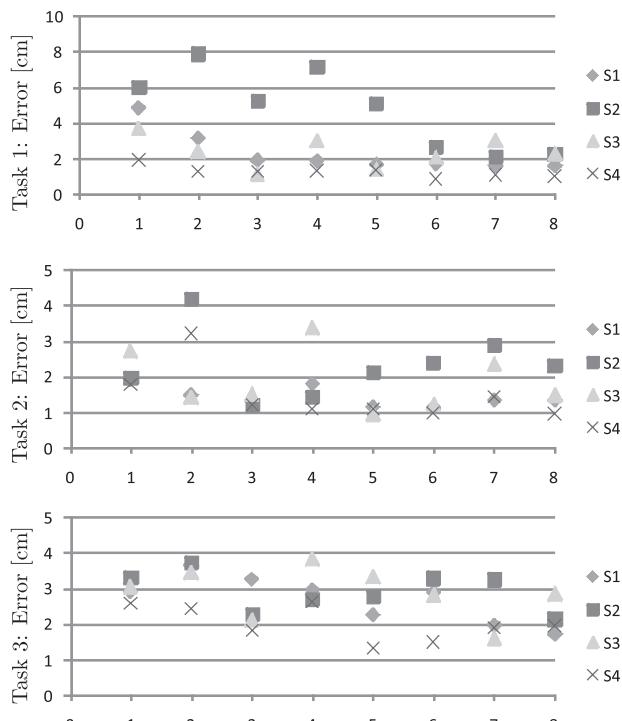


Figure 7. RMS tracking errors for each subject (S1–S4), task and session, shown on the x -axis.

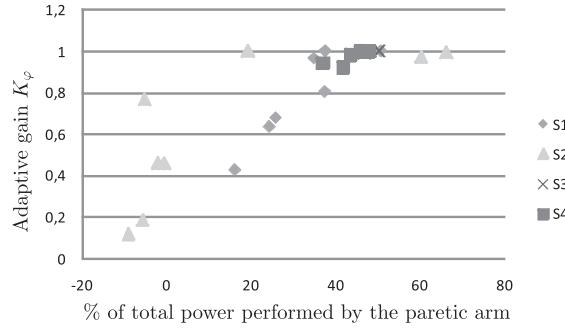


Figure 8. Adaptive gains K_φ for each subject (S1–S4) and session in relation to the relative power of the paretic arm.

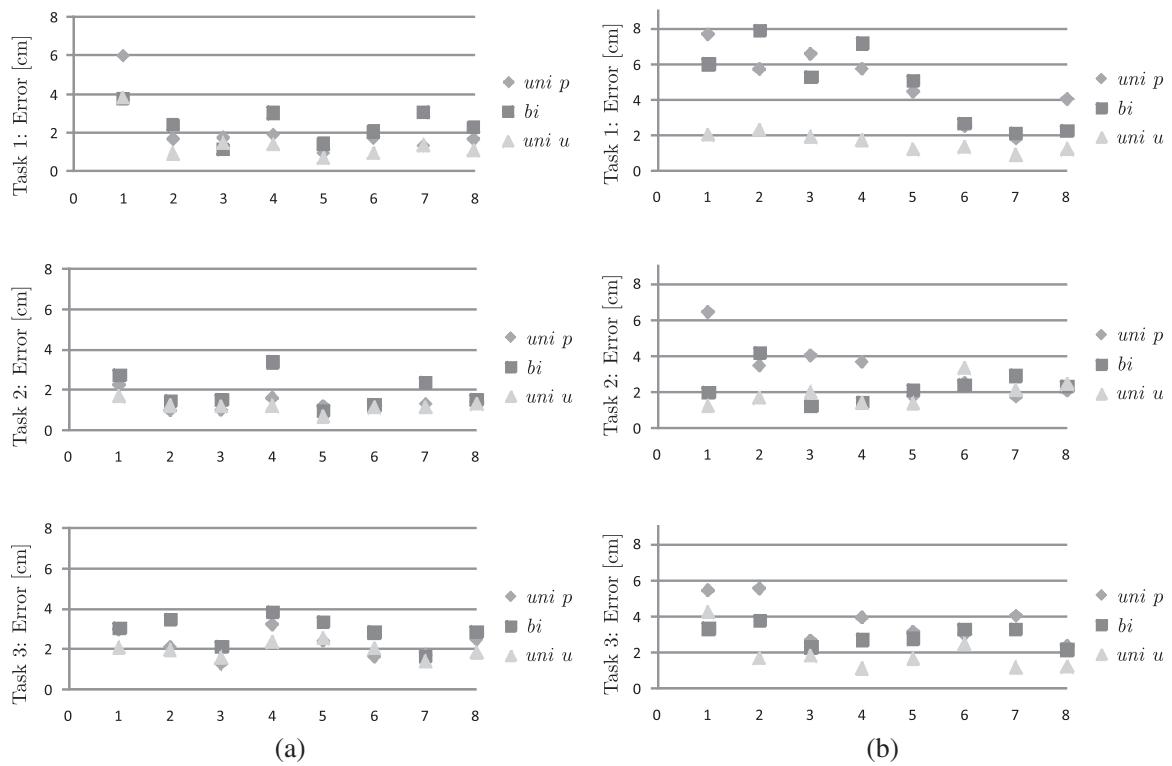


Figure 9. RMS tracking errors for subject S3 (a) and S2 (b) by sessions: unimanual paretic arm movements (*uni p*), bimanual movements (*bi*) and unimanual unaffected arm movements (*uni u*). The x-axis shows the number of the session.

chart shows the data for the first task. The subjects performed well in the third task, resulting in $P_{\text{rel}} \approx 50\%$ and $K_\varphi \approx 1$.

For validation of the system, the comparison of unimanual and bimanual exercises is shown in Fig. 9. The RMS tracking errors for the two unimanual modes and the bimanual mode by individual sessions are shown for all three exercise types. An example of a less affected subject is S3, whose tracking errors are shown on Fig. 9a. Subjects S1 and S4 have similar results to those of S3. The tracking errors for all three modes follow a similar pattern. In the first session, the tracking error in task 1 was relatively large. In the following sessions, the errors were relatively small and constant. Tasks 2 and 3 show smaller and more constant values through all sessions.

No major differences were observed for three exercise modes, indicating that subjects were able to also use their paretic arm. This is in agreement with their motor scores. Figure 9b presents the results for subject S2, which are distinguishably different from the other three subjects. A greater difference between the paretic and the unaffected arm in unimanual mode can immediately be observed. The tracking errors for bimanual mode are similar to those of unimanual mode performed with the paretic arm.

Filtered, scaled and averaged EMG signals of the deltoid muscle of the paretic and unaffected arm of subject S1 during the unimanual and bimanual vertical movement are shown in Fig. 10a. The activations of the paretic deltoid muscles during

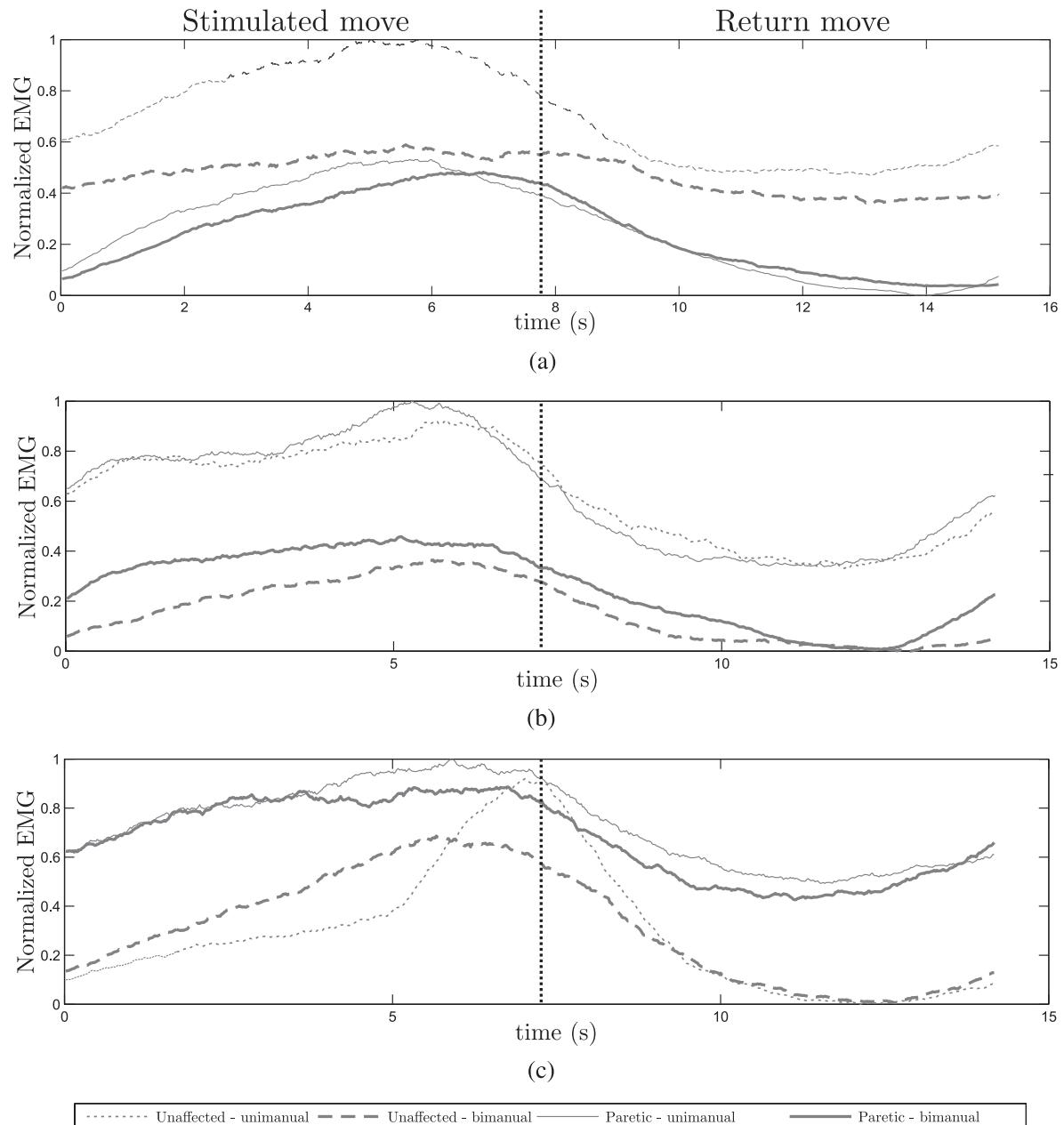


Figure 10. Normalized EMG of the deltoid muscle during vertical movement (a). EMG of the deltoid muscle (b) and trapezius muscle (c) during horizontal movement.

the unimanual and bimanual movement are very similar. During bimanual movement the activation of the unaffected deltoid is greater than the activation of the paretic muscle. The median relative power (11) of the paretic arm for the vertical movement in this particular session was $P_{\text{rel}} = 29.6\%$. The activation ratio of the deltoid muscle of both arms is similar to the power ratio applied to the handlebar.

