

Univerza v Ljubljani

Fakulteta za elektrotehniko

Jernej Perdan

**Urjenje in ocenjevanje senzomotoričnih
sposobnosti roke**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: izr. prof. dr. Roman Kamnik

Ljubljana, oktober 2010

Zahvala

Najlepše se zahvaljujem mentorju izr. prof. dr. Romanu Kamniku za vzpodbudo, strokovno pomoč in konstruktivne pripombe. Zahvaljujem se tudi prof. dr. Tadeju Bajdu za izvirne ideje in koristne nasvete, ki so prispevali k nastanku tega dela. Iskrena hvala ostalim zaposlenim v Laboratoriju za robotiko in biomedicinsko tehniko, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, ki so pomagali s koristnimi nasveti.

Hvala tudi vsem pacientom Univerzitetnega rehabilitacijskega inštituta Republike Slovenije, ki so bili pripravljeni sodelovati v klinični evalvaciji sistema, in obema fizioterapeutoma Pavli Obrezi in Bojanu Čeruju za pomoč pri izvedbi eksperimentov.

Zahvaljujem se tudi predstojniku Laboratorija za robotiko in biomedicinsko tehniko prof. dr. Marku Munihu, vodji Oddelka za rehabilitacijo oseb s spinalno okvaro na URI - Soča prim. mag. Rajmondu Šavrinu, dr. med., in direktorju Iskra Medical Jožetu Jelencu, univ. dipl. inž. el., ki so omogočili raziskovalno delo.

Hvala tudi Minki in prijateljem, ki so me vzpodbujali, ter vsem ostalim, ki so kakorkoli pomagali pri nastajanju tega dela.

Kazalo

Povzetek	1
Abstract	3
1. Uvod	5
2. Človeški motorični sistem	13
2.1 Živčni sistem	14
2.1.1 Poškodba hrbtenjače	15
2.2 Morfologija in fiziologija skeletnih mišic	17
3. Vadba z nalogami sledenja in FES	19
3.1 Funkcionalna električna stimulacija	19
3.1.1 Fiziologija električno stimulirane mišice	20
3.1.2 Površinske elektrode	24
3.1.3 Vodenje FES sistemov	26
3.2 Sistem za urjenje roke	27
3.2.1 Naprava za merjenje sile prstov	28
3.2.2 Električni stimulator	29
3.2.3 Regulator	30
3.2.4 Naloga sledenja sile	33
3.3 Zaprtozančno vodenje stimulacije	35

3.3.1	Model električno stimulirane mišice	36
3.3.2	Identifikacija modela mišice	37
3.3.3	Nastavitev ojačenj regulatorja	37
3.4	Preizkus sistema na zdravih osebah	38
3.4.1	Obrazložitev rezultatov	41
3.5	Klinična študija uporabe sistema	41
3.5.1	Protokol meritev	42
3.5.2	Rezultati	43
3.5.3	Obrazložitev rezultatov	46
4.	Evalvacija TENS terapije dermatomov	49
4.1	Transkutana električna nevrostimulacija dermatomov	49
4.2	Protokol terapije	51
4.2.1	Pacienta	51
4.2.2	TENS terapija	51
4.2.3	Evalvacija TENS terapije	52
4.2.4	Statistična analiza	56
4.3	Rezultati	57
4.3.1	Nedominantna roka	57
4.3.2	Dominantna roka	62
4.4	Obrazložitev rezultatov	67
5.	Naprava za urjenje roke v dinamičnih pogojih	71
5.1	Magnetoreološke tekočine	71
5.1.1	Rotacijske MR naprave	74
5.2	Naprava za urjenje roke z eno prostostno stopnjo gibanja	75
5.2.1	Konstrukcija naprave	75
5.2.2	Vodenje MR naprave	78

5.3 Meritve	83
5.3.1 Karakteristike MR zavore	84
5.3.2 Navidezna stena	85
5.3.3 Regulacija navora	87
5.3.4 Regulacija kotne hitrosti	89
5.3.5 Predloga urjenja z MR napravo	89
5.3.6 Ugotovitve	91
6. Zaključek	93
Literatura	97
Dodatek A: Neuromodulation, 2008	107
Dodatek B: Neuromodulation, 2010	117

Slike

2.1	Shema motoričnega vodenja	13
2.2	Osrednji in periferni živčni sistem (a), hrbtenica in oznake vretenc (b)	14
3.1	Vlak stimulacijskih pulzov	20
3.2	Nastanek tetanične kontrakcije	20
3.3	Vpliv stimulacijske frekvence na jakost odziva	21
3.4	Odvisnost sile od impulzne širine pri konstantni amplitudi stimulacije	22
3.5	Intenzivnostno-časovna (I/T) krivulja	23
3.6	Oblika stimulacijskih impulzov: a) monofazični; b), c), d) bifazični	23
3.7	Polje med elektrodama	24
3.8	Shema sistema za urjenje roke	27
3.9	Naprava za merjenje sile prstov: a - senzorja sil in navorov, b - podpora za podlaket, c - pritrditev za palec, d - pritrditev za kazalec, sredinec, prstanec in mezinec	28
3.10	Smer sil pri JR3 senzorju	29
3.11	Električni stimulator	30
3.12	Blokovni diagram PI regulatorja	31
3.13	Zaščita pred integralskim pobegom s povratno zanko pri integratorju	32
3.14	Končna izvedba regulatorja	33
3.15	Naloga sledenja	34
3.16	Referenčna signala za vadbo sledenja sile	35

3.17 Shematični prikaz nastavitev ojačenj regulatorja	36
3.18 Hammersteinov model mišice	36
3.19 PRBS signal, z odzivom mišice in odzivom modela mišice	38
3.20 Napaka sledenja <i>rrmse</i> za fleksorje in ekstenzorje pri zdravih osebah	39
3.21 Pacient med izvajanjem naloge sledenja	42
3.22 Izvajanje naloge sledenja pacienta P1	44
3.23 Maksimalne sile prstov obeh pacientov, dosežene med vadbo . . .	45
3.24 Napaka sledenja skozi trening za osebo P1: levi stolpec za posamezen dan predstavlja <i>Nalogo A</i> in desni stolpec <i>Nalogo B</i> . .	46
3.25 Napaka sledenja skozi trening za osebo P2: levi stolpec za posamezen dan predstavlja <i>Nalogo A</i> in desni stolpec <i>Nalogo B</i> . .	47
4.1 Področja dermatomov	50
4.2 Prevodna rokavica	52
4.3 Pacient med TENS terapijo (levo) in izvajanjem naloge sledenja (desno)	52
4.4 Referenčna signala pri nalogi sledenja	54
4.5 Primeri sledenja za nedominantno roko	58
4.6 Rezultati meritev maksimalne sile za nedominantno roko	59
4.7 Rezultati meritev (<i>rrmse</i>) naloge sledenja za nedominantno roko .	60
4.8 Rezultati funkcijskega testa za roko po Jebsenu za nedominantno roko	61
4.9 Primeri sledenja za dominantno roko	63
4.10 Rezultati meritev maksimalne sile za dominantno roko	64
4.11 Rezultati meritev (<i>rrmse</i>) naloge sledenja za dominantno roko . .	65
4.12 Rezultati funkcijskega testa za roko po Jebsenu za dominantno roko	66
5.1 Tlačni način	73
5.2 Strižni način	74

5.3	Stisljivi način	74
5.4	Princip toka MR tekočine v strižnem načinu delovanja: a - tok pod mejo tečenja, b - tok nad mejo tečenja	75
5.5	Naprava za urjenje roke v dinamičnih pogojih	76
5.6	Magnetoreološka zavora TFD Steer-by-wire RD-8053-1	77
5.7	Razvojni (Windows XP) in ciljni (xPC Target) osebni računalnik	78
5.8	Shema MR sistema	79
5.9	Vezava števcev za izračun pulzne širine PWM signala	80
5.10	PWM signal, ki proži štetje števca 5, in invertiran $\overline{\text{PWM}}$ signal, ki proži štetje števca 6	80
5.11	Komponente sile, ki delujejo na ročico r	82
5.12	MR naprava, prirejena za meritve z zapestjem	83
5.13	Statični navor v odvisnosti od krmilnega signala U_C	84
5.14	Dinamična karakteristika MR zavore za različne vrednosti krmilnega signala U_C	85
5.15	Globina prodora v navidezno steno (α_s) pri dveh različnih hitrostih	86
5.16	Regulacija navora pri konstantnem referenčnem navoru	87
5.17	Profil referenčnega navora v odvisnosti od kota zasuka	88
5.18	Regulacija navora pri spremenljivem referenčnem navoru	88
5.19	Regulacija kotne hitrosti pri konstantni referenčni kotni hitrosti .	89
5.20	Konceptualna shema MR sistema za urjenje roke na osnovi naloge sledenja	90
5.21	Konceptualna shema MR sistema za urjenje roke na osnovi diskretne reference	91

Tabele

2.1	Segmenti in pripadajoče funkcije živcev, ki oživčujejo zgornje ude	15
2.2	Lestvica poškodbe ASIA	16
3.1	Podatki o zdravih poskusnih osebah	38
3.2	Rezultati meritev za fleksorje pri zdravih osebah	40
3.3	Rezultati meritev za ekstenzorje pri zdravih osebah	40
3.4	Podatki obeh pacientov	41
3.5	Povprečna maksimalna sila in napaka sledenja <i>rrmse</i> (<i>Naloga A</i>) za oba pacienta za prvih pet in zadnjih pet dni	45
4.1	Podatki obeh pacientov	51
4.2	Podtesti funkcijskega testa roke po Jebsenu	55
4.3	Modificirana Ashworthova lestvica	56
4.4	Število napak pri podtestu <i>labyrinth</i> za nedominantno roko	59
4.5	Rezultati modificirane Ashworthove lestvice za nedominantno roko	60
4.6	Spearmanov koeficient korelacije nedominantne roke za funkcijski test roke po Jebsenu in maksimalno silo F_{max}	61
4.7	Spearmanov koeficient korelacije nedominantne roke za funkcijski test roke po Jebsenu in napako sledenja <i>rrmse</i>	62
4.8	Število napak pri podtestu <i>labyrinth</i> za dominantno roko	64
4.9	Rezultati modificirane Ashworthove lestvice za dominantno roko .	66

4.10 Spearmanov koeficient korelacije dominantne roke za funkcijski test roke po Jebsenu in maksimalno silo F_{max}	67
4.11 Spearmanov koeficient korelacije dominantne roke za funkcijski test roke po Jebsenu in napako sledenja $rrmse$	67
5.1 Tipične lastnosti magnetoreoloških tekočin	72
5.2 Tipične lastnosti TFD Steer-by-wire RD-8053-1 magnetoreološke naprave	77

Povzetek

Delo, predstavljeno v doktorski disertaciji, je bilo usmerjeno v razvoj in izdelavo sistema za urjenje in ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti roke. Urjenje in ocenjevanje s sistemom temeljita na nalogah sledenja sile prstov v izometričnih pogojih. Pri vadbi s sistemom je poleg naloge sledenja dodana še funkcionalna električna stimulacija (FES), ki pomaga pri sledenju. Za merjenje izometrične sile smo razvili napravo, ki omogoča merjenje izometrične sile fleksorjev kot tudi ekstenzorjev prstov. Na tak način je mogoče aktivno urjenje ali merjenje obeh mišičnih skupin.

Vadba z razvitim sistemom temelji na kombinaciji naloge sledenja sile in funkcionalne električne stimulacije. Sistem omogoča izvajanje naloge sledenja ali samo s hoteno aktivnostjo pacienta ali v kombinaciji s FES, ki pomaga pacientu pri njegovem hotenem naporu. Povratnozančna informacija o dejanski sili prstov je zagotovljena preko izmerjenih sil. Funkcionalna električna stimulacija je regulirana s proporcionalno-integrirnim (PI) regulatorjem glede na razliko med referenčno in izmerjeno silo prstov. Ker se odziv mišic spreminja glede na namestitev elektrod, smo razvili postopek uglasitve regulatorja glede na izmerjeni odziv električno stimuliranih mišic pacienta. Sistem smo preizkusili v kliničnem okolju pri štiritedenski vadbi dveh oseb s tetraparezo. Kot ocena uspešnosti terapije nam je služila napaka hotenega sledenja in hotena maksimalna sila. Rezultati so pokazali, da se z vadbo s sistemom poveča moč mišic prstov ter izboljša nadzor aktivacije mišic.