During the horizontal movement, the activation of deltoid and trapezius muscles is stimulated. The filtered, scaled and averaged EMG signals of both deltoid muscles are presented in Fig. 10b. The activations of the paretic and unaffected arm deltoid muscle during the bimanual exercises are relatively similar, but both lower compared to the unimanual mode. The EMG signals of the trapezius muscles (Fig. 10c) show that the level of activation of the paretic arm is even higher than that of the unaffected arm. No major differences can be noticed for the paretic arm during unimanual and bimanual exercises. It can be seen in Fig. 10 that the paretic arm was more activated than the unaffected arm. This is confirmed by the relative power of the paretic arm $P_{\text{rel}} = 58.9\%$.

During the elbow extension task, the biceps and triceps muscles follow a similar pattern.

4. Discussion

The paper presents the development and validation of a novel system for bimanual training in rehabilitation of stroke patients. The pilot study with four hemiparetic subjects shows promising results. After eight training sessions and with the teaching of correct movements by a physiotherapist during bimanual training, the subjects were able to apply forces with the paretic arm similar to the forces of the unaffected arm.

Figure 8 shows the dependence of the adaptive gain on the percentage of the total power performed by the paretic arm during bimanual training. A lower power ratio of the paretic arm corresponds to a smaller adaptive gain K_φ . If the paretic arm is able to perform comparably to the unaffected one, K_φ remains close to 1. The adaptive nature of the system was found very appropriate for subjects with severe impairment. When the affected arm was too weak, the relative contribution of the unaffected arm was adapted accordingly. For subjects who could perform the desired task with good inter-limb coordination, the adaptive gain did not change significantly. The gain K_p required adaptation only for subject S2. With the other subjects, the RMS tracking error remained below 3 cm, under which the gain K_p did not change significantly.

Two of the subjects (S3 and S4) performed bimanual exercises well in all eight sessions. Their relative power of the paretic arm remained close to 50% (Fig. 6a). Subjects S1 and S2, on the other hand, improved throughout the training. In the first sessions S2's paretic arm even opposed the unaffected arm. However, the coordination between arms improved over time and errors decreased. Similar improvements

were observed for S1. By the last session, all subjects were able to perform the task correctly.

As subjects improved the power ratio of both arms, a decrease of median orientation errors can be observed for all three tasks (Fig. 6b) and is most noticeable for task 1. In accordance with previous findings, the positional RMS tracking errors for bimanual training (Fig. 7) also show a decreasing trend with sessions possibly indicating the improvement of the paretic arm motor performance. This is most apparent for tasks 1 and 3.

Subjects needed one or two sessions to get used to the system and the exercise type. After a learning period, the performance stabilized at a certain level. For less impaired subjects S1, S3 and S4 (e.g., subject S3 presented in Fig. 9), no significant differences can be observed between bimanual and unimanual training (using paretic or unaffected arm). Once accustomed to the system, the subject could perform tasks with the paretic arm almost as well as with the unaffected arm. Motor abilities of the paretic arm allow these subjects to perform the exercises similarly in bimanual and unimanual modes.

On the other hand, the most impaired subject (subject S2 in Fig. 9b) shows greater differences among the three exercise modes. Unimanual training with the paretic arm results in greater tracking errors than with the unaffected arm. The bimanual training shows similar errors as unimanual training with the affected arm. This indicates that the affected limb limits the combined performance of both arms together.

Unimanual exercises have the rotation of handlebars and plane disabled so the subject can focus on his/her position tracking performance. The bimanual exercises are more complex than unimanual modes. The subjects have to concentrate on two tasks — positional tracking and maintaining the correct orientation of the plane. As several degrees of freedom have to be controlled, bimanual exercises require the control (coordination) of a greater number of muscle groups and, therefore, proved to be harder to perform.

Although the EMG was recorded for only one session, it confirms the data given by the force sensors. The activation of the muscles of the paretic limb during the bimanual exercise is at least as high as the activation during the unimanual exercise of the paretic limb.

Research on connections between unimanual and bimanual training has shown that rehabilitation may be facilitated by bimanual motor practice, but is likely to require further unimanual training to maximize motor recovery [24]. In our study, the Pearson correlation between tracking performance (RMS tracking errors) for bimanual training and tracking performance for unimanual training with the paretic arm is statistically significant ($r = 0.71$, $p < 0.001$). This correlation factor is much higher than the correlation factor between the bimanual and unimanual tracking with the unaffected arm ($r = 0.39$, $p < 0.001$) and confirms that bimanual training might have an affect on unimanual performance of the paretic limb. When biman-

ual performance improved, the unimanual performance using the paretic limb also improved significantly.

The approach to bimanual rehabilitation used in this study differs from the approaches used in other robotic systems in many ways. In contrast to some other systems where the impaired limb is passively moved by the unaffected limb, the subjects in our system must actively use both arms to complete the exercises. This approach is very intuitive and does not require long teaching times. Furthermore, the use of only one robotic device is more cost-efficient and the software design is less complex.

One possibility for the future implementation of our bimanual system is ‘mirror therapy’ [25]. Normally, the mirror provides patients with ‘proper’ visual input (i.e., the mirror reflection of the moving good arm looks like the affected arm moving correctly) and substitutes for the often decreased or absent proprioceptive input. The function of the mirror would be substituted with the bimanual robot system. The paretic arm would move along the same trajectory as the unaffected arm, enabling a ‘proper’ visual proprioceptive input.

5. Conclusions

The paper presents a system for unimanual and bimanual training. In bimanual mode, the system encourages simultaneous and coordinated use of both arms. The training under the supervision of a physiotherapist results in improvements of task performance estimated from data provided by the robotic system. Subjects with greater impairment may benefit most from the adaptive support provided by the system.

The performed training improved the tracking performance of subjects participating in this study. The correlation between bimanual training and unimanual paretic arm performance is high and significant.

Bimanual training has several advantages over unimanual training; during bimanual training, the subjects themselves can control the execution of the exercises and the realization of ‘mirror therapy’ is possible. Furthermore, the bimanual training addresses directly the problems related to patient-cooperative control of robotic systems. With bimanual training, benefits for unimanual use of the paretic arm are also observed.

A general patient-cooperative robot controller requires the robot to predict the patient’s intentions. The proposed bimanual training brings the patient-cooperative control to a different level. The patient uses the unaffected limb to initiate and guide (assist) the movement. The applied principles stimulate the motor activity of the paretic arm, to move in a coordinated way with the unaffected arm.

In addition to training, the system could be used as an evaluation device to monitor the patient’s progress and level of motor functionality. The relative power of the paretic arm is a good indicator of the patient’s abilities and can be used as an index of symmetry for clinical environments.

Acknowledgements

This work was supported by the Slovenian Research Agency. The authors would like to thank all the volunteers for their participation in the study.

References

1. T. J. Quinn, S. Paolucci, K. S. Sunnerhagen, J. Sivenius, M. F. Walker, D. Toni and K. R. Lees, Evidence-based stroke rehabilitation: an expanded guidance document from the European Stroke Organisation (ESO) guidelines for management of ischaemic stroke and transient ischaemic attack 2008, *J. Rehabil. Med.* **41**, 99–111 (2009).
2. A. Shumway-Cook and M. H. Woollacott, *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*, Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, MD (2006).
3. S. M. C. Waller and J. Whitall, Bilateral arm training: why and who benefits?, *Neurorehabilitation* **23**, 29–41 (2008).
4. J. J. Summers, F. A. Kagerer, M. I. Garry, C. Y. Hiraga, A. Loftus and J. H. Cauraugh, Bilateral and unilateral movement training on upper limb function in chronic stroke patients: a TMS study, *J. Neurol. Sci.* **252**, 76–82 (2007).
5. N. Tejima, Rehabilitation robotics: a review, *Adv. Robotics* **14**, 551–564 (2001).
6. J. Mehrholz, T. Platz, J. Kugler and M. Pohl, Electromechanical and robot-assisted arm training for improving arm function and activities of daily living after stroke, *Stroke* **40**, e392 (2009).
7. A. A. A. Timmermans, H. A. M. Seelen, R. D. Willmann and H. Kingma, Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design, *J. Neuroeng. Rehabil.* **6**, 1–18 (2009).
8. M. J. Johnson, H. F. M. Van der Loos, C. G. Burgar, P. Shor and L. J. Leifer, Experimental results using force-feedback cueing in robot-assisted stroke therapy, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **13**, 335–348 (2005).
9. P. S. Lum, S. L. Lehman and D. J. Reinkensmeyer, The bimanual lifting rehabilitator: an adaptive machine for therapy of stroke patients, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* **3**, 166–174 (1995).
10. P. S. Lum, C. G. Burgar, M. Van der Loos, P. C. Shor, M. Majmundar and R. Yap, MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: a follow-up study, *J. Rehabil. Res. Dev.* **43**, 631–642 (2006).
11. G. N. Lewis and E. J. Perreault, An assessment of robot-assisted bimanual movements on upper limb motor coordination following stroke, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **17**, 595–604 (2009).
12. R. Riener, L. Lünenburger, S. Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo and V. Dietz, Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **13**, 380–394 (2005).
13. M. Mihelj, T. Nef and R. Riener, A novel paradigm for patient-cooperative control of upper-limb rehabilitation robots, *Adv. Robotics* **21**, 843–867 (2007).
14. D. E. Barkana and N. Sarkar, Towards a smooth human–robot interaction for rehabilitation robotic systems, *Adv. Robotics* **23**, 1641–1662 (2009).
15. M. J. Johnson, Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke, *J. Neuroeng. Rehabil.* **3**, 1–6 (2006).
16. R. Q. Van Der Linde and P. Lammertse, HapticMaster — a generic force controlled robot for human interaction, *Ind. Robot* **30**, 515–524 (2003).

17. R. Loureiro, F. Amirabdollahian, M. Topping, B. Driessen and W. Harwin, Upper limb robot mediated stroke therapy — GENTLE/s approach, *Autonomous Robots* **15**, 35–51 (2003).
18. D. Novak, J. Zihlerl, A. Olensek, M. Milavec, J. Podobnik, M. Mihelj and M. Munih, Psychophysiological responses to robotic rehabilitation tasks in stroke, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **18**, 351–361 (2010).
19. Y. Ono and T. Morita, Vertical planar underactuated manipulation using a gravity compensation mechanism, *J. Robotics Mechatron.* **17**, 553–559 (2005).
20. P. P. Urban, T. Wolf, M. Uebele, J. J. Marx, T. Vogt, P. Stoeter, T. Bauermann, C. Weibrich, G. D. Vucurevic, A. Schneider and J. Wissel, Occurrence and clinical predictors of spasticity after ischemic stroke, *Stroke* **41**, 2016–2020 (2010).
21. N. N. Ansari, S. Naghdi, S. Hasson, A. Mousakhani, A. Nouriyan and Z. Omidvar, Inter-rater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale as a clinical tool in measurements of post-stroke elbow flexor spasticity, *Neurorehabilitation* **24**, 225–229 (2009).
22. J. H. Carr, R. B. Shepherd, L. Nordholm and D. Lynne, Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients, *Phys. Ther.* **65**, 175–180 (1985).
23. B. Freriks, H. Hermens, C. Disselhorst-Klug, G. Rau and H. J. Hermens, *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy: Results of the SENIAM Project*, Roessingh Research and Development, Enschede (1999).
24. D. Nozaki, I. Kurtzer and S. H. Scott, Limited transfer of learning between unimanual and bimanual skills within the same limb, *Nat. Neurosci.* **9**, 1364–1366 (2006).
25. E. L. Altschuler, S. B. Wisdom, L. Stone, C. Foster, D. Galasko, D. M. Llewellyn and V. S. Ramachandran, Rehabilitation of hemiparesis after stroke with a mirror, *Lancet* **353**, 2035–2035 (1999).

About the Authors



Matic Trlep attended the Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Slovenia, where he obtained the BS degree in Electrical Engineering, in 2009. He is currently a Junior Researcher and a PhD student in the Laboratory of Robotics, at the same Faculty. His research interests include bimanual human–robot interaction, rehabilitation robotics and virtual reality.



Matjaž Mihelj received the DS degree from the Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, in 2002. He was a Visiting Researcher at Tohoku University, Japan, and at ETH Zurich, Switzerland. Since 2009, he has been affiliated as an Associate Professor at the Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana. His research interests include man–machine interaction, haptic interfaces and medical robotics.



Urška Puh is an Assistant Professor of physiotherapy, working at the Faculty of Health Sciences, University of Ljubljana with a background at the University Rehabilitation Institute of the Republic of Slovenia. She lectures on neurological physiotherapy, assessment methods in physiotherapy and rehabilitation at study programs of physiotherapy and orthotics and prosthetics. She has published several articles in the field of neurological physiotherapy and assessment methods in physiotherapy.



Marko Munih received the PhD degree in Electrical Engineering from the University of Ljubljana. His research interests include functional electrical stimulation, measurement and control, biomechanics, and robotics. In 1995/1996, he was a Visiting Scientist at University College London. He is now Full Professor and Head of the Laboratory for Robotics and Biomedical Engineering, University of Ljubljana.

RESEARCH

Open Access

Skill transfer from symmetric and asymmetric bimanual training using a robotic system to single limb performance

Matic Trlep, Matjaž Mihelj* and Marko Munih

Abstract

Background: Humans are capable of fast adaptation to new unknown dynamics that affect their movements. Such motor learning is also believed to be an important part of motor rehabilitation. Bimanual training can improve post-stroke rehabilitation outcome and is associated with interlimb coordination between both limbs. Some studies indicate partial transfer of skills among limbs of healthy individuals. Another aspect of bimanual training is the (a)symmetry of bimanual movements and how these affect motor learning and possibly post-stroke rehabilitation.

Methods: A novel bimanual 2-DOF robotic system was used for both bimanual and unimanual reaching movements. 35 young healthy adults participated in the study. They were divided into 5 test groups that performed movements under different conditions (bimanual or unimanual movements and symmetric or asymmetric bimanual arm loads). The subjects performed a simple tracking exercise with the bimanual system. The exercise was developed to stimulate motor learning by applying a velocity-dependent disturbance torque to the handlebar. Each subject performed 255 trials divided into three phases: baseline without disturbance torque, training phase with disturbance torque and evaluation phase with disturbance torque.

Results: Performance was assessed with the maximal values of rotation errors of the handlebar. After exposure to disturbance torque, the errors decreased for both unimanual and bimanual training. Errors in unimanual evaluation following the bimanual training phase were not significantly different from errors in unimanual evaluation following unimanual training. There was no difference in performance following symmetric or asymmetric training. Changing the arm force symmetry during bimanual movements from asymmetric to symmetric had little influence on performance.

Conclusions: Subjects could adapt to an unknown disturbance torque that was changing the dynamics of the movements. The learning effect was present during both unimanual and bimanual training. Transfer of learned skills from bimanual training to unimanual movements was also observed, as bimanual training also improved single limb performance with the dominant arm. Changes of force symmetry did not have an effect on motor learning. As motor learning is believed to be an important mechanism of rehabilitation, our findings could be tested for future post-stroke rehabilitation systems.

Introduction

Humans have the important ability to adapt to new unknown dynamics affecting their movements. When an unknown velocity-dependent force field is applied to the arm during reaching movements, initial perturbations are large and then decrease over time [1,2]. Such motor learning is believed to be an important mechanism of rehabilitation following stroke [3].

Previous post-stroke studies have demonstrated that bimanual training improves dexterity, grip strength and functional ability of the paretic limb [4,5]. It has been suggested that, following bimanual training, the contralateral (undamaged) brain hemisphere might provide a template of appropriate neural responses for a restored neural network. Changes in the contralateral hemisphere of some patients were reported after bimanual training [6]. Simultaneous activation of both arms might facilitate motor learning.

*Correspondence: matjaz.mihelj@robo.fe.uni-lj.si
Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Trzaska 25, 1000 Ljubljana, Slovenia

The benefits of bimanual training are often associated with interlimb coordination between both limbs [7]. Although some studies indicate partial transfer of skills from shared bimanual tasks to a single limb [8], the amount of beneficial transfer is still uncertain even in healthy nervous systems. The effects of bimanual transfer could prove to be beneficial for people with hemiparesis since the less affected arm could potentially "instruct" the impaired arm on how to move. Since bimanual control deficits have scarcely been systematically investigated in the context of stroke, many uncertainties remain about the adequate prescription and the true value of bimanual movement training [7].

Other studies involving bimanual coordination such as temporal characteristics of bimanual targeted-reaching tasks [9] and synchronous circle drawing tasks [10] found that coupling of movements did not provide a benefit to the impaired limb. This variation in results involving bimanual transfer with different tasks can not be explained because the underlying functional mechanisms are not yet completely understood and more research has to be done in this field.

In healthy individuals, the transfer of skills between limbs varies depending on the direction of the transfer (towards the dominant or nondominant limb) and on the type of skill [11,12]. It has been also suggested that the transfer can be excluded by introducing the force field gradually [13]. Some experiments have looked at bimanual training with transfer to single-limb performance (e.g. [8,14]). This is quite different from executing a task with only one limb and then another, because bimanual tasks stimulate coupling of the limbs while this would not be expected in unimanual practice. Research of connections between unimanual and bimanual training has shown that rehabilitation may be facilitated by bimanual motor practice, but is likely to require further unimanual training to maximize motor recovery [15].

Several studies have shown and explained how the motor system effectively plans and accommodates for different inertial loads [16,17]. According to these studies the movements are performed in a feed-forward manner based on an internal model of the task dynamics [16]. However, if the dynamics change and the central program fails to produce the desired trajectory, the errors are compensated by sensory feedback signals compared to the kinematic reference plan. The internal model of the task dynamics then also changes according to the feedback interventions. Further research has shown that bimanual movements with inertial loading on unaffected limb may increase interlimb coupling and can be used as an useful addition to bimanual training in chronic hemiplegia for some individuals [18]. These studies researched the interlimb coupling, but do not give any information

about the asymmetric load distribution effects on motor learning during bimanual task execution.

In recent years, the use of robotic systems as guidance and evaluation devices has been introduced in post-stroke rehabilitation. Several studies have examined the effects of robotics on paretic arm function recovery in rehabilitation of stroke patients [19-23]. Various robotic devices have been developed to promote bimanual training of upper extremities [23-25]. These studies showed that combined unimanual and bimanual robotic training has advantages compared to conventional therapy only [24,26].

In our previous study, we investigated the effects of adaptive bimanual robotic training on chronic hemiparetic subjects [23]. Hemiparetic subjects recovering from stroke have limited functions of the impaired arm compared to the less affected arm. To enable the subjects to complete the bimanual exercises in spite of this, the less affected arm needed to apply greater forces in order to help the impaired arm. During bimanual training, the force ratio of both arms changed according to the subjects performance. Bimanual training resulted in improved task specific performance, both in bimanual and in unimanual reaching movements. These results indicated some connections between bimanual and unimanual movements.

In the present study, our goal is to determine the degree to which the human motor system can adapt to a velocity-depended force field during shared bimanual reaching task. One goal is to investigate the transfer of motor patterns learned during bimanual training towards unimanual movements using the dominant arm. Furthermore, the effect of different arm load distributions on the transfer of motor learning during bimanual training will be addressed, as it could explain the role of adaptive bimanual training in rehabilitation.

Methods

Hardware

Our previous research was focused on upper extremity rehabilitation of hemiparetic subjects performing reaching exercises with a bimanual robotic system [23]. Experiments with the bimanual robotic system showed that devices for bimanual training should be more simple and adaptable to the individual needs and abilities of every individual.

The proposed bimanual training system has two active degrees of freedom (DOF) indicated by the red arrows in Figure 1. The translation of the robot end-effector is possible in one direction and the end-effector can rotate around an axis perpendicular to the direction of the translation. For active feedback, a Maxon DC motor RE40 with a gearhead GP42C (reduction rate 26 : 1) is used to control the translation of the end-effector while a Maxon DC motor RE30 with a gearhead GP32C (reduction rate 23 : 1)

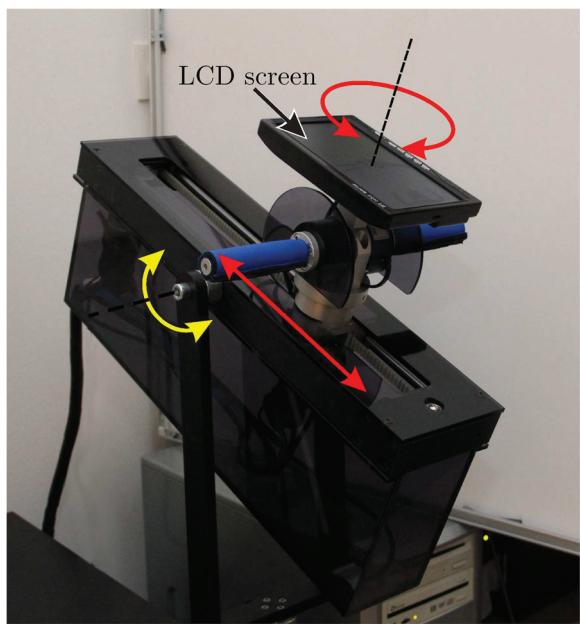


Figure 1 Bimanual training system. The two active degrees of freedom are indicated by the red arrows, while the yellow arrow indicates the tilt of the system.

is used to control the rotation of the end-effector. The maximal translational force is limited to 200 N. The maximal continuous rotation torque is 2 Nm while the maximal temporary torque is limited to 5 Nm. Using an encoder with 500 counts per turn, the positional resolution of the translatory movement is 0.01 mm. The resolution of the handlebar rotation is 0.01 degrees using a 512-counts-per-turn encoder. The DC motor is connected to the handle with a tooth belt that moves the handle along linear guides. The range of the translation is 35 cm while the rotation is physically limited to $\pm 45^\circ$ due to safety reasons. For safety during the exercises the operator must hold a dead man's switch at all times. An extra passive rotation enables the pitch of the device to be adjusted (the yellow arrow). The bimanual handlebars (Figure 2), with each handle 11 cm long, are mounted on the end-effector and independently measure forces generated by each arm using two 6-DOF force and torque sensors (50M31, JR3 Inc.). The force sensor has a range of ± 100 N for its x and y axes, and a range of ± 200 N for its z axes. The resolution of the sensor is 0.04 N (x and y axes) and 0.08 N (z axes). The data were collected at a sampling frequency of 2500 Hz. The handlebar turns like a steering wheel and can actively resist the subject's steering. A 7-inch LCD screen with a resolution of 800 \times 480 pixels is mounted on the top of the handlebar to enable visual representation of the virtual task (Figure 1). The width of one pixel is equivalent to a translatory movement of 0.2 mm. The user's hands are not fixed to the handlebar, since healthy subjects do

not need any support (fixation could be considered for patients' paretic arm).