Razviti terapevtsko-evalvacijski sistem smo preizkusili tudi za ocenjevanje napredka dveh pacientov v študiji o vplivu transkutane električne nevrostimulacije (TENS) roke na nivo spastičnosti. TENS smo dovedli preko celotne roke s pomočjo prevodne rokavice. Za evalvacijo TENS terapije in sledenja napredka obeh pacientov smo uporabili štiri evalvacisce metode. Z razvitim sistemom

smo merili maksimalno silo in izvajali naloge sledenja sile, poleg tega pa smo uporabili tudi dva klinična testa: funkcionalni test roke po Jebsenu in modifirano Ashworthovo lestvico. Meritve, opravljene s sistemom, so nam služile za merjenje trenutnega vpliva električne stimulacije na senzorično-motorične sposobnosti ter za merjenje napredka čez celotno trajanje TENS terapije. S kliničnima testoma smo ocenili le dolgoročni napredek obeh pacientov. Iz rezultatov vseh štirih metod je razviden napredek senzorično-motoričnih in funkcionalnih sposobnosti rok obeh pacientov. Primerjava podatkov vseh štirih metod pokaže, da so si le-te komplementarne. Iz rezultatov ne moremo povleciti zaključkov o vplivu stimulacije na nivo spastičnosti ali senzorično-motoričnih sposobnosti.

Za zadnji del disertacije smo izdelali nov prototip naprave, ki omogoča ocenjevanje in urjenje senzorično-motoričnih sposobnosti roke v ožjem smislu v dinamičnih pogojih. Prototip je zasnovan na napravi, ki deluje na osnovi magnetoreološke (MR) tekočine. MR naprava ima eno stopnjo prostosti gibanja in lahko nudi nastavljiv upor gibanju roke. Napravo za vadbo na osnovi MR aktuatorja smo izdelali tako, da omogoča urjenje mišic prstov in zapestja. Razvita naprava omogoča urjenje v dinamičnih in izometričnih pogojih. Z razvitim sistemom smo opravili več preliminarnih testov. Testi so pokazali, da je bilo s preprostim PI regulatorjem mogoče uspešno izvesti regulacijo sledenja konstantnega in spremenljivega referenčnega navora. S preprostim linearnim regulatorjem pa ni bilo mogoče uspešno izvesti regulacije hitrosti.

Abstract

The work presented in this doctoral thesis is focused on development of a system for training and assessment of the sensorimotor capability of the hand. The training and assessment are based on finger force tracking tasks in isometric conditions. The training with the system is combined with functional electrical stimulation (FES), which augments tracking capability. Measuring of the finger force is accomplished by developed finger force measuring device, which enables acquisition of finger flexor and extensor forces. This enables active training and assessment of both muscle groups.

The training with the system is based on a combination of the force tracking task and functional electrical stimulation. The tracking task can be carried out only with voluntary muscle activation or in combination with FES, which helps the patient with his voluntary activity. The feedback about actual force is provided by the hand force measuring device. FES is controlled by proportional-integral (PI) controller. The input to the controller is difference between a reference and the actual force. The controller is tuned according to the response of the muscles to the electrical stimulation. The preliminary study with training system was carried out in clinical environment. Two incomplete tetraplegic patients participated in the training with the system for four weeks. The results of pilot study show that augmentation of voluntary grip force control and improved muscle control is possible with presented system.

The system was also tested out as an assessment tool in clinical study of influence of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) therapy on hand spasticity. Electrical stimulation was delivered to the hand by conductive glove. Four tests were used for the evaluation of the TENS therapy. With the developed system, the maximal finger force and force tracking task were performed. Besides these two tests, the clinically established Jebsen hand function test and modified

Ashworth scale were used. Assessments with the developed system served for assessing momentary effect of TENS on sensorimotor control and for monitoring the progress throughout the therapy. Two clinical tests served only for long term progress of both patients. The results of all four methods show improvement in sensorimotor and functional ability of fingers in both patients throughout the TENS therapy. Comparison of all four methods shows, that the methods are complementary to each other. No conclusion about TENS effect on spasticity or sensorimotor control can be drawn.

A new prototype of device which enables assessment and training in dynamic conditions was built in the last part of the doctoral work. The prototype is designed upon magnetorheological (MR) device, which has one degree of freedom and can generate variable resistance. The device was designed in such a way to enable training of fingers and wrist. Besides the training in dynamic conditions, the device can also be locked to provide isometric conditions. Several preliminary tests were accomplished with the developed system. Results of the tests show that control of constant and variable torque tracking can be achieved with a simple PI controller. However, this linear controller is not capable of controlling the angular velocity reference successfully.

1.

Uvod

Roki sta za človeka izrednega pomena, saj v vsakdanjem življenju z njima opravlja številne naloge, ki zahtevajo fino motoriko, kot sta manipulacija s predmeti in prijemanje. Pri tem je spretno prilagajanje sile, s katero deluje na predmet, odvisno od usklajenega delovanja človeškega senzorično-motoričnega sistema [1, 2, 3]. Poškodbe in bolezni osrednjega živčnega sistema (OŽS), kot so poškodba hrbtenjače, možganska kap ali Parkinsonova bolezen, lahko privedejo do delne ali popolne okvare senzoričnih in/ali motoričnih funkcij roke [3, 4, 5, 6]. Zaradi zmanjšanih senzorično-motoričnih sposobnosti roke imajo osebe z okvarami OŽS težave pri prijemanju in posledično rokovjanju s predmeti, kar zmanjšuje funkcijalne sposobnosti roke.

Povrnitev oz. izboljšanje funkcijalnih sposobnosti roke v procesu rehabilitacije poskušamo doseči s terapevtsko vadbo, kot je kinezioterapija, ki temelji na zdravljenju z gibanjem oz. motoričnem učenju [7, 8]. V ta namen se izbirajo ciljne terapevtske vaje, s katerimi želimo doseči povrnitev normalnih funkcij [7]. Pri tem sta ocena okvare in njen vpliv na funkcijalne sposobnosti bolnika pomembna, saj se na podlagi izsledkov testiranja načrtuje terapijo, ugotavlja njeno ustreznost in ocenjuje napredek bolnika [9]. Za oceno funkcionalnosti roke obstajajo različni testi [10, 11, 12, 13]. Ti so večinoma sestavljeni iz nalog, pri katerih se uporablja različni prijemi, meritve pasivnih in hotenih premikov v sklepih ter merjenja mišične moči¹. Sposobnost izvajanja posamezne naloge je ocenjena s strani terapevta glede na ocenjevalno lestvico ali glede na čas, ki je potreben za izvedbo naloge. Ocenitev naloge glede na ocenjevalno lestvico in posledično končna ocena

¹Pojem "mišična moč" je v tovrstnih preiskavah uporabljen za ugotovljeno (maksimalno) silo kake mišice ali mišične skupine, kar pa fizikalno ni korektno.

funkcionalnosti roke je odvisna od izkušenosti terapevta. Meritev časa ponuja objektivnejšo oceno, vendar čas izvajanja ni zanesljiv pokazatelj funkcionalnosti roke [13]. Objektivne rezultate dobimo tudi z meritvami obsega gibljivosti v sklepih in meritvami "mišične moči". V klinični praksi se merjenje moči mišic uporablja za ocenitev izgube ali povrnitve motoričnih funkcij po poškodbi OŽS ter za merjenje napredka pacienta [14, 15]. V ta namen se uporablja različni dinamometri, s katerimi se v večini primerov meri samo statična maksimalna sila prijema, ki jo bolnik lahko doseže [15]. Več informacije o sposobnosti roke dobimo z merjenjem konstantne sile prijema v določenem časovnem obdobju [16, 17]. Pomanjkljivost tovrstnih meritev je pomanjkanje informacije o dinamičnem prilagajanju submaksimalnih sil, ki nastopajo pri prijemu.

Za oceno senzorično-motoričnih sposobnosti so se kot najprimernejše izkazale naloge sledenja (angl. tracking tasks), pri čemer napaka sledenja referenčnemu signalu služi kot objektivni pokazatelj o senzorično-motoričnih sposobnostih [18]. Za pridobitev informacije o nadzoru prijema so bile v študijah uporabljene naloge sledenja sile [6, 17, 19, 20, 21, 22]. Pri teh nalogah uporabnik poskuša čim bolj slediti referenčnemu signalu s prilagoditvijo sile prijema, ki se meri s senzorjem sile. Med izvajanjem naloge sledenja je uporabniku posredovana vidna povratna informacija o referenčni in dejanski vrednosti sile. V omenjenih študijah so silo prijema merili z direktnim pritiskom na senzor sile ali pa preko prijema, ki so bila namenjena določeni vrsti prijema. Povečana aktivacija fleksorjev prstov je pomenila zvišanje sile, medtem ko je zmanjšana aktivacija ekstenzorjev prstov pomenila zmanjšanje sile. Na tak način lahko direktno merimo silo fleksorjev, sila ekstenzorskih mišic pa je merjena posredno.

Naloge sledenja sile prijema so bile uporabljene kot pripomoček za ocenjevanje napredka terapije roke [19, 20]. Poleg možnosti ocenjevanja so se naloge sledenja izkazale primerne tudi za urjenje nadzora prijema [19, 21]. V študijah je bilo pokazano, da vadba z izvajanjem naloge sledenja sile izboljša nadzor sile prijema in poveča "moč mišic".

Povrnitev motoričnih funkcij roke in s tem povrnitev njene funkcionalnosti je mogoče doseči s pomočjo funkcionalne električne stimulacije (FES) [4]. Pri FES z električno stimulacijo vzdražimo motorični živec, kar povzroči kontrakcijo misice, ki jo ta živec oživčuje, pri tem pa nastane funkcionalen gib. V primeru roke sta funkcionalna giba, ki ju lahko omogoča FES, razprtje prstov in prijem.

V več študijah je bila prikazana uspešnost terapije roke, podprte s funkcionalno električno stimulacijo [23, 24, 25, 26, 27, 28]. Pri tovrstni terapiji so pacienti izvajali naloge, ki so obsegale seganje, prijemanje, prenašanje in uporabo prijetih predmetov. FES jim je pomagala pri izvedbi gibov, kot so razprtje prstov, prijem in seganje roke, kadar jih pacienti niso bili zmožni izvesti sami. Za ovrednotenje terapij so v študijah uporabili različne motorične in funkcijске teste. Izsledki študij kažejo na izboljšanje motoričnih in funkcijskih sposobnosti roke zaradi funkcionalne električne stimulacije in s tem na primernost uporabe FES v rehabilitacijske namene. Prikazano je bilo tudi, da so pacienti, ki so izvajali terapijo, podprt s FES, v splošnem dosegli boljše končne rezultate pri motoričnih in funkcijskih testih kot pacienti v kontrolni skupini, ki je naloge izvajala brez FES [26, 27].