Training exercises

Bimanual repetitive reaching training has been reported to be efficacious in promoting upper-extremity recovery in chronic stroke [23,27]. The potential of bimanual training inspired us to design a simple bimanual reaching exercise where the limbs are constrained to act as a single unit by virtue of mutual coupling. In such a system the, arms are coupled in a way that allows one arm to support the other if needed. This is one possible approach for post stroke rehabilitation and was shown to be effective in our previous study [23]. In the present study, we want to look closely at the principles involved in this kind of bimanual training.

The training exercise was designed to be performed in the sagittal plane in front of the subject who is sitting behind the bimanual device (Figure 3). The subject is seated so, that he/she can comfortably reach the furthest point of the translation movement by moving the handlebar according to the virtual task on the screen (Figure 4). The system's tilt is set at approximately 15 degrees. A *reference object* (horizontal pink bar) displayed on the screen moves along a predefined trajectory independent of the pose of the bimanual handlebar (and the screen). The trajectory is determined by a trapezoidal velocity profile (also see Figure 5 in the Results section for a time-dependent profile of the trajectory), with equal positive and negative acceleration that both lasted 0.5 seconds. The peak velocity was set at 24 cm/s and lasted for 0.6 seconds during the forward movement. In order to simplify the task, the reference object orientation is kept horizontal. The subject is required to track the reference object

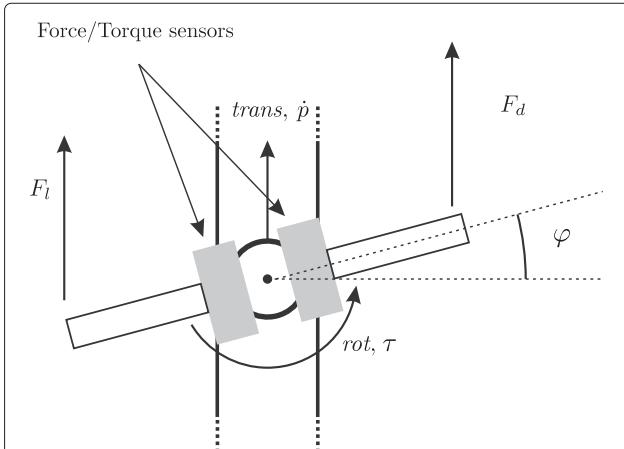


Figure 2 Top view of the bimanual handlebar. Forces of the left F_l and right arm F_r , the rotation φ and translation velocity \dot{p} of the handlebar are presented. The translation (*trans*) and rotation axis (*rot*) are presented.



Figure 3 Subject during training. Subject moves the handlebar with one or both arms. The virtual tracking exercise is displayed on the screen mounted on the handlebar.

pose by moving the robot end-effector indicated with a *tracker object* also displayed on the screen (white line) as shown in Figure 4. In the bimanual mode, the user holds the handlebar with both hands and must coordinate them to keep the tracker object orientation constant. The unimanual mode requires the use of only the dominant arm to manipulate the handlebar.

The task was designed to stimulate activation of muscles by applying resistance to the movements. The resistance stimulates sensory-motor system activation in the stimulated direction (forward) and is not used in the return movement. Resistance during unimanual trials is set to 50% of the resistance during bimanual trials so that the required forces of each arm are comparable. In general, bimanual movements are not necessarily done symmetrically, as one arm can participate more in the movement than the other arm. In order to assess the effect of applying different forces with each arm on motor learning, some subjects had to apply forces asymmetrically: one arm had to apply greater force to the handlebar to keep it balanced.

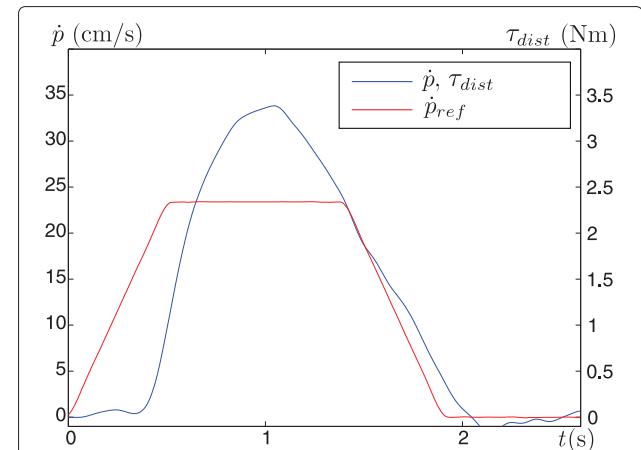


Figure 5 Velocity of the handlebar \dot{p} , reference velocity \dot{p}_{ref} , and disturbance torque τ_{dist} . The predefined reference velocity (trapezoidal velocity profile) is in every trial the same. The translational velocity also corresponds to the disturbance torque (Equation 2).

The *arm force ratio* is therefore defined as the predefined ratio of left and right arm forces required to keep the handlebar balanced.

Control strategies

An admittance controller was chosen to control the bimanual training system. The robot is controlled by applying force to its end-effector. As the system is bimanual, the scaled forces of both arms are summed to produce the control force

$$F_c = K_l F_l + K_r F_r. \quad (1)$$

F_l and F_r are scalar values of the left and right arm forces in the direction of the translation axes (Figure 2). Gains K_l and K_r ensure the desired arm force ratio between arms. If the desired mode is *symmetric* where both arms participate equally, then $K_l = K_r = 1$ (arm force ratio of

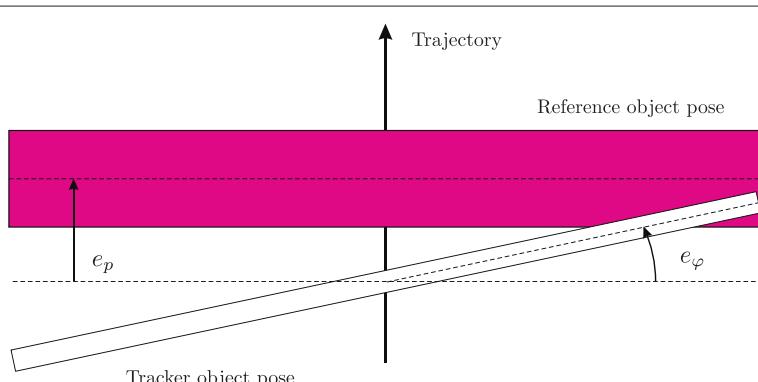


Figure 4 Virtual tracking exercise. The reference object moves on a predefined trajectory and the subject must follow it by moving the tracker object (bimanual handlebar). e_φ is the rotation error and e_p is the tracking error.

50% : 50%). During the *asymmetric mode*, the controller requires the forces of one arm to be greater than those of the other. To ensure this, forces of one arm are scaled down (a greater force is needed for the same effect), while the forces of the other arm are scaled up (a smaller force is needed for the same effect). $K_l = 0.5$ and $K_r = 1.5$ when the left arm should apply greater forces to the combined movement (*asymmetric mode* – arm force ratio of 75% : 25%), while $K_l = 1.5$ and $K_r = 0.5$ when the right arm should apply greater forces.

During some trials, the motor of the top rotation applied a *disturbance torque* to the handlebar. The disturbance torque τ_d is presented as a torque that tries to rotate the handlebar in the direction of the dominant hand. τ_d is defined as

$$\tau_d = \begin{cases} B\dot{p} & \text{for } \dot{p} > 0, \\ 0 & \text{for } \dot{p} \leq 0, \end{cases} \quad (2)$$

where \dot{p} is the forward velocity of the handlebar (Figure 2) and B is a constant gain defined as $B = 10$ Ns. For trials without the disturbance torque, τ_d is defined as $\tau_d = 0$ Nm.

Similarly to the control force in Equation 1, a control torque is determined from the left arm torque τ_l and right arm torque τ_r with addition of the disturbance torque τ_d as

$$\tau_c = K_l\tau_l - K_r\tau_r + \tau_d. \quad (3)$$

The admittance controller used to control the 2-DOF mechanism is implemented via a second order admittance model

$$F_c = m\ddot{\phi}_r + b_p\dot{\phi}_r, \quad (4)$$

$$\tau_c = I\ddot{\phi}_r + b_\phi\dot{\phi}_r, \quad (5)$$

where m represents the virtual mass ($m = 3.5$ kg), I represents the virtual moment of inertia ($I = 0.1$ kgm²), and b_p and b_ϕ represent the virtual viscous damping of the system ($b_p = 50$ Ns/m and $b_\phi = 0.7$ Nms/rad). In order to reduce the resistance of the robot during unimanual mode, the viscous damping during unimanual trials is at 50% of the resistance during bimanual trials ($b_p = 25$ Ns/m and $b_\phi = 0.35$ Nms/rad). This ensures that the forces applied by the arms in both types of movement are similar. The reference positions p_r , ϕ_r and velocities \dot{p}_r , $\dot{\phi}_r$ are computed from differential equations (4) and (5) and then used in the robot proportional-derivative (PD) position controller not presented here.

The controller for the system was designed as a Matlab/Simulink model and implemented on an xPC Target PC with a control loop rate of 2500 Hz.

Experimental protocol

Before the study began, informed consent was obtained from the subjects and ethical approval was obtained from

the National Medical Ethics Committee of the Republic of Slovenia. 35 healthy young adults without any motor disabilities participated in the study. The subjects were instructed to track the pose of the reference object on the screen that followed a predefined trajectory with a trapezoidal velocity profile and constant orientation by moving the handlebar (Figure 3). Each trial started at the same starting point. A countdown on the screen and an audio signal indicated the start of each trial – the reference object started moving in a forward direction. The movement was 30 cm long and the desired movement duration indicated by the reference object was 1.6 seconds. After the endpoint was reached, the target remained in place for 1 second before returning to the starting point. After 4 seconds, the next trial started. Subjects were instructed to make smooth movements in the forward direction, matching the movement of the reference object.

Subjects were divided into 5 test groups, each consisting of 7 subjects. General characteristics of the groups are presented in Table 1. Exercise conditions for each group varied in the type of the movements (*unimanual* or *bimanual*) and in the arm force ratio – *symmetric* (50% : 50%) or *asymmetric* (75% : 25%, the nondominant limb applied larger forces). Conditions for all 5 groups are summarized in Table 2.

Each subject performed one session of 255 trials that followed a three-part structure with different trial conditions:

- 1 **Baseline** – 85 trials without any outside disturbances and with the arm force ratio as defined for each group (see Table 2). The disturbance torque was pseudo-randomly unexpectedly activated. If performed bimanually, the arm force ratio also pseudo-randomly unexpectedly changed. Both unexpected changes happened about once in 6 trials.
- 2 **Training** – 85 trials with active disturbance torque with the arm force ratio as defined for each group.
- 3 **Evaluation** – 85 trials with the presence of the disturbance torque and with the arm force ratio as defined for each group. The disturbance torque was pseudo-randomly unexpectedly removed (catch trials). If performed bimanually the arm force ratio

Table 1 Testing group characteristics

Group	Age (years ± std)	Gender		Handedness	
		Male	Female	Right	Left
BS	27.5 ± 1.4	7	0	6	1
BA	25.4 ± 2.4	7	0	6	1
US	27.6 ± 3.2	6	1	7	0
UA	27.3 ± 4.0	6	1	7	0
U	28.8 ± 3.2	6	1	5	2

Table 2 Testing group conditions at different phases

Group	Baseline	Training	Evaluation
BS	Bimanual Symmetric	Bimanual Symmetric	Bimanual Symmetric
BA	Bimanual Asymmetric	Bimanual Asymmetric	Bimanual Asymmetric
US	Unimanual	Bimanual Symmetric	Unimanual
UA	Unimanual	Bimanual Asymmetric	Unimanual
U	Unimanual	Unimanual	Unimanual

also pseudo-randomly unexpectedly changed while the disturbance torque still influenced the movement. Both unexpected changes happened about once in 6 trials.

The *baseline phase* allowed the subjects to become familiar with the system and to establish a baseline pattern. The effect of disturbance torque on non-learned movements was investigated during trials with unexpected activation of disturbance torque for a single trial. In some trials, if performed bimanually, the arm force ratio randomly changed to investigate the influence of different arm force ratios in the combined bimanual movement. The disturbance torque was not active in these trials, as only one of the two changes occurred during the same trial. After the baseline phase, the next 85 trials represented the *training phase*, during which the subjects were exposed to the disturbance torque in all trials. During the *evaluation phase* (last 85 trials), the disturbance torque was still active with intermittent random removal of the disturbance torque to determine the after-effects of motor learning. For groups BS and BA also the arm force ratio changed back to value presented at the baseline phase in a few random trials. The disturbance torque was active during these trials.

Each session was divided into three parts (baseline, training and evaluation). Each part was also divided into different *stages*, summarized in Table 3. Baseline phase trials (*B*) include all trials during the baseline phase at the given arm force ratio with disturbance torque not active. The trials with unexpected disturbance torque activation are represented by the baseline catch trials (*Bc*). The start of the training (evaluation) phase (*Ts* and *Es*) is presented as the first 10 movements of the training (evaluation) phase. The end of the training (evaluation) phase (*Te* and *Ee*) is presented as the last 10 movements of the training (evaluation) phase. The trials with unexpected disturbance torque deactivation during evaluation phase are represented by the evaluation catch trials (*Ec*). The baseline ratio (*Br*) represents those trials during baseline phase where the arm force ratio unexpectedly changed while the disturbance torque was not active. Evaluation ratio (*Er*) represents those trials during evaluation phase where the arm force ratio unexpectedly changed while the

disturbance torque was still active (normal condition for evaluation phase).

The pose of the reference object and the pose of the bimanual handlebar were collected during all trials. The main parameter for assessment of performance was the *rotation error* e_ϕ (see Figure 5) defined as the difference between the reference rotation and the rotation of the handlebar, since the disturbance torque directly influences the rotation of the handlebar. To evaluate the subjects' performance the maximal rotation error for each trial was determined. In addition, the RMS value of errors during the whole trial was also analyzed. As the errors are not constant during the movement, we also analyzed the RMS errors at the time interval 10% – 60% of a single trial duration, where the errors tend to be the greatest. These results are not presented in the paper, but in both cases the results show similar patterns as the presented maximal errors. The *translational tracking error* was evaluated as the maximal deviation of the handlebar position from the reference position. Statistical significance was evaluated as follows: If two groups performed the same exercise and results were compared between groups, a t-test was

Table 3 Stages of each session

Stage	Description
<i>B</i>	Baseline: trials during baseline phase without disturbance
<i>Bc</i>	Baseline catch: trials with unexpected activation of disturbance torque during baseline phase
<i>Ts</i>	Training start: first 10 trials of the training phase – with disturbance torque
<i>Te</i>	Training end: last 10 trials of the training phase – with disturbance torque
<i>Es</i>	Evaluation start: first 10 trials of the evaluation phase – with disturbance torque
<i>Ee</i>	Evaluation end: last 10 trials of the evaluation phase – with disturbance torque
<i>Ec</i>	Evaluation catch: trials with unexpected removal of disturbance torque during evaluation phase
<i>Br</i>	Baseline ratio: unexpected arm force ratio change during the baseline phase without disturbance torque (50% : 50% ↔ 75% : 25%)
<i>Er</i>	Evaluation ratio: unexpected arm force ratio change during the evaluation phase with disturbance torque (50% : 50% ↔ 75% : 25%)

used (or a Mann-Whitney U test in case of violations of normality). When a single group performed two different exercises and results were compared between exercises, a paired t-test was used (or a paired sample Wilcoxon signed rank test in case of violations of normality). The threshold for significance was set at $p = 0.05$.

Results

In each trial, the reference moved along a predefined trajectory with a trapezoidal velocity profile shown in Figure 5. The subject followed this movement with the handlebar. One typical time-dependent velocity profile of the handlebar is presented in Figure 5. The disturbance torque τ_{dist} corresponds to the velocity profile of the handlebar as determined by the Equation (2).

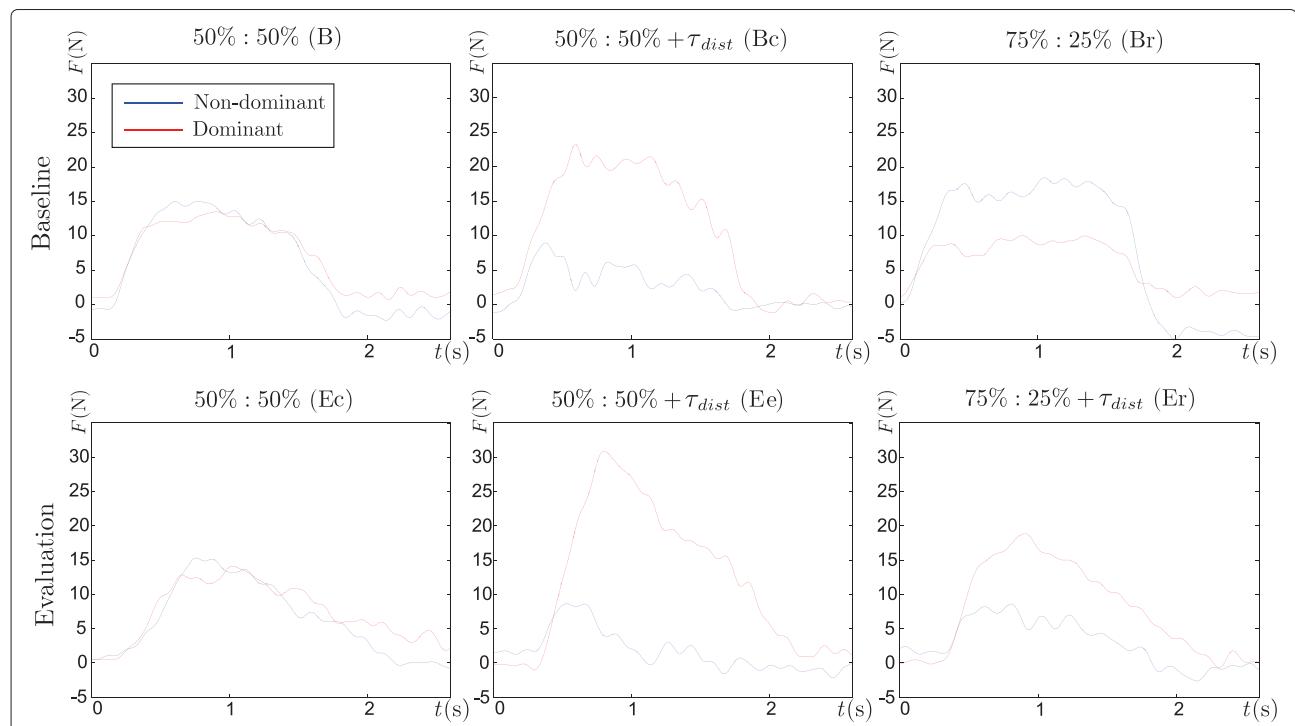
The system allows the collection of various kinematic and kinetic variables such as forces of both arms applied to the handlebar, the position and rotation of the handlebar, and velocity of the handlebar. Forces of the dominant and non-dominant arms of one subject are presented in Figure 6. The presented forces represent a typical control approach. The trials were collected from a subject in group BS at typical stages after the adaptation phase. Subjects in different groups applied similar forces.