Bowman s sodelavci [29] je predstavil zanimiv pristop, v katerem je združil hoten nadzor ekstenzije zapestja in FES. Naloga osebe, ki je vadila z izvirnim sistemom, je bila s hotenim naporom doseči referenčni kot zapestja. Če je bil dosežen referenčni kot, se je sprožila stimulacija, ki je zapestje iztegnila do konca. Med vadbo je bila pacientu posredovana vidna povratna informacija o kotu zapestja ter referenci. Pacienti, ki so poleg običajnega terapevtskega programa dodatno vadili s predlaganim sistemom, so po štirih tednih dodatne vadbe dosegli večjo hoteno ekstenzijo zapestja in bili zmožni proizvesti večji navor v zapestju kot kontrolna skupina, ki je delala le po običajnem terapevtskem programu. Predpostavlja se, da FES pripomore pri reorganizaciji živčnih povezav in s tem k izboljšavi poškodovanega senzorično-motoričnega mehanizma, predvsem kadar je kombinirana s hotenim naporom bolnika [30]. Tudi nekatere druge študije nakazujejo, da je kombinacija električne stimulacije in hotenega napora učinkovitejša pri povrnitvi funkcije roke kot uporaba samo električne stimulacije ali samo izvajanje nalog [31, 32, 33]. Bhatt in ostali [34] so izvedli poizkus, v katerem so dvajset oseb po kapi razvrstili v tri skupine. Prva skupina je izvajala terapijo z električno stimulacijo, ki je bila aktivirana s hoteno kontrakcijo mišic. Druga skupina je izvajala naloge pozicijskega sledenja. Tretja skupina pa je izvajala obe terapiji, najprej električno stimulacijo, nato pa še naloge sledenja. Rezultati študije kažejo, da kombinacija električne stimulacije in motoričnega učenja ni doprinesla k bistveno boljšim rezultatom, kot sta jih dosegli ostali dve skupini. Vendar pa se je samo v kombinirani skupini pokazala močna korelacija med funkcijskim izboljšanjem roke in možgansko reorganizacijo, ki jo je pokazalo slikanje

s funkcijsko magnetno resonanco. Takšen rezultat nakazuje, da je kombinacija obeh terapij bolj uspešna pri možganski reorganizaciji kot pa posamična terapija.

Poleg izboljšane motorike roke in/ali funkcije roke nekatere študije navajajo tudi terapevtske učinke uporabe FES sistemov. Le-ti so lahko dolgotrajni ali kratkotrajni, med njimi pa so: povečana moč mišic, povečan hoten obseg in hitrost gibanja ter zmanjšanje mišičnega tonusa oz. spastičnosti [23, 24, 28, 35, 36].

Osebe s poškodbo hrbtenjače, poleg izgube senzornih in motoričnih funkcij, pogostokrat spremljajo tudi druge težave. Ena izmed teh je spastičnost mišic [37, 38]. Spastičnost je po definiciji motnja senzorično-motoričnega nadzora zaradi poškodbe zgornjega motoričnega nevrona, zaradi česar prihaja do nemernih aktivacij mišic, ki se pojavljajo v presledkih ali pa so stalno prisotne [39]. Poleg omenjenega možnega učinka funkcionalne električne stimulacije na zmanjšanje spastičnosti mišic je bil takšen vpliv električne stimulacije na spastičnost mišic prikazan tudi v drugih študijah [40, 41, 42, 43, 44, 45, 46]. Seib in ostali [40] so uporabili površinsko električno stimulacijo nad mišico, ki je antagonist spastični mišici. V študiji je sodelovalo pet oseb s poškodbo možganov in pet oseb s poškodbo hrbtenjače. Po dvajsetminutni stimulaciji je bilo zabeleženo takojšnje zmanjšanje spastičnosti v 9/10 primerov, učinek električne stimulacije pa je trajal do štiriindvajset ur. Dewald in ostali [41] so stimulirali kožno področje nad spastično mišično skupino. Pri sedmih osebah po kapi od devetih je bilo opaženo zmanjšanje vrhov mišičnih navorov pri odzivu na raztegovanje, efekt pa je trajal vsaj trideset minut po stimulaciji. Hummelsheim in ostali [42] so izbrali kombiniran pristop, nekaj časa so stimulirali spastično mišično skupino, nekaj časa pa njihove antagoniste, pri tem pa je bila jakost stimulacije tolikšna, da je bila dosežena maksimalna fleksija oz. ekstenzija zapestja. Stimulacijska terapija je trajala dva tedna, dvakrat na dan po dvajset minut. Rezultati kažejo na zmanjšano spastičnost v obdobju dveh tednov po končani stimulacijski terapiji. Bajd in ostali [43] so uporabili transkutano električno nevrostimulacijo (angl. transcutaneous electrical nerve stimulation - TENS) za stimulacijo dermatomov, ki pripadajo istemu nivoju hrbtenjače kot spastična mišična skupina. Dermatom je kožno področje, ki ga ozivčujejo aferentni aksoni iz istega spinalnega živca. Študija na šestih osebah s poškodbo hrbtenjače je pokazala vidno zmanjšanje spastičnosti mišic pri treh osebah po dvajsetminutni stimulaciji. Učinek stimulacije je trajal do dve uri. Enak pristop k stimulaciji

aferentnih živčnih poti so imeli tudi Dimitrijević s sodelavci [44, 45, 46]. V ta namen so izdelali prevodno rokavico, ki je bila uporabljena kot elektroda. Tako so lahko s TENS stimulirali vsa kožna in mišična aferentna vlakna roke. V študijah so poročali tako o kratkoročnem efektu stimulacije na zmanjšanje spastičnosti kot tudi o trajnejšem zmanjšanju spastičnosti po več tednih dnevne stimulacije.

Študijo o stimulaciji rok s pomočjo rokavice so izvedli tudi Peurala s sodelavci [47]. Roko so stimulirali dvakrat dnevno po dvajset minut v obdobju treh tednov, vsi pacienti pa so bile osebe po kapi v kroničnem stanju. Skupina pacientov, ki je dobivala stimulacijo, je po koncu treh tednov kazala signifikantno izboljšanje senzorične in motorične funkcije roke v primerjavi s pacienti v placebo skupini. Velik napredok je bil opazen predvsem pri ekstenziji prstov. O pozitivnih učinkih stimulacije roke na motorične sposobnosti roke so poročali tudi Dimitrijević s sodelavci [44, 45, 46, 48]

V klinični praksi je nivo spastičnosti ponavadi ovrednoten s pomočjo lestvic za oceno mišičnega tonusa. Ena izmed takih lestvic, ki je pogosto uporabljena, je modificirana Ashwortova lestvica (angl. modified Ashworth scale - MAS) [49, 50]. V študijah pa so bile uporabljenе tudi druge metode za oceno vpliva električne stimulacije na nivo spastičnosti. Bajd s sodelavci [43] je pri merjenju spastičnosti spodnjih udov uporabil nihajni test. Dewald in ostali [41] poročajo o zmanjšani spastičnosti na osnovi zmanjšanih vrednosti vrhov navorov pri odzivu, Dimitrijevič in ostali [48] pa na osnovi povečanja območja premika ekstenzorjev zapestja in povečane hotene elektromiografske (EMG) aktivnosti mišic ekstenzorjev.

V eksperimentalnih študijah so bile kot evalvacisko orodje pri osebah s spastičnimi zgornjimi udji uporabljenе tudi naloge sledenja [21, 51]. Kurillo in ostali [21] so uporabili izometrične naloge sledenja sile prijema za evalvacijo zdravljenja spastičnosti fleksorjev prstov in zapestja z botulin toksinom. Meritve z nalogami sledenja so pokazale, da je zdravljenje z botulin toksinom vplivalo na izboljšane sposobnosti sledenja pacienta. McLellan in ostali [51] so primerjali pozicijsko sledenje kota v komolcu in izometrično sledenje sile. Med izvajanjem obeh nalog so merili tudi elektromiografsko aktivnost mišic bicepsa brachii, brachioradialis in tricepsa brachii. Na podlagi meritve pri dvanaestih osebah s spastično mišico bicepsa brachii so ugotovili, da sta bila vzorec in lokacija neprimerne aktivacije spastičnih mišic zelo podobna v obeh načinih sledenja. Takšni rezultati nakazujejo, da je neprimerna koaktivacija spastičnih mišic odvisna od prejetega

signalu mišicam in ni posledica njihovega raztezanja. Oba primera nakazujeta, da bi se z izometričnim sledenjem sile prijema dalo izmeriti vpliv zmanjšanja spastičnosti mišic.

Uporaba izometričnih nalog sledenja sile se je izkazala kot primerno orodje za ocenjevanje in urjenje senzorično-motoričnih sposobnosti zgornjih udov, vendar pa ne gre zanemariti ostalih možnosti, kjer pacient sodeluje z aktivno oz. hoteno mišično aktivnostjo. Takšne vaje so aktivno asistirane vaje, pri katerih oseba izvaja aktivni gib delno ali v celoti z zunanjim pomočjo, ter aktivne vaje proti uporu, kjer oseba poleg sile težnosti premaguje še dodatno silo [7]. Pri aktivnih vajah proti uporu delimo glede na mišično kontrakcijo vaje v izometrične in izokinetične. S takšnimi vajami se v kliničnem okolju prične takoj, ko je mišica sposobna poleg gibajočega se telesnega segmenta premagovati vsaj še minimalen dodatni upor [7]. V začetku je dodatna sila dovajana manualno s strani terapevta, kasneje pa s pomočjo pripomočkov ali aparatur. Pripomočki so navadno enostavni v obliki vzmeti, ročk, elastičnih trakov, pasov z možnostjo dodajanja uteži ali vrečk s peskom.

Za urjenje in ocenjevanja zgornjih udov je bilo razvitih več sistemov, katerih jedro predstavljajo robotski mehanizmi [52, 53, 54, 55, 56, 57, 58]. Prednosti tovrstnih sistemov so natančnost, ponovljivost pogojev, omogočanje dolgo trajajoče vadbe in sprotno merjenje napredka pacienta. Večji robotski mehanizmi so namenjeni predvsem vadbi rame in komolca, manjši pa zapestja in prstov. V večini primerov omogočajo delovanje v več načinu in omogočajo aktivno asistirane vaje, aktivne vaje proti uporu kot tudi pasivno razgibavanje. Za pogon robotskih mehanizmov so uporabljeni električni motorji, ki dovajajo energijo v sklop človek-stroj, zaradi česar je potrebno posebno pozornost posvetiti varnosti pacienta.

Pri izdelavi rehabilitacijske naprave, ki omogoča regulacijo navora v kolenu, so bile preizkušene naprave na osnovi magnetoreološke tekočine (angl. magnetorheological fluids - MR) [59, 60, 61]. Magnetoreološka tekočina pod vplivom magnetnega polja spreminja svoje reološke lastnosti, predvsem viskoznost, kar omogoča izdelavo naprave s spremenljivo upornostjo. Prednost takšnih naprav je v dobrem razmerju velikost-moč. Dodatna prednost so nizke vrednosti napetosti in tokov, ki so potrebni za krmiljenje same magnetoreološke naprave. Dong in ostali so v svojih študijah pokazali, da se da z uporabo magnetoreoloških tekočin

izdelati napravo, ki omogoča izometrične in izokinetične pogoje vadbe [59, 60, 61].

V okviru disertacije smo v prvem delu razvili sistem za urjenje in ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti rok, ki združuje naloge sledenja sile in funkcionalno električno stimulacijo. V ta namen smo izdelali napravo, ki omogoča merjenje sil ekstenzorjev in fleksorjev prstov v izometričnih pogojih. Nalogo sledenja sile je možno izvajati samo s hoteno aktivnostjo mišic ali v kombinaciji s FES, ki je zaprtozančno vodena glede na razliko med referenčno in dejansko silo prstov. Povratnozančna informacija o dejanski sili prijema je zagotovljena preko izmerjenih sil. Pred vsako vadbo je po namestitvi elektrod izvedena uglastitev regulatorja, ki skrbi za zaprtozančno vodenje električne stimulacije. Za nastavitev parametrov regulatorja smo v programskem okolju Matlab-Simulink zgradili model sistema, ki je vključeval modele električno stimulirane mišice, regulatorja in generatorja reference. Po namestitvi elektrod na mesto, kjer smo dobili želen odziv fleksije ali ekstenzije prstov, smo z merilno napravo izmerili odziv mišice na električno stimulacijo in z identifikacijskim postopkom določili model električno stimulirane mišice. Tega smo nato uporabili v simulacijskem modelu sistema, s katerim se je z optimizacijskim postopkom določilo ustrezne parametre regulatorja glede na kvaliteto sledenja referenčnemu signalu. Sistem za urjenje fleksorjev in ekstenzorjev prstov s pomočjo kombinacije naloge sledenja sile in FES v izometričnih pogojih smo preizkusili v kliničnem okolju pri štiritedenski vadbi dveh oseb s tetraparezo. Kot ocena uspešnosti terapije je služila napaka hotenega sledenja in hotena maksimalna sila.