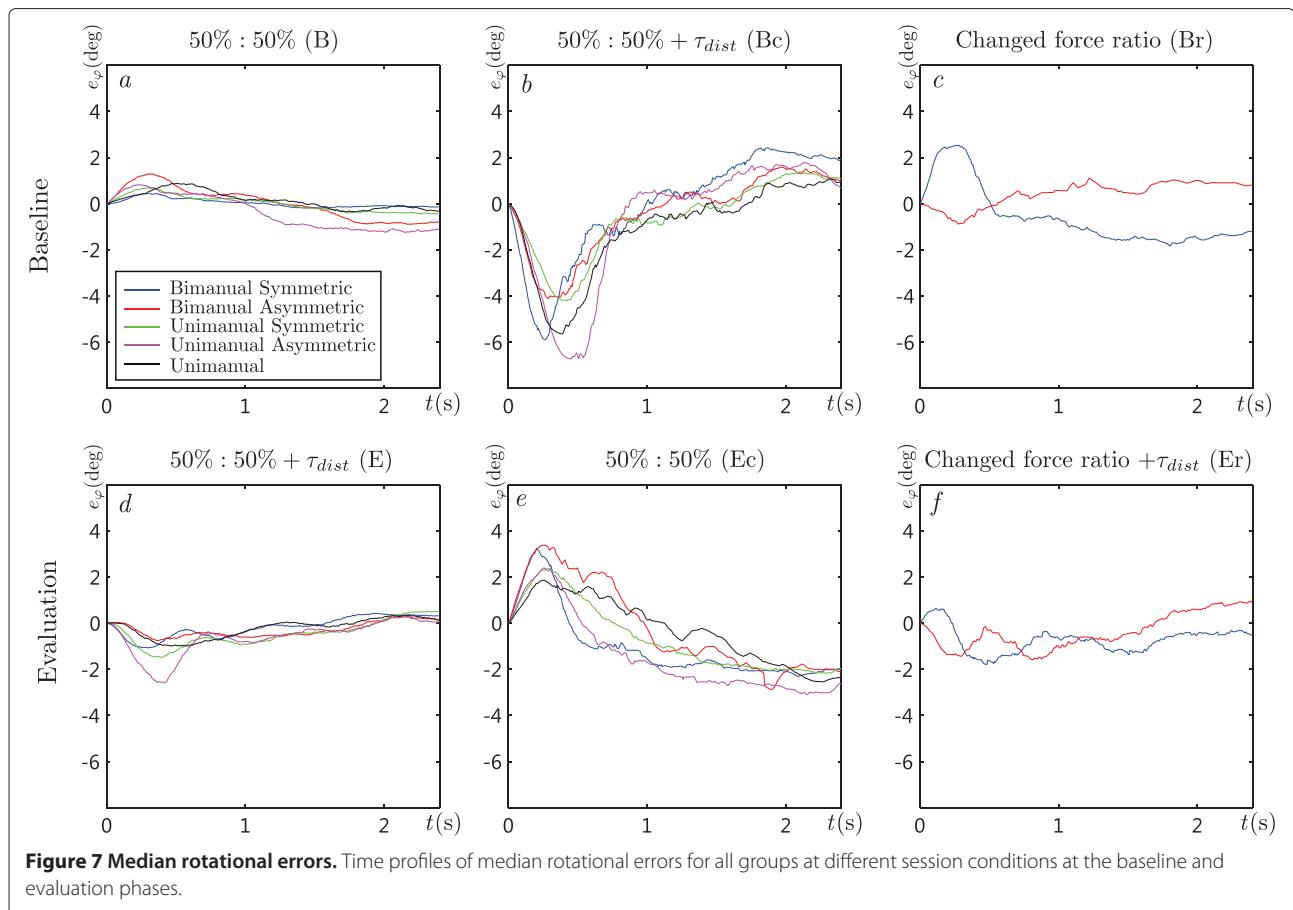
The time-dependent values of the median rotational errors for all five groups are presented in Figure 7. The rotational errors for all groups during the baseline phase

are small (*a*). The error increases at the start of catch trials (*b*), while the error decreases in the second part of the movement. Similar, but inverted time-dependent profiles can be noticed during the evaluation phase (*d* and *e*). The error in group BS increases at the start of the movement with changed arm force ratio, while the error does not change much for group BA (*c* and *f*).

The mean values of the maximal errors for all subjects in a particular test group (Table 2) are shown in Figure 8 with the standard deviation to assess the spread of data among subjects of the same group. Each session is divided into three phases and further into different stages (Table 2) presented on the horizontal axes.

Each session started with the baseline phase when the disturbance torque was not active (*B*). During this phase, the smallest error was for group BS, which performed this phase bimanually with symmetric arm force ratio. During the baseline trials with unexpected activation of disturbance torque (*Bc*), the errors for all groups significantly increased ($p < 0.001$). At the start of the training phase (*Ts*), the disturbance torque was activated and towards the end of the training phase (*Te*), the errors decreased for all groups. Significant changes can be noticed during bimanual training following bimanual baseline phase ($p < 0.001$, groups BS and BA), bimanual training following the uni-manual baseline phase ($p < 0.001$, groups US and UA), and also during unimanual training ($p = 0.020$, group U).



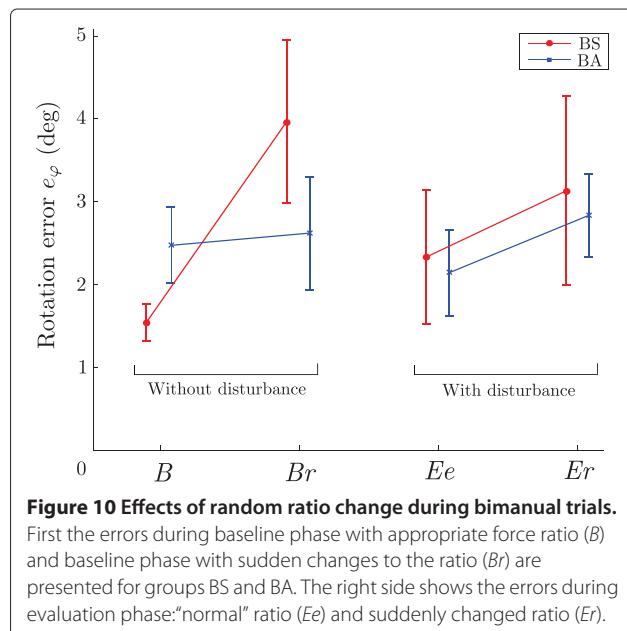
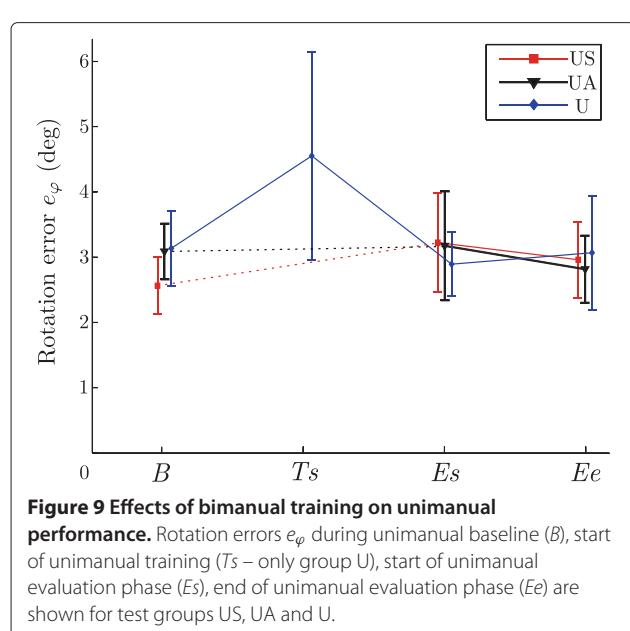
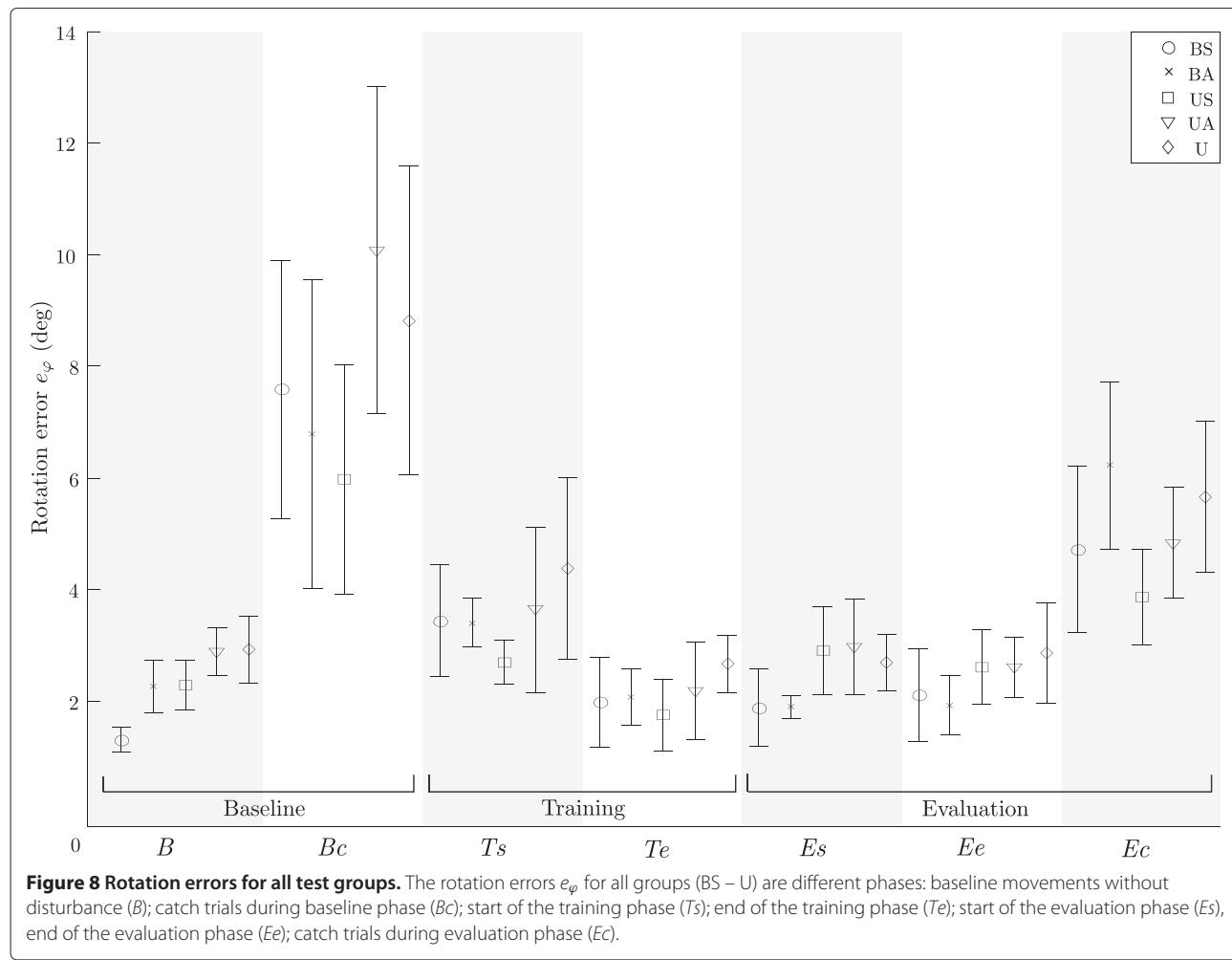


The training phase was followed by the evaluation phase with active disturbance torque that was randomly deactivated. For groups US and UA, who switched from bimanual training to unimanual evaluation, the error significantly increased ($p < 0.001$), but it did not significantly change during the evaluation phase (E_e). For groups BS, BA and U, there is no significant change from the end of training phase (T_e) to the start of evaluation phase (E_s) and end of evaluation phase (E_e). When the disturbance torque was suddenly removed (E_c), errors in all groups significantly increased compared to the end of evaluation phase ($p < 0.05$ for all groups).

One of the goals of the study was to investigate the effects of bimanual training on unimanual performance. The mean maximal errors of different unimanual trials for groups US, UA and U are presented in Figure 9 with the corresponding standard deviations for each group. For a detailed explanation of different phases ($B - Er$), see Table 2. The errors for these three groups during unimanual baseline phase (B) are presented. The errors do not show any significant difference between the groups. Next, the mean maximal error during the start of training phase (T_s) is presented for group U, which is the only group performing unimanual training. Errors during the start of the

evaluation phase (E_s) performed by all three groups unimanually range from 2.9° to 3.2° . These trials were all performed with a single arm with the presence of disturbance torque. To assess the effects of bimanual training on unimanual performance, we compared the start of unimanual training of group U and the start of unimanual evaluation of groups US and UA following bimanual training – both cases present the first stage of unimanual trials with disturbance torque for that group. The mean maximal error of the group U during the start of training was 4.5° , which is significantly larger than mean maximal errors of groups US and UA during the start of evaluation phase (both 3.2° , with $p = 0.044$ and $p = 0.041$, respectively). Three groups US, UA and U finished their sessions with unimanual evaluation phase (E_e) and the corresponding maximal errors are also presented and there is no significant difference between the groups.