V drugem delu smo opravili študijo o vplivu transkutane električne stimulacije (TENS) na senzorično-motoričnih sposobnosti pri pacientih s spastičnimi prsti. Študija smo opravili v kliničnem okolju, v njej pa sta sodelovali dve osebi s tetraparezo. Roko smo stimulirali s prevodno rokavico. Terapija s stimulacijo je trajala 20 minut dnevno, od ponedeljka do petka, štiri tedne zapored. Naloge sledenja in maksimalna sila smo izvedli trikrat na dan, in sicer pred terapijo, takoj po terapiji in po 20-minutnem premoru. S tem smo želeli izmeriti možni trenutni vpliv terapije s TENSom, meritve pa so omogočale tudi vpogled v senzorično-motorične sposobnosti čez celo obdobje trajanja terapije. Poleg meritve s sistemom za ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti rok je bila terapija ocenjena tudi z dvema kliničnima testoma, in sicer s funkcijskim testom roke po Jebsenu [62] in modificirano Ashworthovo lestvico [63]. Oba klinična testa

smo izvedli na začetku in koncu vsakega tedna. Z njima smo merili dolgoročni napredek obeh pacientov.

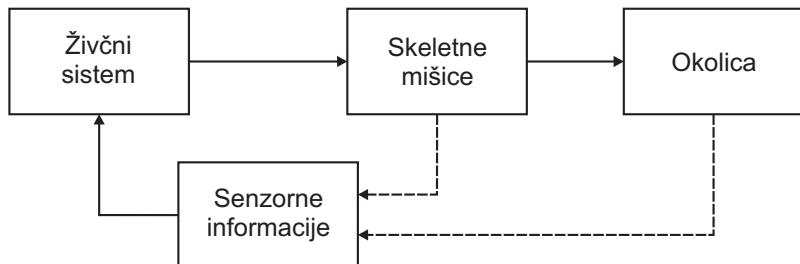
V tretjem delu smo izdelali prototip naprave, ki omogoča ocenjevanje in vadbo tudi v dinamičnih pogojih. Zasnovali smo jo na mehanskem členu, ki deluje na osnovi magnetoreološke tekočine. Celotno napravo smo osnovali tako, da omogoča urjenje mišic prstov in zapestja. S sistemom smo opravili več preliminarnih meritev na eni zdravi osebi, s katerimi smo preizkusili različne načine delovanja.

Originalni prispevki disertacije:

- Sistem za urjenje senzorično-motoričnih sposobnosti rok, osnovan na metodi sledenja sile in zaprtozančno voden funkcijski električni stimulaciji, ter postopek urjenja.
- Sistem za ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti roke, osnovan na metodi sledenja sile, in primerjava s kliničnimi testi.
- Izvirna naprava za ocenjevanje in urjenje senzorično-motoričnih sposobnosti roke, namenjena urjenju mišic fleksorjev in ekstenzorjev prstov ter zapestja v dinamičnih pogojih.

2. Človeški motorični sistem

Človeški motorični sistem je sestavljen iz treh enot: *skeletnega sistema*, ki tvori ogrodje celotnega telesa, *mišičnega sistema*, ki ga sestavljajo skeletne mišice in deluje kot sistem pogonov za premikanje skeleta, ter *živčnega sistema*, ki regulira delovanje skeletnih mišic. Motorično vodenje lahko ponazorimo kot zaprtozančni sistem, katerega shema je prikazana na sliki 2.1. Za hoten premik, npr. roke, živčni

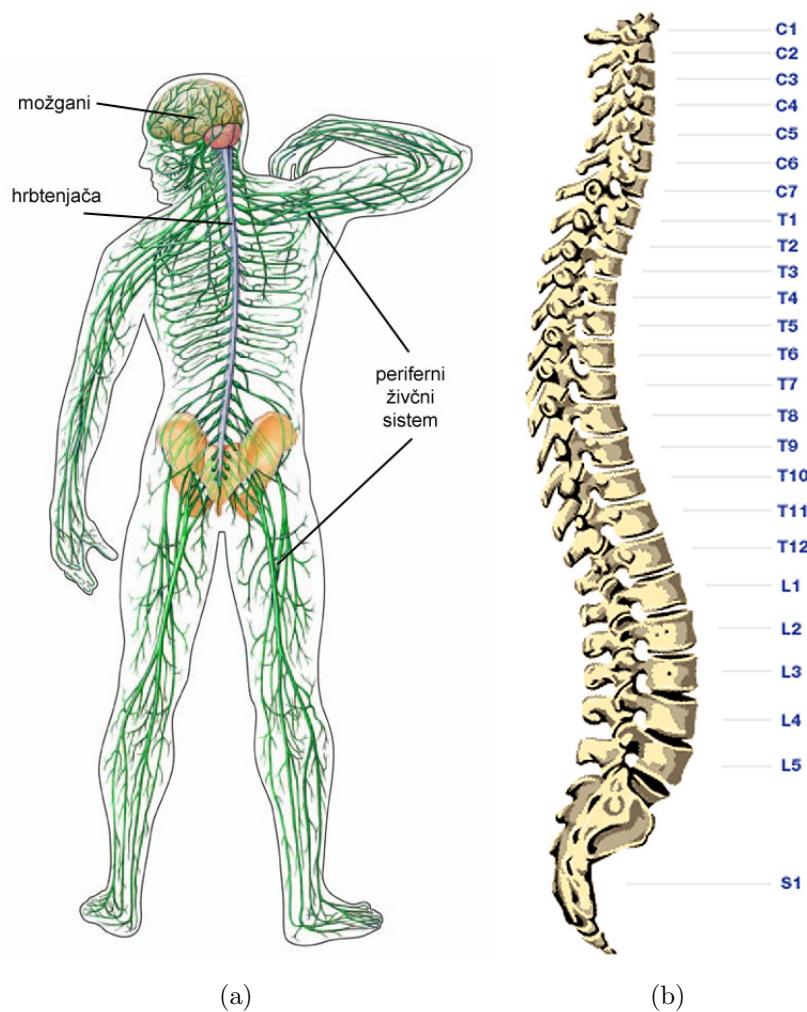


Slika 2.1: Shema motoričnega vodenja

sistem pošlje ustrezne ukaze skeletnim mišicam. Za uspešno izvedbo hotenega giba pa mora sistem pridobiti informacije o posledicah ukazov, poslanih po efferentnih živčnih poteh do mišic. Senzorne informacije živčni sistem pridobi iz mnogih receptorjev v telesu. Ti so *eksteroreceptorji*, ki sprejemajo dražljaje iz zunanjega okolja (npr. receptorji v koži, roženici), in *proprioceptorji*, ki sprejemajo dražljaje iz mišic, kit, sklepnih ovojnic, vestibularnega aparata [38]. Na podlagi senzornega dotoka pridobi motorični sistem podatke o legi predmetov v prostoru, kotih v sklepih, dolžini in napetosti mišic itd. [38]. Motorični mehanizem je torej povezan in funkcionalno odvisen od senzoričnih informacij.

2.1 Živčni sistem

Človeški živčni sistem lahko delimo na dva podsistema: *somatsko živčevje* in *vegetativno živčevje* [64]. Vegetativno živčevje ni pod kontrolo naše volje, vpliva pa na delovanje gladkega mišičja, srčne mišice in žlez. Somatsko živčevje je v glavnem pod vplivom naše volje, delimo pa ga na *centralni* ali *osrednji živčni sistem* (OŽS) in *periferni* ali *obkrajni živčni sistem* (PŽS). Osrednji živčni sistem skrbi za ko-



Slika 2.2: Osrednji in periferni živčni sistem (a), hrbtenica in oznake vretenc (b)

ordinirano delovanje telesa, procesira informacije in se nanje odziva. Sestavlajo ga možgani, hrbtenjača in možgansko deblo, ki povezuje hrbtenjačo z možgani. Možgani, hrbtenjača in PŽS so prikazani na sliki 2.2(a). OŽS leži v dveh telesnih

votlinah: lobanjski votlini in hrbteničnem kanalu [65]. Obe votlini sta obdani s kostnimi strukturami, ki varujeta osrednji živčni sistem pred poškodbami. Živci PŽS povezujejo OŽS s čutili in mišicami. Skoraj vsi obkrajni živci vsebujejo tako senzorne kot motorične aksone in jih zato imenujemo mešani živci. Živce, ki vsebujejo samo senzorne aksone, imenujemo senzorni živci, če pa vsebujejo samo motorične aksone, pa motorični živci. Možgane direktno z obrobjem povezuje 12 parov možganskih ali kranialnih živcev. Ti živci nikoli ne vstopijo v hrbtenjačo, oživčujejo pa predvsem glavo in vrat. Živci, ki povezujejo hrbtenjačo z obrobjem in so odgovorni za senzorno in motorično oživčevje telesa zunaj glave in vratu, so ti. hrbtenjačni ali spinalni živci. Teh živcev ima človek 31 parov: 8 vratnih, 12 prsnih, 5 ledvenih, 5 križnih in 1 trtičnega [64]. Imenujejo se po vretencih hrbtenice in pripadajočih medvretenčnih odprtinah, iz katerih izhajajo (glej sliko 2.2(b)). Vsi hrbtenjačni živci so mešani živci, z morebitno izjemo živca C1 in trtičnega živca, v katerih je senzorna komponenta pogosto odsotna.

Zgornja uda senzorično in motorično oživčuje oživčuje 5. do 8. vratni (cervikalni) in prvi prsni živec [64]. Čeprav ima človek sedem vratnih vretenc (C1-C7), je parov vratnih živcev osem (C1-C8). Vsi pari živcev, razen C8, izhajajo nad imensko pripadajočim vretencem, osmi par (C8) pa pod vretencem C7. Dvanajst prsnih živcev (T1-12) izhaja pod imensko pripadajočem vretencu. V tabeli 2.1 so podani živci, ki oživčujejo zgornje ude, in njihova pripadajoča funkcija [38, 66].

Segment	Funkcija
C5	abdukcija nadlakti
C5, C6	fleksija komolca
C6, C7	ekstenzija komolca in zapestja, pronacija zapestja
C7, C8	ekstenzija komolca, fleksija zapestja
C8	fleksija prstov
C8, T1	abdukcija in addukcija prstov

Tabela 2.1: Segmenti in pripadajoče funkcije živcev, ki oživčujejo zgornje ude

2.1.1 Poškodba hrbtenjače

Do poškodb hrbtenice pride največkrat ko je le-ta izpostavljena velikim zunanjim silam, ki nastopijo npr. v prometnih nesrečah, padcih, skokih v vodo na

glavo, strelnih ranah itd. [67]. Zaradi poškodbe hrbtenice pa lahko pride tudi do poškodbe hrbtenjače. Posledice poškodbe hrbtenjače se razlikujejo glede na tip in nivo poškodbe, v splošnem pa jih lahko opredelimo kot *popolne* in *nepopolne poškodbe* [38]. Pri popolni poškodbi pride do prekinitev hrbtenjače in oseba od nekega nevrološkega nivoja¹ navzdol nima več senzornih in motoričnih funkcij. Pri nepopolni poškodi pa oseba ohrani nekaj senzorično-motoričnih funkcij pod nivojem poškodbe hrbtenjače.

Poškodba v višini prsnih, ledvenih ali križnih vretenc privede do stanja, imenovanega *paraplegija*. Kot posledica se kaže ohromelost spodnjih udov. Kadar je poškodba v višini vratnega dela, govorimo o *tetraplegiji* oz. o *tetraparezi*, če je poškodba nepopolna. Poleg ohromelosti spodnjih udov pride tudi do popolne ali delne ohromelosti zgornjih udov.

Za klasifikacijo poškodbe hrbtenjače v klinični praksi uporabljam lestvico, ki jo je definirala The American Spinal Injury Association (ASIA) [38, 68]. Lestvica je poznana pod imenom ASIA lestvica okvare (angl. ASIA impairment scale), definicija njenih petih kategorij pa je podana v tabeli 2.2. Pacient je razvrščen

A	popolna: Ni ohranjene motorične in senzorne funkcije pri križničnih segmentih S4-S5.
B	nepopolna: Ohranjena senzorna, ne pa motorična funkcija pod nevrološkim nivojem, vključujuč križnična segmenta S4-S5.
C	nepopolna: Motorična funkcija je ohranjena pod nevrološkim nivojem in več kot polovica ključnih mišic pod nevrološkim nivojem je dobila oceno manj kot 3.
D	nepopolna: Motorična funkcija je ohranjena pod nevrološkim nivojem in vsaj polovica ključnih mišic pod nevrološkim nivojem je dobila oceno 3 ali več.
E	normalna: Motorične in senzorne funkcije so normalne.

Tabela 2.2: Lestvica poškodbe ASIA

v določeno kategorijo na podlagi ocen motoričnih in senzornih funkcij. Pri motoričnih funkcijah se ocenjuje moč desetih ključnih skupin skeletnih mišic z oce-

¹Nevrološki nivo je najnižji nivo, pri katerem so ohranjene motorične in senzorne funkcije.

iami od 0 do 5. Pri senzornih funkcijah se za vsak dermatom ocenjuje občutek na lahek dotik in zbodljaj z buciko, in sicer z ocenami od 0 do 2.

2.2 Morfologija in fiziologija skeletnih mišic

Skeletna mišica opravlja mehansko delo s krčenjem, ki aktivno poteka le v smeri skrajšanja mišice. Sama mišična relaksacija je povsem pasivna in je v bistvu prenehanje proizvajanja sile. Mišica se raztegne zaradi vpliva zunanje sile, npr. gravitacije ali krčenja antagonistične mišice. Za premik večine sklepov, ki jih lahko modeliramo kot rotacijski sklep z eno prostostno stopnjo, uporabljamo dve mišični skupini, ki delujta kot par agonist-antagonist. Ena mišična skupina premika sklep v eno smer, druga v nasprotno. Takšen primer pri zgornjih udih med drugimi predstavljalata dvoglava nadlahtna mišica (biceps) in troglava nadlahtna mišica (triceps). Medtem ko biceps krči komolec, ga triceps izteguje.

Skeletna mišica je sestavljena iz svežnjev mišičnih vlaken, ki so obdana z vzdražljivo membrano - sarkolemo, na katero je preko motorične ploščice priključen motorični nevron [69, 70]. Le-ta oživčuje več mišičnih vlaken. Skupini vlaken, ki jo oživčuje en nevron, pravimo motorična enota. Mišice, ki so zadolžene za grobe gibe, npr. mišice nog, imajo majhno število motoričnih enot, vendar vsaka od teh vsebuje veliko število mišičnih vlaken. Nasprotno pa imajo mišice, ki so zadolžene za fine gibe, npr. obrazne mišice, veliko motoričnih enot, vsaka od teh pa ima majhno število mišičnih vlaken. Vlakna motorične enote ne ležijo skupaj, ampak so razporejena po mišici, kar omogoča preciznejšo kontrolo gibov.

Vzdraženje mišice z enim impulzom, ki prispe po motoričnem nevronu, povzroči hitro in kratkotrajno kontrakcijo ene motorične enote, kar se odraža kot trzaj. Za dalj časa trajajočo kontrakcijo je potreben vlak impulzov, frekvenca impulzov pa določa intenziteto končne mišične kontrakcije. Pri hotenih gibih nevrogeni mehanizmi v OŽS skrbijo, da sta število motoričnih enot ter frekvenca impulzov po motoričnem nevronu določena na način, ki je za določen gib optimalen [69]. Za vzdrževanje konstantne napetosti mišice, ki je npr. potrebna pri prijemu, nevrogeni mehanizmi v OŽS poskrbijo za zaporedno aktivacijo posameznih motoričnih enot tako, da se naslednja motorična enota aktivira, preden se zadnja aktivirana motorična enota sprosti. Takšno asinhrono rekrutiranje motoričnih enot omogoča gladek odziv mišice brez trzajev, kar imenujemo *tetanična kontrak-*

cija, pri frekvenci impulzov okoli 6-8 Hz [71]. Zaradi asinhronega rekrutiranja se mišica utruja počasi, saj je vsaka motorična enota aktivna samo del časa [71].

Mišica je sestavljena iz dveh vrst mišičnih vlaken: rdečih in belih [69, 70]. Njuno razmerje v mišici je odvisno od naloge, ki jo določena mišica opravlja. Kjer so potrebni hitri premiki, je mišica sestavljena iz pretežno hitrih belih oz. fazičnih vlaken, zaradi česar je mišica bolj blede barve in ji pravimo bela mišica. Bela vlakna imajo malo mioglobina, velike zaloge glikogena in se hitro utrujajo. V eni motorični enoti bele mišice se nahajajo dva do tri vlakna. Rdeče oz. počasne mišice so sestavljene iz pretežno rdečih oz. toničnih vlaken. Svojo rdečo barvo imajo zaradi mioglobina in številnih krvnih kapilar. Imajo manjše zaloge glikogena in manjša vlakna kot bele mišice, vendar so odpornejše na mišično utrujanje. V eni motorični enoti se nahaja tudi po 1000 vlaken. Dolgo je veljalo, da lastnost mišice določajo posebne trofične snovi, ki jih izločajo aksonski končiči [69]. Poskusi pa so pokazali, da lastnost mišične celice določa nevron, s katerim je le-ta ozivčena, oz. frekvenca, s katero akcijski potenciali pripotujejo po živčnem vlaknu do mišične celice.

Glede na hoteno mišično kontrakcijo lahko govorimo o *izometrični* in *izotonični* kontrakciji [69]. Izometrična kontrakcija je definirana kot krčenje mišice z zvečanjem tonusa pri nespremenjeni dolžini. Pri iztonični kontrakciji pa dosežemo krčenje mišice s skrajšanjem dolžine, pri tem pa je mišični tonus konstanten. Večina gibov, ki jih človek opravlja v vsakodnevnom življenju, je kombinacija obeh vrst kontrakcije.

3.

Vadba z nalogami sledenja in FES

3.1 Funkcionalna električna stimulacija

Glavni namen funkcionalne električne stimulacije je proizvesti funkcionalen gib zgornjega ali spodnjega uda, kakršen je npr. pri prijemu ali hoji. FES sistemi se uporabljajo v terapevtske in funkcionalne namene. Za čim boljši uspeh mora biti uporaba FES sistema usklajena z rehabilitacijskim programom, pri čemer je zaželena uporaba že v zgodnjem obdobju rehabilitacije [4]. Za ta namen so primernejši FES sistemi, ki uporabljajo površinske elektrode. V kolikor funkcionalnost uda ni povrnjena in je pacient še zmeraj odvisen od FES pri opravljanju vsakodnevnih opravil, se lahko odloči, da bo uporabljal FES sistem kot ortotično napravo. Za uporabo takšnega sistema morajo biti zadoščeni določeni pogoji. V nekaterih primerih je narava okvare takšna, da onemogoča uporabo funkcionalne električne stimulacije. Takšna stanja so npr. spremembe v perifernem živčevju, ki zmanjšujejo električno ekscitabilnost, spremembe v samih mišicah, ki zmanjšujejo mišične kontrakcije, težave z namestitvijo elektrod ali zahteve po premočni električni stimulaciji [4, 70].

Uporaba FES sistemov za zgornje ude je namenjena osebam s tetraplegijo ali tetraparezo, osebam s hemiplegijo (npr. osebe po možganski kapi) in ostalim osebam, ki imajo okvarjeno motorično funkcijo zgornjega uda kot posledico poškodbe zgornjega motoričnega nevrona.

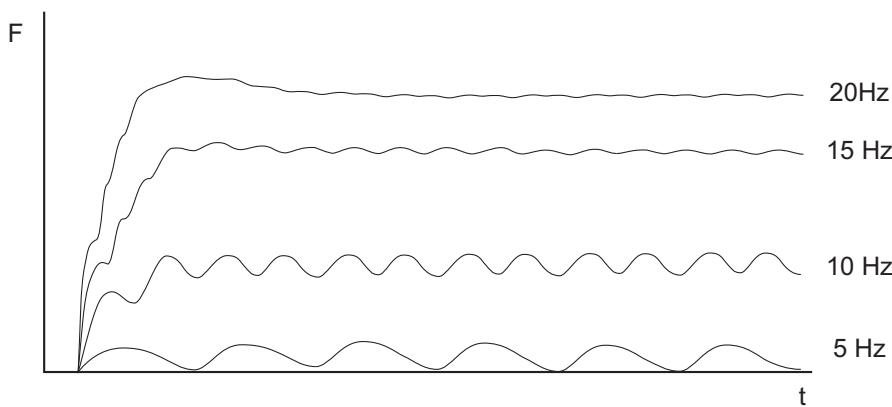
3.1.1 Fiziologija električno stimulirane mišice

Podobno kot pri hotenem vzdraženju mišice je tudi pri električni stimulaciji za gladek odziv mišice potreben vlak impulzov, kakršen je prikazan na sliki 3.1. Električni stimulacijski impulzi si sledijo na določen čas - periodo, katere inverzna



Slika 3.1: Vlak stimulacijskih pulzov

vrednost pomeni njihovo frekvenco. Pri prenizki frekvenci vzdraženja kontrakcija mišice zamre, preden se pojavi naslednji impulz. Z večanjem frekvence vzdraženja mišice postajajo gibi vse manj trzajoči in bolj zvezni, kot je prikazano na sliki 3.2. Tetanično kontrakcijo mišice s FES dosežemo s frekvencami med 20 in 40

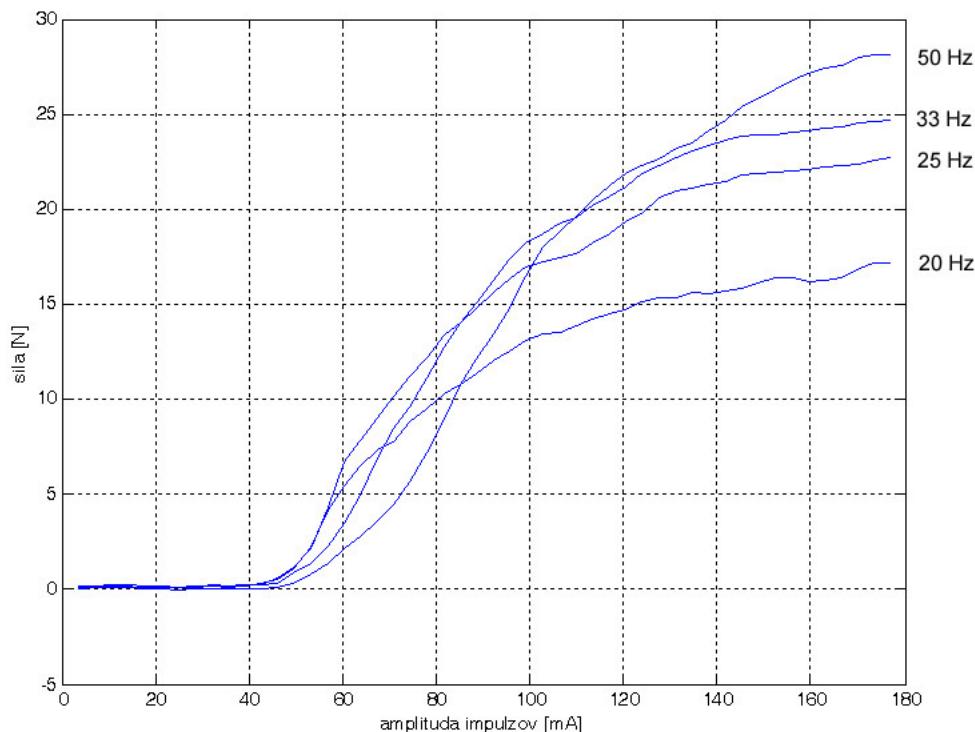


Slika 3.2: Nastanek tetanične kontrakcije

Hz [71]. Motorične enote se namreč, za razliko od naravne asinhronne aktivacije, pri FES rekrutirajo sinhrono, kar pomeni, da so vzdražene naenkrat. Zaradi tega se električno stimulirane mišice v primerjavi z mišicami pod nadzorom OŽS tudi hitreje utrujajo [71]. Poleg tega imajo motorični nevroni hitrih mišičnih vlaken, kot tudi vlakna sama, večji premer kot počasna mišična vlakna. Zaradi tega se