As we also investigated the effects of different arm force ratios to the combined bimanual movement, Figure 10 shows the effects of sudden changes in arm force ratio. First, the rotation errors during the bimanual baseline phase with normal arm force ratio and with suddenly changed ratio are presented. The mean maximal errors for groups BS and BA during the baseline phase are 1.5°



and $2.4^\circ(B)$, and the mean errors when the arm force ratio changed (Br) are 3.9° and 2.6° . In group BS, arm force ratio changed from symmetric to asymmetric while the opposite change happened in group BA. The errors in group BS significantly increased ($p < 0.001$) while the errors in group BA did not change significantly. Similar results are shown for the evaluation phase. Errors at the end of the evaluation phase with the disturbance torque (Ee) are presented first (2.3° and 2.1°) followed by the errors when the arm ratio suddenly changed (Er) while the disturbance torque was still active (3.1° and 2.8°). A slight and statistically significant increase of errors can be noticed for group BS ($p = 0.023$) and group BA ($p = 0.017$).

Another parameter for task performance assessment are tracking errors e_p (see Figure 5). The mean maximal tracking errors for subjects at each period of the session ($B - Ee$) are presented in Figure 11. The introduction of disturbance torque at catch trials during baseline phase did not significantly affect the tracking errors (B and Bc) – during the bimanual baseline the the mean error was approximately 3.0 cm and about 5.1 cm during unimanual baseline. Thus, groups performing baseline movements using both arms (groups BS and BA) had significantly lower tracking errors ($p < 0.001$) compared to groups performing unimanual movements (groups US, UA and U). During bimanual and unimanual training tracking errors significantly decreased ($p < 0.05$ for all groups). Unlike in the baseline phase, tracking errors significantly increase during catch trials of the evaluation phase (Ee compared to Br with $p < 0.001$) and reach similar values as in the baseline phase. For groups BS, BA and U errors do not change significantly during the evaluation phase,

while for groups US and UA (switch from bimanual training to unimanual evaluation) errors significantly increase ($p < 0.001$), but are still significantly smaller than during the baseline ($p = 0.009$).

Discussion

The paper presents the development and validation of a novel system for both unimanual and bimanual training and the effects of bimanual training on single limb performance. The study with 35 healthy subjects showed the ability of humans to adapt to new dynamics of the environment both during bimanual and unimanual movements. A transfer of motor skills from bimanual training to unimanual performance is also observed. These results suggest that similar bimanual techniques might also be beneficial for post-stroke rehabilitation.

There are many possible control strategies to move the handle during bimanual movements. When analyzing the forces in Figure 6 during bimanual movements, it is seen that the users mostly control the handle symmetrically, as it is the most intuitive method. Other control methods are also possible, but difficult to apply, because applying a certain torque also influences the corresponding force. We believe that this is a consequence of four control variables (two forces and two torques) controlling two degrees of freedom of the handlebar. The median rotational errors during the trials by all groups are presented in Figure 7. The errors during the baseline phase are small, as the subjects get familiar with the system. During the catch trials at the baseline phase, the error at the first part of the movement significantly increases in the negative direction, while in the second part the

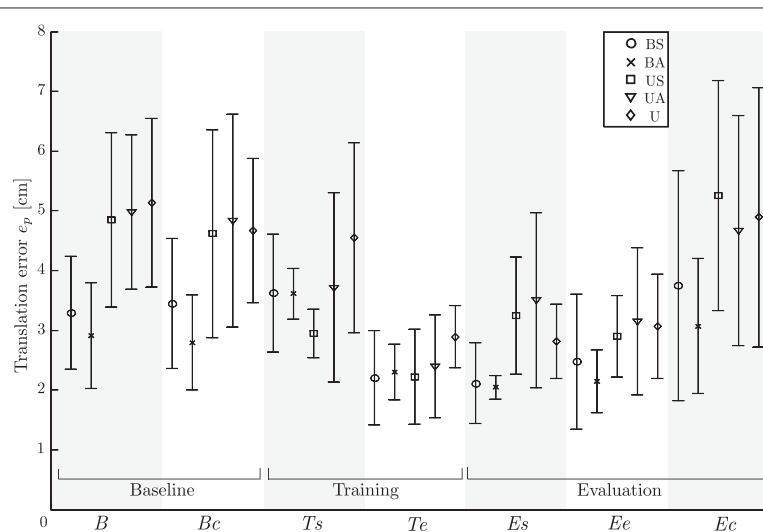


Figure 11 Tracking errors for all test groups. Tracking errors e_p for all groups (BS – U) are presented: baseline movements without disturbance (B); catch trials during baseline phase (Bc); start of the training phase (Ts); end of the training phase (Te); start of the evaluation phase (Es), end of the evaluation phase (Ee); catch trials during evaluation phase (Ec).

subject's feedback control reduces the error. The median errors during the evaluation phase are small, as the subjects learned the changed dynamics of the system. The errors at the evaluation catch trials increased in the positive direction, similarly to the baseline catch trials. The error also increased at the start of the movement when the arm force ratio suddenly changed from symmetric to asymmetric (Figure 7 c and f, group BS), while the opposite changes did not affect the errors (Figure 7 c and f, group BA).

The profile of the rotational error was investigated in Figure 7, where it is seen that the maximum errors occurred in the first 0.5 seconds of the trial – during the subconscious feedforward component of the torque compensation strategy applied by subjects. During the rest of the trial the subject's feedback controller significantly reduced the rotation error on average. The method using maximum absolute rotational error coincides with the errors in the early phase of the movement. The maximum absolute rotational errors presented in Figure 8 (T_s, T_e) confirm that the subjects can adapt their motor control to the unknown disturbance force field applied to their movement. The errors decreased significantly during bimanual training following bimanual baseline phase ($p < 0.001$, groups BS and BA), bimanual training following unimanual baseline phase ($p < 0.001$, groups US and UA), and also during unimanual training ($p = 0.020$, group U). Another indicator of the successful adaptation are the errors at catch trials during the baseline phase (Figure 8 Bc) and the catch trials during evaluation phase (Figure 8 Ec). The errors in both cases increase (both are significantly different from B or Ee with $p < 0.001$) compared to trials without (B) or with disturbance torque (Ee). In Figure 7, it is seen that the errors during baseline catch trials are mainly negative (in the direction of the τ_{dist}), while the errors in the evaluation phase catch trials have the opposite direction (opposite direction of the τ_{dist}). The effects of motor learning are represented in the feedforward component of the torque compensation revealed by the maximum errors. These results coincide with previous studies that showed significant learning of skills during unimanual and bimanual reaching exercises performed in a velocity-depended force field [1,28].

The second goal of the study is the analysis of transfer of skills learned during bimanual training towards single limb performance. Figure 8 (T_s, T_e) presents the effects of training for all groups following the baseline phase. After the training phase with the disturbance torque active, the errors at the start of the evaluation phase (Es) remain the same for groups BS, BA and U. This is expected since the task basically remains the same. Groups BS and BA performed training and evaluation bimanually, while group U performed all phases using a single arm. But when the subjects in groups US and UA switched from

bimanual training (T_e) to unimanual evaluation (Es) their errors significantly increased. The errors at the end of the evaluation phase (Ee), did not further decrease compared to the start of the evaluation phase (Es). This means that during the evaluation phase, in spite of being similar to the unimanual training phase, no further learning during single limb performance occurred – the minimum error for unimanual performance was already reached at the end of the bimanual training phase. The performance of bimanual movements at the end of the evaluation phase (groups BS and BA) resulted in significantly lower errors compared to unimanual movements (groups US, UA and U) ($p = 0.008$).

Figure 9 shows the maximal errors for groups US, UA and U during different parts of the session. All three groups performed the baseline phase (B) using only their dominant arm. As expected, maximal errors for all three groups during the baseline phase are not significantly different. Groups US and UA then performed the training phase bimanually, followed again by unimanual movements of the evaluation phase. Group U used only one arm for both remaining phases (training and evaluation phase). At the start of the unimanual training phase (T_s) with active disturbance, the errors for group U significantly increased ($p < 0.001$). After the training phase, the error significantly ($p = 0.032$) decreased (start of the evaluation phase). This was also the final level of learned movements since the errors remained the same even at the end of the evaluation phase (Ee). This represents the motor learning during unimanual limb training. If these errors after unimanual training (group U) are compared to errors during unimanual evaluation (Es and Ee) after bimanual training (groups US and UA) no significant difference can be noticed. This means the bimanual training had very similar effects on unimanual skill learning as unimanual training did. The maximal rotational errors indicate a transfer of learned motor skills from bimanual training to unimanual performance. As the required forces and torques for each hand were the same in bimanual and unimanual trials, the strategies used to compensate the disturbance torque in both conditions must be similar. It is possible that both strategies are not the same, but some relation between both compensation strategies must be present.

The previously mentioned increased error for group U during the start of unimanual training (T_s) in Figure 9 can also be further explained. The start of unimanual training (T_s) represents a new, unknown situation for the subjects of group U not used to the active disturbance torque. On the other hand, the errors for groups US and UA at the start of the unimanual evaluation phase (Es) did not change significantly compared to the baseline errors without disturbance torque (B). Before the evaluation movements, the subjects performed bimanual

training and learned the effects of disturbance torque on their movements. We can compare these two cases (T_s for group U and E_s for groups US and UA) as these were the first unimanual trials with disturbance torque for all three groups (previously groups US and UA performed bimanual training while group U performed only unimanual trials without the disturbance torque). Significant difference in errors of groups US (E_s) and U (T_s) can be seen and also errors of groups UA (E_s) and U (T_s) are significantly different. Single limb performance following bimanual training was similar to performance following unimanual training and indicates a positive transfer of skills gained during bimanual training.

One part of the study also evaluated different arm force ratios in the combined bimanual movements (50% : 50% or 75% : 25%). No significant difference between both groups can be noticed when bimanual groups BS and BA are compared in Figure 8. By comparing the errors of groups US and UA, we can see a small and constant difference between both groups for the training phases. The errors at the end of the session (E_e) for both groups are not significantly different. The progress in both groups follows a very similar pattern and none of the groups show greater skill learning. The use of different arm force ratios had an equal effect on motor learning and on unimanual performance. The skill transfer from bimanual training to unimanual performance is not affected by the arm force ratio during the bimanual training.