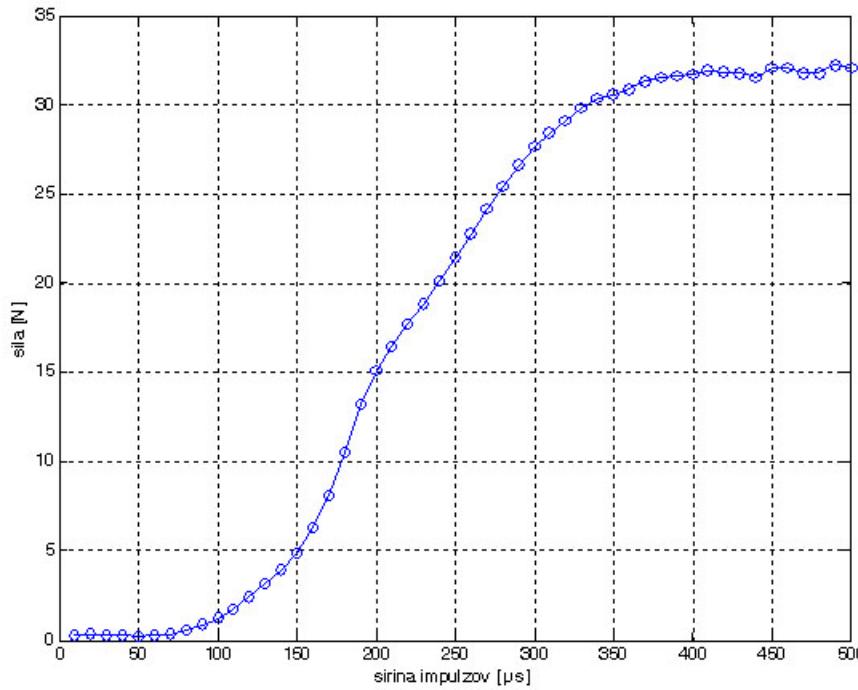
pod vplivom električne stimulacije hitra mišična vlakna hitreje vzdražijo [71]. Ta vlakna se torej aktivirajo pred počasnimi, kar je v nasprotju s hoteno aktivacijo mišice, kjer so najprej aktivirana počasna in šele, ko je potrebno, hitra mišična vlakna [71].

Poleg vpliva na gladkost odziva spreminjanje stimulacijske frekvence vpliva tudi na jakost odziva, kot je prikazano na sliki 3.3 [70]. Vidimo, da mišica pri nižjih frekvencah proizvede nekoliko manjšo silo, z večanjem frekvence pa se ta povečuje. S slike je razviden tudi nelinearen odziv mišice na električno stimu-



Slika 3.3: Vpliv stimulacijske frekvence na jakost odziva

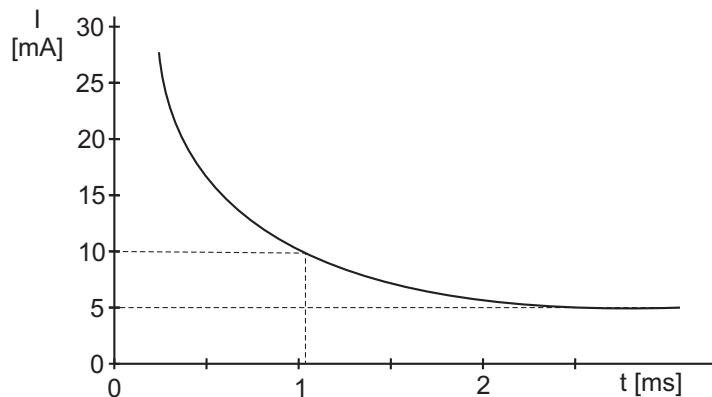
lacio. Na odziv mišice namreč vplivata tudi amplituda in širina stimulacijskih impulzov. Slika 3.4 prikazuje odvisnost sile od impulzne širine pri konstantni amplitudi stimulacije. Pod določenim pragom ne dobimo odziva mišice. Ko ta prag presežemo, se začno mišična vlakna aktivirati oz. krčiti. Širši kot je stimulacijski impulz, več vlaken je vzdraženih, zaradi česar je sila kontrakcije večja. Vsa mišična vlakna se ne vzdražijo naenkrat, ker imajo različne prage vzdražljivosti in so različno oddaljena od elektrod. Ko so aktivirana vsa mišična vlakna, dosežemo



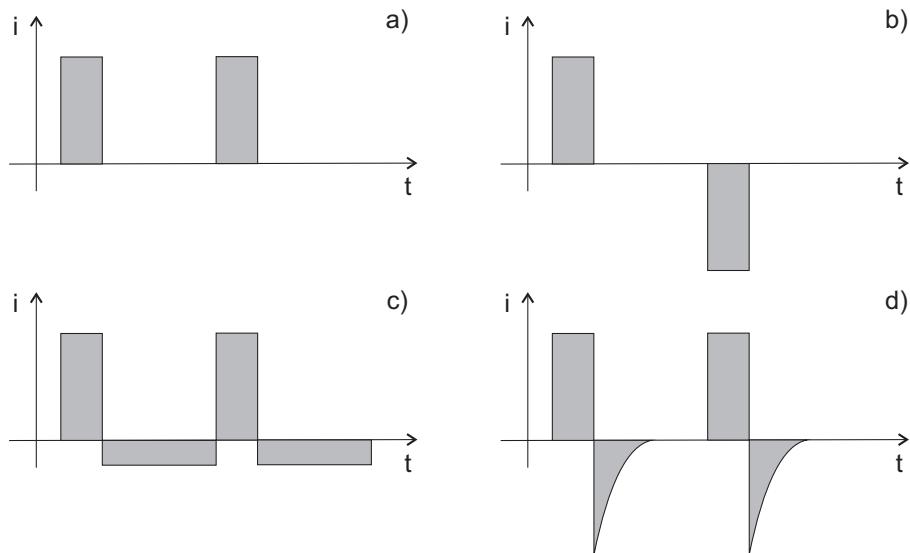
Slika 3.4: Odvisnost sile od impulzne širine pri konstantni amplitudi stimulacije

nasičenje in sila kontrakcije se ne povečuje več. Podobno karakteristiko dobimo pri spremenljivi amplitudi in konstantni širini impulzov. Na splošno velja, da je z zmanjšanjem enega od parametrov potrebno drugega povečati, da dobimo enako jakost odziva. Kateri parameter bomo spremajali pri stimulaciji, je odvisno od več faktorjev, ki jih je treba vzeti v zakup: linearost, s katero se rekrutirajo mišična vlakna, injiciran električni naboj ter zahtevnost implementacije in kontrole električnega vezja, ki generira električne impulze [72]. Funkcijsko odvisnost med amplitudo in impulzno širino, pri kateri dobimo minimalni odziv mišice, imenujemo intenzivnostno-časovna krivulja ali kraje I/T krivulja, ki je prikazana na sliki 3.5. Če je amplituda električnega impulza premajhna, potem kljub večanju impulzne širine ne bomo dobili odziva misice in obratno.

Stimulacijski impulzi so praviloma pravokotne oblike. Uporabljeni je lahko tudi katera druga oblika impulza, glavni pogoj je le, da je dvižni čas dovolj hiter, da depolarizira membrano nevrona [72]. Stimulacijski impulzi so lahko monofazični ali bifazični (glej sliko 3.6). Uporaba bifaznih impulzov ima več prednosti pred uporabo monofaznih predvsem pri implantni stimulaciji. Pri stimulaciji pride namreč v mišično-živčnem tkivu do sprememb Ph vrednosti, kar lahko



Slika 3.5: Intenzivnostno-časovna (I/T) krivulja

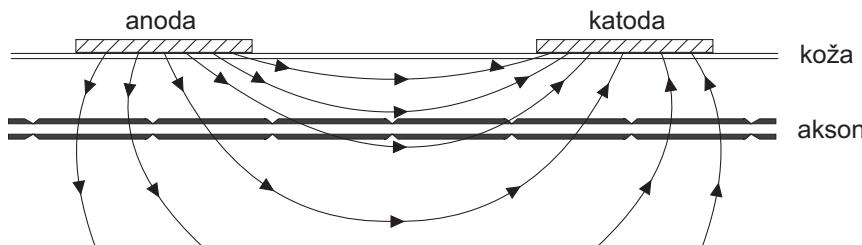


Slika 3.6: Oblika stimulacijskih impulzov: a) monofazični; b), c), d) bifazični

privede do poškodb tkiva. V okolini katode se Ph vrednost povečuje (okolje postane bolj bazično), medtem ko se pri anodi zmanjšuje (okolje postane bolj kislo). Čeprav z uporabo izmeničnih signalov povsem ne odpravimo kemičnih sprememb na koži in v tkivu, jih močno zmanjšamo. Poleg tega to omogoča uporabo večjega električnega naboja pri stimulaciji brez povzročitve poškodb. Uporaba bifazičnih stimulusov tudi preprečuje počasno propadanje implantiranih elektrod, pri površinskih elektrodah pa je stimulacija za pacienta prijetnejša.

3.1.2 Površinske elektrode

S površinskimi elektrodami vzdražimo motorični živec, s katerim je oživčena mišica, ki jo želimo aktivirati. Električni naboј, ki ga potrebujemo za vzdraženje živca, je namreč bistveno manjši, kot če bi žeeli vzdražiti mišico direktno. Ko stimulator pošlje na elektrode električni tok, se med elektrodama vzpostavi električno polje (glej sliko 3.7) in ioni vzpostavijo električni tok v tkivih. Elektrodo, pri kateri električni tok vstopa v tkivo, imenujemo anoda, elektrodo, pri kateri tok izstopa, pa katoda. Ker je električni potencial pri anodi večji, jo imenujemo pozitivna elektroda. Katodo z nižjim potencialom imenujemo negativna elektroda. Pozitivno in negativno elektrodo namestimo na površino kože vzdolž mišice, ki jo želimo stimulirati. Glede na polariteto postavimo elektrodi tako, da dobimo funkcionalno najboljši gib [70]. Pri FES sistemih, ki uporabljajo več kanalov,



Slika 3.7: Polje med elektrodama

poznamo monopolarno in bipolarno namestitev elektrod [73]. Pri monopolarni konfiguraciji ima vsak kanal po eno anodo in eno katodo. Negativna elektroda je pri taki konfiguraciji običajno manjša od pozitivne in je nameščena v bližini živčnega vlakna, ki ga želimo stimulirati. Ker se v njeni bližini zgodi depolarizacija membrane nevrona, jo imenujemo tudi aktivna elektroda. Pri bipolarni namestitvi elektrod pa imajo kanali skupno anodo, katode pa so lahko uporabljeni za stimulacijo različnih mišic ali pa za stimulacijo samo ene mišice. V slednjem primeru lahko s sekvenčno stimulacijo različnih katod zmanjšamo frekvenco stimulacije za polovico [72]. Pozitivna in negativna elektroda sta v večini primerov enakih velikosti.

Aktivna površina elektrod je eden od pomembnih dejavnikov, ki vplivajo na učinkovitost električne stimulacije. Z večjimi elektrodami dosežemo močnejšo kontrakcijo mišice, obenem pa je tudi gostota toka manjša, kar posledično zmanjša neprijeten občutek na površini kože [70]. Slaba stran velikih elektrod je, da zaradi

velikega območja, ki ga pokrijejo, ne omogočajo selektivne izbire manjših mišic. Zaradi navedenega velike elektrode ne pridejo v poštev pri stimulaciji zgornjih udov, v katerih je veliko manjših mišic na majhnem prostoru. Aktivna površina elektrod znaša od 2 do 50 cm². Elektrode s površino 2 do 4 cm² uporabljam za stimulacijo živcev blizu površine kože, elektrode z 8 cm² za manjše mišice, kot so mišice zgornjega uda, in elektrode s 25 cm² ali več za večje mišice, kot so npr. fleksorji in ekstenzorji kolena.

Naslednji pomembni dejavnik pri stimulaciji je impedanca med elektrodo in kožo. Ker želimo, da je impedanca čim manjša, s čimer zagotovimo večje pre-vajanje ter manjšo izgubo energije, elektrode navlažimo z vodo ali s posebnimi prevodnimi geli. Kadar upornost pod elektrodo ni enakomerna, lahko pride do opeklina na mestih, kjer se je povečala gostota električnega toka. Ta problem je pereč predvsem pri tokovnih stimulatorjih. Pri napetostnih stimulatorjih se s povečano upornostjo zmanjša tok, ki teče v tkivo, kar prepreči opeklino, vendar pa zmanjšanje toka lahko povzroči zmanjšanje ali prenehanje kontrakcije stimuli-rane mišice. Tkiva imajo impedanco med 10 in 100 Ω [72]. Več kot je maščobnega tkiva, višja je upornost, zaradi česar je potrebno povečati stimulacijske impulze. Slab prevodnik električnega toka so tudi kosti, tako da s površinskimi elektrodami ne moremo stimulirati mišic pod njimi. Podobno je zaželeno, da je impedanca elektrod čim manjša. Ta je frekvenčno odvisna in ima vrednost nekje med 500 Ω in 5 kΩ, kar povzroča fazni zamik približno od 10 do 30 stopinj [72]. Pomembno vlogo pri stimulaciji igra tudi razdalja med elektrodama [70]. Kadar sta si elektrodi blizu, potem se tok v tkivu zaključuje bolj ob površini. Če želimo z električnim poljem doseči globlje ležeča živčna vlakna, moramo povečati razdaljo med elektrodama. Pomembno je, da koža med elektrodama ni preveč vlažna, saj se v tem primeru tok zaključuje po površini kože, posledica pa je neprijeten pekoč občutek na koži in zmanjšanje ali celo prenehanje mišične kontrakcije. Glavna prednost površinskih elektrod pred podkožnimi je, da omogočajo FES sistemu večjo fleksibilnost za uporabo pri različnih rehabilitacijskih programih in zdravljenjih [4]. Površinske elektrode je namreč možno relativno hitro sneti in prestaviti na drugo mesto stimulacije, z razliko od podkožnih, kjer je potreben večji ali manjši kirurski poseg. Ima pa uporaba površinskih elektrod tudi nekaj pomanjkljivosti. Ena takih je gotovo zahtevno nameščanje elektrod vzdolž mišice, kajti včasih lahko že majhen premik elektrode za zgolj nekaj milimetrov opazno spremeni odziv mišice [70]. Poleg tega lahko med stimulacijo pride do neželenega pre-

mikanja kože glede na živčno-mišično tkivo. Tudi če je elektroda na koži na istem mestu, se oddaljenost od živca spreminja, zato dobimo precejšnjo neponovljivost gibov. Pri stimulaciji s površinskimi elektrodami poleg draženja želenega živca ali mišice dražimo tudi bolečinske receptorje v koži. Na srečo imajo pacienti pogosto zmanjšano senzibilnost ali pa je sploh nimajo, tako da občutek bolečine ni tako pereč. Kot zadnje omenimo še slabo selektivnost, kadar želimo stimulirati majhne mišice ali mišice, ki ležijo globlje pod kožo. Globlje ležečih mišic namreč ni mogoče stimulirati, ne da bi prej vzdražili plitveje ležeče mišice.

3.1.3 Vodenje FES sistemov

Enega večjih problemov funkcionalne električne stimulacije zgornjih udov zagotovo predstavlja upravljanje FES sistemov. Še posebno velja to za osebe s tetraplegijo, ki imajo okvarjena oba zgornja uda, zaradi česar imajo zelo omejene možnosti glede izbire načina upravljanja rehabilitacijskega pripomočka. Več možnosti se ponuja osebam s hemiplegijo, saj lahko z neokvarjenim zgornjim udom upravlja FES napravo.

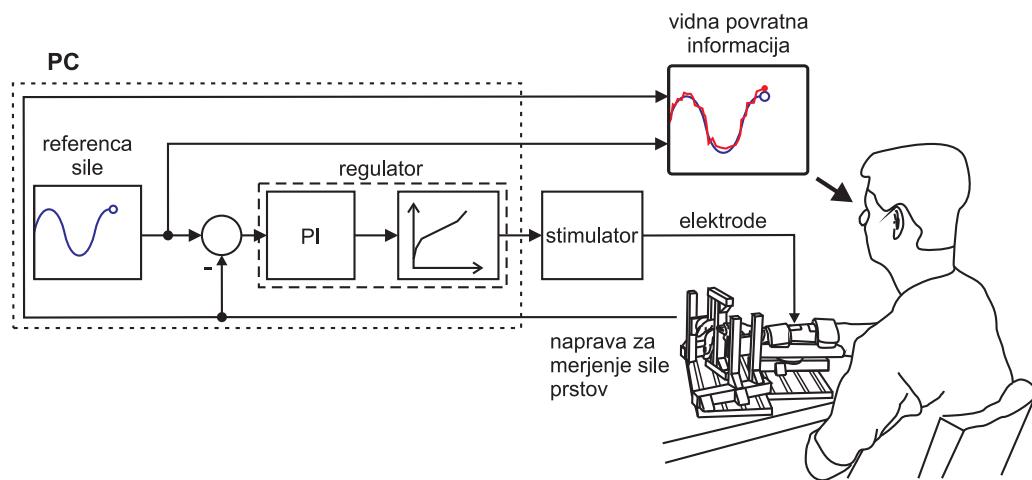
Večina FES sistemov, ki se jih uporablja v kliničnih okoljih, so odprtozančno krmiljeni sistemi ali sistemi, krmiljeni na osnovi končnih stanj [71]. Pri odprtozančno krmiljenih sistemih mora pacient sam nadzorovati kontrolne signale električne stimulacije. Za upravljanje FES se ponavadi izbere neko drugo zdravo mišico [70]. Največkrat je za krmiljenje izbran premik rame ali premik zapestja. Slabost tovrstnega vodenja je v potrebi uporabnika, da stalno nadzoruje FES sistem. Poleg tega se za krmilno mišico ne sme izbrati mišice oz. giba, ki je po svoji naravni funkciji bolniku nujno potreben. Do težave pride tudi, ko bolniku ne zadošča povrnitev ene same funkcije. Več funkcij pa zahteva več krmilnih signalov, ki jih bolnik težko proizvede. Pri načinu kontrole stimulacije na osnovi končnih stanj uporabnik sproži vnaprej določen program oz. sekvenco stimulacije. Program(e) je ponavadi potrebno prirediti za vsakega pacienta posebej, glede na njegovo stanje živčno-mišičnega sistema. Slabost tovrstnega vodenja je v nezmožnosti popravljanja odziva na električno stimulacijo med samo uporabo FES sistema.

Vodenje, ki omogoča avtomatsko korigiranje odziva na električno stimulacijo, je zaprtozančno vodenje. V ta namen potrebuje takšen sistem povratnozančno

informacijo iz okolja, ki jo dobi preko senzorjev sil, navorov in premikov [74, 75, 76, 77].

3.2 Sistem za urjenje roke

Shema sistema za urjenje roke, ki temelji na sledenju sile v kombinaciji s funkcionalno električno stimulacijo, je prikazana na sliki 3.8. Sistem smo izdelali za urjenje fleksorjev in ekstenzorjev prstov z izvajanjem naloge sledenja sile. Silo prstov merimo s pomočjo posebej za to izdelane naprave (glej poglavje 3.2.1). Dejanska sila prstov in referenčna sila sta uporabniku prikazana na računalniškem zaslonu. Sistem omogoča izvajanje naloge sledenja s hoteno aktivnostjo pacienta ali v kombinaciji s FES. Funkcionalna električna stimulacija je vodena zaprtozančno glede na razliko med referenčno ter izmerjeno silo prstov in pomaga pacientu pri njegovem hotenem naporu.

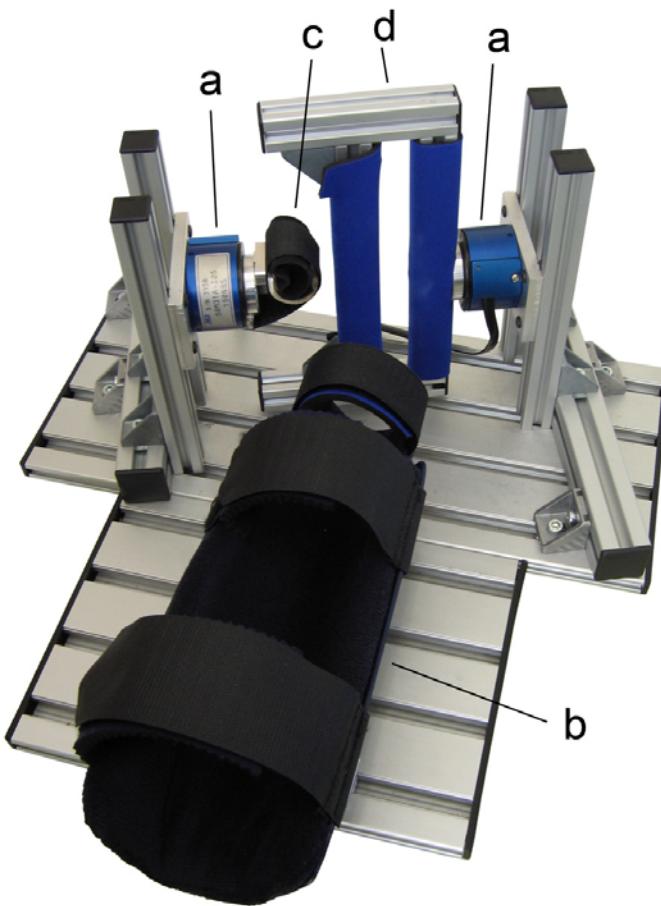


Slika 3.8: Shema sistema za urjenje roke

Celoten sistem se vodi s programom, ki teče na osebnem računalniku (PC) z operacijskim sistemom Windows XP. S programsko opremo se zajemajo signali iz naprave za merjenje sile prstov, prikazuje referenčno in dejansko silo prstov na računalniškem ekranu, vodi električni stimulator in shranjuje podatke. Program se izvaja s frekvenco 100 Hz v mehkem realnem času (angl. soft real time), kar pomeni, da se programska zanka izvaja s taktom 10 ms s toleranco ± 1 ms. Posamezni sklopi sistema so podrobneje opisani v nadaljevanju.

3.2.1 Naprava za merjenje sile prstov

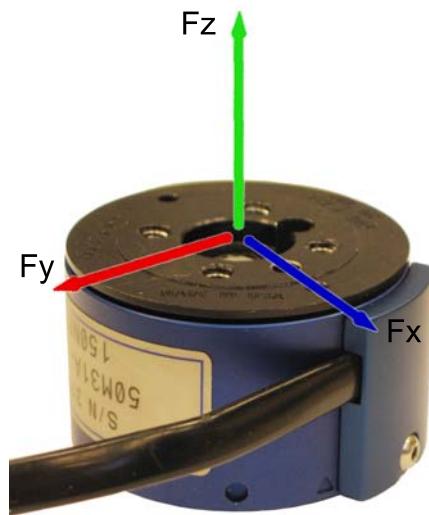
Za merjenje sile prstov smo razvili napravo, ki je prikazana na sliki 3.9. Ogrodje je sestavljeno iz aluminijastih profilov (Bosch Rexroth AG), na katere sta pritrjena dva senzorja sil in navorov (JR3, 50M31A-I25, Inc., Woodland, CA, USA) ter podpora za podlaket. Senzor sile 50M31A-I25 je namenjen merjenju sil do 150 N v smeri x in y , ter do 300 N v z smeri. Smeri sil so prikazane na sliki 3.10. Zaradi uporabe aluminijastih profilov je možno spremnijati lego obeh senzorjev in podpore, kar omogoča prilagoditev naprave pacientovi roki. Postavitev sen-



Slika 3.9: Naprava za merjenje sile prstov: a - senzorja sil in navorov, b - podpora za podlaket, c - pritrditev za palec, d - pritrditev za kazalec, sredinec, prstanec in mezinec

zorjev, kot je prikazana na sliki 3.9, omogoča merjenje sile prstov desne roke. Z zamenjavo levega in desnega senzorja pa je naprava prilagojena za merjenje leve

roke. Prvi senzor meri silo palca, drugi pa skupno silo preostalih štirih prstov, ki delujejo v opoziciji. Pritrditev za palec je izdelana iz pleksi stekla. Vanjo je prst pritrjen z Velcro trakom. Za kazalec, sredinec, prstanec in mezinec je pritrditev izdelana iz dveh paralelnih aluminijastih profilov, katerih medsebojna razdalja je nastavljiva. Na ta način je gibanje prstov popolnoma omejeno v smeri ekstenzije in fleksije. Postavitev obeh senzorjev in obeh pritrditev tako omogoča merjenje izometričnih sil fleksorjev in ekstenzorjev prstov. Podatki z obeh senzorjev sil so zajemani s PCI vmesniško kartico s frekvenco 100 Hz ter filtrirani v realnem času z integriranim filtrom z mejno frekvenco 31,25 Hz.