In Figure 10, the errors during baseline and evaluation phases with unexpected ratio changes are presented. During the baseline phase, the temporary change from asymmetric to symmetric condition (group BA) had no statistically significant influence on the rotation errors. On the other hand, the change for group BS in the opposite direction (symmetric to asymmetric) resulted in significantly increased errors ($p < 0.001$). The symmetric mode is more common and normal so the subjects adapt instantly. During the evaluation phase, the changes in rotation errors are small and significant but very similar for both groups. The change from symmetric to asymmetric condition during baseline phase had significant influence on performance, but in the opposite direction no significant differences can be seen, while during the evaluation phase small but significant error changes occurred. Previous studies also showed fast and accurate adaptation to asymmetric limb loads in healthy adults [17]. In terms of rehabilitation, the bimanual movements can be very asymmetric as the impaired arm has limited motor functions. But as the impaired arm regains functions, the bimanual movements become progressively more symmetric. The arm force ratio changes in rehabilitation happen slowly over a longer period, while in our study the change is sudden and unexpected. The results of our study show fast adaptation to symmetric movements. As

non-impaired bimanual movement is normally symmetric, the movements learned during rehabilitation (asymmetric movements) could also affect the performance with increasing motor abilities (more symmetric movements).

Tracking errors presented in Figure 11 show subjects' tracking performance. The disturbance torque had no influence on the tracking errors during the baseline phase. This is partially unexpected, since the subjects have to compensate for the disturbance and at the same time track the position of the reference object. However, it seems that in the baseline phase the tracking errors were already large without the disturbance torque and were not further increased as a result of disturbance. The tracking errors for all five groups significantly decreased at the end of training as a result of motor learning. In contrast to the baseline phase, the errors during the catch trials in evaluation phase significantly increased. It seems that when subjects optimized their performance with changed dynamics, the removal of disturbance torque had significantly larger influence on tracking performance. This is another indication of motor learning and the transfer of skills from bimanual training to unimanual performance.

Our results indicate that trials with different arm force ratios during the bimanual movements have similar effects on motor learning, which is believed to be an important mechanism of rehabilitation [3]. We also showed that bimanual training has positive effects on both bimanual and unimanual performance in healthy subjects. In our previous study with hemiparetic subjects, we showed benefits of adaptive bimanual training on bimanual performance but also on unimanual performance [23]. The results of this study and our previous findings suggest that patients using bimanual training as part of their post-stroke rehabilitation might benefit from bimanual training regardless on the participation level (arm force ratio) of the impaired limb. Adapting the assistance to the impaired limb has the advantage that the training can be adjusted to the participant's individual changing needs, both throughout each movement and over the course of rehabilitation [29]. At the beginning of rehabilitation, the impaired limb could apply less power to the combined bimanual movement. But as it would regain more function, it would also support a greater load of the bimanual movement, ideally until it could share equal loads as the unimpaired limb – transition from asymmetric towards symmetric arm force ratio. The training could be fully adapted to the abilities of each individual patient as she/he regains specific motor functions.

Conclusion

The paper presents the effects of training with a novel bimanual robotic system. When introduced to an unknown disturbance torque that changes the dynamics

of the movements, the subjects could adapt their control scheme. Performance after the training period reached levels similar to those during movements without the disturbance. Subjects successfully learned similar skills during unimanual and bimanual training.

Bimanual training did not only improve the performance of bimanual movements, it also improved single limb performance with the dominant arm. The effects of bimanual training on single limb performance were completely comparable to the effects of unimanual training on unimanual performance. Positive transfer of skills from bimanual training to dominant limb performance was observed in both symmetric and asymmetric arm force ratio conditions during bimanual training.

Subjects divided into different groups performed movements with different arm force ratios. Tracking errors increased when the arm force ratio unexpectedly changed from symmetric to asymmetric while only small changes were spotted when the conditions changed from asymmetric to symmetric arm force ratio. Most of the bimanual movements that humans make are symmetrical. This is clearly shown since the subjects adapted fast when the condition changed from asymmetric to symmetric. As bimanual movements also shift from asymmetric to symmetric during rehabilitation, the asymmetric training could be adequate for post-stroke rehabilitation.

We showed our system to be suitable for motor learning experiments during unimanual and bimanual movements. The transfer of skills from bimanual training to single limb performance was indicated. As motor learning is believed to be an important mechanism of rehabilitation, these findings might also be incorporated into future post-stroke rehabilitation systems.

Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

Authors' contributions

The overall design of the experiments was agreed by MT and MMi. MT and MMi developed the hardware, all related programs and implemented the study. MT carried out the experiments. MT and MMi analyzed the data and drafted the manuscript. MMi aided in the study design and in drafting the manuscript. All authors read and approved the manuscript.

Acknowledgements

This work was supported by the Slovenian Research Agency. The authors would like to thank all the volunteers for their participation in the study.

Received: 4 October 2011 Accepted: 5 July 2012

Published: 17 July 2012

References

- Shadmehr R, Mussa-Ivaldi F: **Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task.** *J Neurosci* 1994, **14**(5):3208.
- Patton J, Mussa-Ivaldi F: **Robot-assisted adaptive training: custom force fields for teaching movement patterns.** *Biomed Eng, IEEE Trans on* 2004, **51**(4):636–646.
- Nudo R, Friel K: **Cortical plasticity after stroke: implications for rehabilitation.** *Rev Neurologique* 1999, **155**(9):713–717.
- Shumway-Cook A, Woollacott M: **Motor control: translating research into clinical practice.** Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
- Waller S, Whitall J: **Bilateral arm training: Why and who benefits?** *NeuroRehabilitation* 2008, **23**:29–41.
- Summers J, Kagerer F, Garry M, Hiraga C, Loftus A, Cauraugh J: **Bilateral and unilateral movement training on upper limb function in chronic stroke patients: a TMS study.** *J Neurological Sci* 2007, **252**:76–82.
- Sleimen-Malkoun R, Temprado J, Thefenne L, Berton E: **Bimanual training in stroke: How do coupling and symmetry-breaking matter?** *BMC Neurology* 2011, **11**:11.
- Burgess J, Bareither R, Patton J: **Single limb performance following contralateral bimanual limb training.** *Neural Syst Rehabilitation Eng, IEEE Trans on* 2007, **15**(3):347–355.
- Steenbergen B, Hulstijn W, Vries A, Berger M: **Bimanual movement coordination in spastic hemiparesis.** *Exp Brain Res* 1996, **110**:91–98.
- Lewis G, Byblow W: **Bimanual coordination dynamics in poststroke hemiparetics.** *J Motor Behavior* 2004, **36**(2):174–188.
- Criscimagna-Hemminger S, Donchin O, Gazzaniga M, Shadmehr R: **Learned dynamics of reaching movements generalize from dominant to nondominant arm.** *J Neurophysiology* 2003, **89**:168–176.
- Wang J, Sainburg R: **Interlimb transfer of visuomotor rotations depends on handedness.** *Exp Brain Res* 2006, **175**(2):223–230.
- Malfait N, Ostry D: **Is interlimb transfer of force-field adaptation a cognitive response to the sudden introduction of load?** *J Neurosci* 2004, **24**(37):8084–8089.
- Berner M, Hoffmann J: **Effector-related sequence learning in a bimanual-bisquential serial reaction time task.** *Psychological Res* 2008, **72**(2):138–154.
- Nozaki D, Kurtzer I, Scott S: **Limited transfer of learning between unimanual and bimanual skills within the same limb.** *Nat Neurosci* 2006, **9**(11):1364–1366.
- Hatzitaki V, McKinley P: **Effect of single-limb inertial loading on bilateral reaching: interlimb interactions.** *Exp Brain Res* 2001, **140**:34–45.
- Gottlieb G: **On the voluntary movement of compliant (inertial-viscoelastic) loads by parcellated control mechanisms.** *J Neurophysiology* 1996, **76**(5):3207–3229.
- Cunningham C, Stoykov M, Walter C: **Bilateral facilitation of motor control in chronic hemiplegia.** *Acta Psychologica* 2002, **110**(2–3):321–337.
- Johnson M: **Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke.** *J Neuroengineering and Rehabilitation* 2006, **3**(29):1–6.
- Mehrholz J, Platz T, Kugler J, Pohl M: **Electromechanical and robot-assisted arm training for improving arm function and activities of daily living after stroke.** *Stroke* 2009, **40**(5):e392.
- Zihelj J, Novak D, Olenšek A, Mihelj M, Munih M: **Evaluation of upper extremity robot-assistances in subacute and chronic stroke subjects.** *J NeuroEngineering and Rehabilitation* 2010, **7**:52.
- Novak D, Mihelj M, Zihelj J, Olenšek A, Munih M: **Psychophysiological measurements in a biocooperative feedback loop for upper extremity rehabilitation.** *Neural Syst Rehabilitation Eng, IEEE Trans on* 2011, **19**(4):400–410.
- Trlep M, Mihelj M, Puh U, Munih M: **Rehabilitation Robot with Patient-Cooperative Control for Bimanual Training of Hemiparetic Subjects.** *Adv Rob* 2011, **25**(15):1949–1968.
- Lum P, Burgar C, Van der Loos M, Shor P, Majmundar M, Yap R: **MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study.** *J Rehabilitation Res Dev* 2006, **43**(5):631–642.
- Lewis G, Perreault E: **An Assessment of Robot-Assisted Bimanual Movements on Upper Limb Motor Coordination Following Stroke.** *IEEE Trans Neural Syst Rehabilitation Eng* 2009, **17**(6):595–604.
- Johnson M, Van der Loos H, Burgar C, Shor P, Leifer L: **Experimental results using force-feedback cueing in robot-assisted stroke therapy.** *IEEE Trans Neural Syst Rehabilitation Eng* 2005, **13**(3):335–348.
- Luft A, McCombe-Waller S, Whitall J, Forrester L, Macko R, Sorkin J, Schulz J, Goldberg A, Hanley D: **Repetitive bilateral arm training and motor**

- cortex activation in chronic stroke. *JAMA: J Am Med Assoc* 2004, **292**(15):1853–1861.
28. Tcheang L, Bays P, Ingram J, Wolpert D: **Simultaneous bimanual dynamics are learned without interference**. *Exp Brain Res* 2007, **183**:17–25.
29. Marchal-Crespo L, Reinkensmeyer D: **Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury**. *J NeuroEngineering and Rehabilitation* 2009, **6**:20.

doi:10.1186/1743-0003-9-43

Cite this article as: Trlep et al.: Skill transfer from symmetric and asymmetric bimanual training using a robotic system to single limb performance. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2012 **9**:43.

Submit your next manuscript to BioMed Central and take full advantage of:

- Convenient online submission
- Thorough peer review
- No space constraints or color figure charges
- Immediate publication on acceptance
- Inclusion in PubMed, CAS, Scopus and Google Scholar
- Research which is freely available for redistribution

Submit your manuscript at
www.biomedcentral.com/submit



Izjava

Izjavljam, da sem doktorsko delo in disertacijo izdelal samostojno pod vodstvom mentorja izr. prof. dr. Matjaža Mihlja. Izkazano pomoč drugih sodelavcev sem v celoti navedel v Zahvali. Že objavljeni dosežki drugih avtorjev so navedeni v literaturi.

V Ljubljani, april 2013

Matic Trlep