Slika 3.10: Smer sil pri JR3 senzorju

Roka je poleg fiksacije prstov v napravo vpeta še s podporo za podlaket. S tem ja zagotovljena izbrana lega zapestja in preprečeno premikanje roke med vadbo. Zaradi uporabe površinskih elektrod lahko že majhen premik roke močno spremeni odziv na stimulacijo.

3.2.2 Električni stimulator

Za električno stimulacijo smo uporabili štirikanalen električni stimulator, razvit v Laboratoriju za robotiko in biomedicinsko tehniko, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani. Prikazan je na sliki 3.11. Stimulator je računalniško voden preko serijske povezave RS–232. Izhodi stimulatorja so monofazni tokovni

impulzi z maksimalnim trajanjem 1,29 ms in maksimalno amplitudo 100 mA. Trajanje posameznega impulza lahko določimo na $10 \mu\text{s}$, amplituda pa na 0,4 mA natančno. Zaradi zagotavljanja varnosti se stimulator napaja z baterijami, povezava z osebnim računalnikom pa je galvansko ločena. Od štirih izhodnih



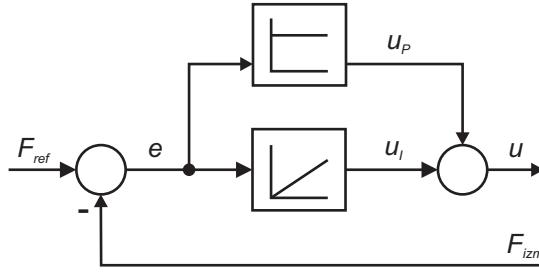
Slika 3.11: Električni stimulator

kanalov se uporablja le dva. Prvi kanal se uporablja za stimulacijo fleksorjev prstov, drugi pa za stimulacijo ekstenzorjev prstov. Jakost stimulacije je bila določena s spremenjanjem impulzne širine, amplituda stimulacijskih impulzov pa je bila konstantna. Vrednost o amplitudi in trajanju stimulacijskega impulza je bila stimulatorju posredovana s frekvenco 33 Hz, kar je hkrati tudi frekvenca stimulacijskih impulzov.

3.2.3 Regulator

Za zaprtozančno vodenje FES smo uporabili proporcionalno-integrirni (PI) regulator. S takšnim regulatorjem dosežemo zaprtozančno vodenje mišice po sili [78]. Ob ustreznri nastavitevi parametrov združimo dobre lastnosti proporcionalnega in integrirnega regulatorja. Proporcionalni del hitro (trenutno) učinkuje na pogrešek, vendar ne odpravlja pogreška v ustaljenem stanju, medtem ko integrirni člen zaradi končne hitrosti učinkuje relativno počasi, a odpravi pogrešek v ustaljenem stanju [79].

Na sliki 3.12 je prikazana vzporedna oblika PI regulatorja. Vhod v regulator predstavlja napaka sledenja e , ki je definirana z razliko med referenčno F_{ref} in izmerjeno F_{izm} silo. Izhod regulatorja u je seštevek izhodov proporcionalnega u_P



Slika 3.12: Blokovni diagram PI regulatorja

in integrirnega u_I dela, ki ju opisujeta naslednji enačbi:

$$u_P(t) = K_P e(t) \quad (3.1)$$

$$u_I(t) = K_I \int_0^t e(\tau) d\tau \quad (3.2)$$

PI regulacijski algoritem tako podaja enačba:

$$u(t) = K_P e(t) + K_I \int e(t) dt = K_P \left(e(t) + \frac{1}{T_I} \int e(t) dt \right) \quad (3.3)$$

Enačba (3.3) velja za časovni zvezni prostor in v taki obliki ni primerna za realizacijo na digitalnem računalniku. Zato je potrebno enačbo pretvoriti v diskretno obliko. Proporcionalni del PI regulatorja se enostavno spremeni z zamenjavo zveznih spremenljivk z njihovimi vzorčenimi ekvivalenti. Tako dobimo:

$$u_P(t_k) = K_P e(t_k) \quad (3.4)$$

kjer je s t_k označen diskretni čas zajema vzorca, k pa je celo število, ki definira lokacijo posameznega vzorca. Integrirni del pretvorimo na sledeči način:

Enačbo (3.2) najprej zapišemo v obliki:

$$\frac{du_I(t)}{dt} = K_I e(t) \quad (3.5)$$

odvod aproksimiramo z zadnjimi diferencami in dobimo:

$$\frac{u_I(t_k) - u_I(t_{k-1})}{T} = K_I e(t_k) \quad (3.6)$$

kjer je $T = t_k - t_{k-1}$ in označuje vzorčni čas med dvema vzorcema.

Enačbo (3.6) še preuredimo in dobimo sledečo enačbo:

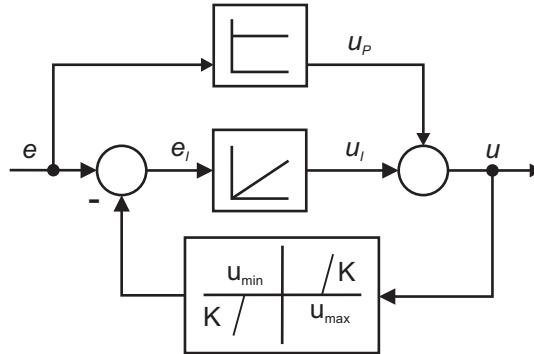
$$u_I(t_k) = u_I(t_{k-1}) + K_I T e(t_k) \quad (3.7)$$

Enačba (3.3) se sedaj ob upoštevanju (3.4) in (3.7) v diskretni obliki zapiše kot:

$$u(t_k) = u_P(t_k) + u_I(t_k) = K_P e(t_k) + u_I(t_{k-1}) + K_I T e(t_k) \quad (3.8)$$

Takšna oblika regulatorja je primerna za implementacijo v programske kodi.

Pri uporabi integrirnega člena v regulatorju je potrebno paziti na t.i. integralski pobeg, ki se zgodi, kadar pride izvršni sistem v nasičenje. V takšnem primeru I člen še zmeraj integrira napako, čeprav povečanje regulirnega signala nima nikakršnega vpliva na regulirano veličino oz. izvršni sistem. Ko izvršni sistem preide iz nasičenja in pogrešek postane nič, mora negativni pogrešek še nekaj časa delovati, da se zmanjša vrednost na integratorju. Zaradi tega je regulirna veličina precej časa v nasičenju, kar je neželeno. Glavna ideja zaščite pred integralskim pobegom je zaznati, kdaj pride sistem v nasičenje in takrat zaustaviti integracijo I dela regulatorja oz. vplivati na I člen tako, da bo zagotavljal natančno tako regulirno veličino, ki bo pripeljala izvršni sistem na mejo nasičenja [79]. Ena izmed možnih rešitev je prikazana na sliki 3.13. Integrirnemu členu je v povratni



Slika 3.13: Zaščita pred integralskim pobegom s povratno zanko pri integratorju

zanki dodana nelinearnost z mrtvo cono. Pri tej rešitvi je potrebno poznati meji u_{min} in u_{max} , pri katerih se izvršni sistem nasiči. Implementacija takšnega nelinearnega elementa v programske kodo je preprosta, potrebno je le zaznati, kdaj je regulirna veličina v mejah $u_{min} < u < u_{max}$ in kdaj ne. V primeru da je regulirna veličina u izven meja, se enačba (3.7) spremeni v obliko:

$$u_I(t_k) = u_I(t_{k-1}) + K_I T e_I(t_k) = u_I(t_{k-1}) + K_I T (e(t_k) - K \Delta u(t_k)) \quad (3.9)$$

kjer se $\Delta u(t_k)$ izračuna po formuli:

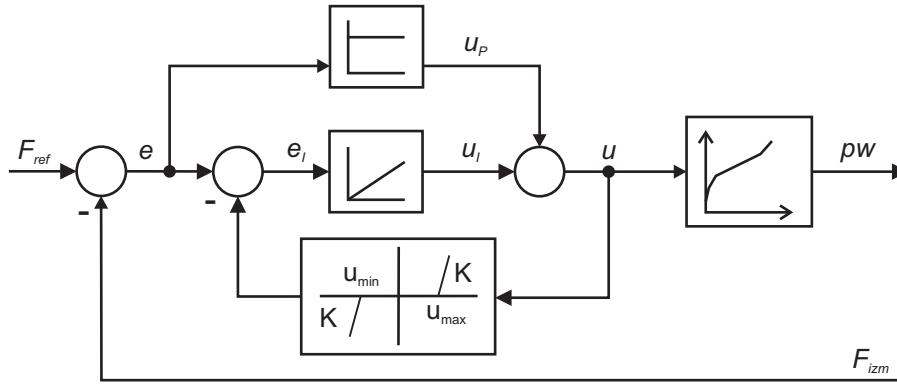
$$\Delta u(t_k) = \begin{cases} u(t_{k-1}) - u_{max} & ; u(t_{k-1}) > u_{max} \\ u(t_{k-1}) - u_{min} & ; u(t_{k-1}) < u_{min} \end{cases} \quad (3.10)$$

Pri tem je bila vrednost parametra K določena kot $K = \frac{1}{K_P}$ [79].

Meji u_{min} in u_{max} pa sta v našem primeru znašali:

$$u_{min} = 0 \quad \text{in} \quad u_{max} = F_{max} \quad (3.11)$$

kjer je F_{max} maksimalna sila, ki jo dosežemo z električno stimulacijo.



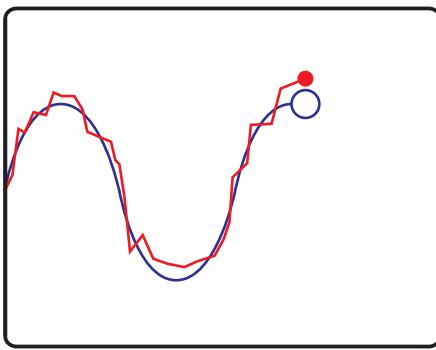
Slika 3.14: Končna izvedba regulatorja

Ker je odziv mišice na električno stimulacijo nelinearen, je za kompenzacijo te nelinearnosti na izhodu regulatorja dodana še inverzna statična nelinearnost mišice, ki opisuje statično karakteristiko med silo mišic in impulzno širino pw . Podrobnejši postopek o določanju statične nelinearne karakteristike električno stimulirane mišice je opisan v poglavju 3.3.1. Končna izvedba regulatorja za zaprtozančno vodenje FES je shematično prikazana na sliki 3.14.

3.2.4 Nalogi sledenja sile

Pri nalogi sledenja sile mora oseba s prilagajanjem svoje sile kar najbolje slediti tarči na zaslonu. Pri tem je osebi posredovana vidna informacija o tarči sočasno z dejansko silo osebe. Primer takšnega prikaza je viden na sliki 3.15, kjer je z modrim krogom označena referenčna oz. želena vrednost sile, z rdečim krogom pa dejanska vrednost sile, ki jo generira oseba in je izmerjena s pomočjo senzorja sile. Prejšnje vrednosti obih signalov so prikazane levo od obih trenutnih vrednosti.

Vrednost referenčnega signala se lahko spreminja na podlagi različnih signalov, kot so npr. sinusni signal, signal z enakomerno naraščajočim naklonom, stopničast signal itd. [18]. Izbera signala je odvisna od namena meritve. Sinusni signali

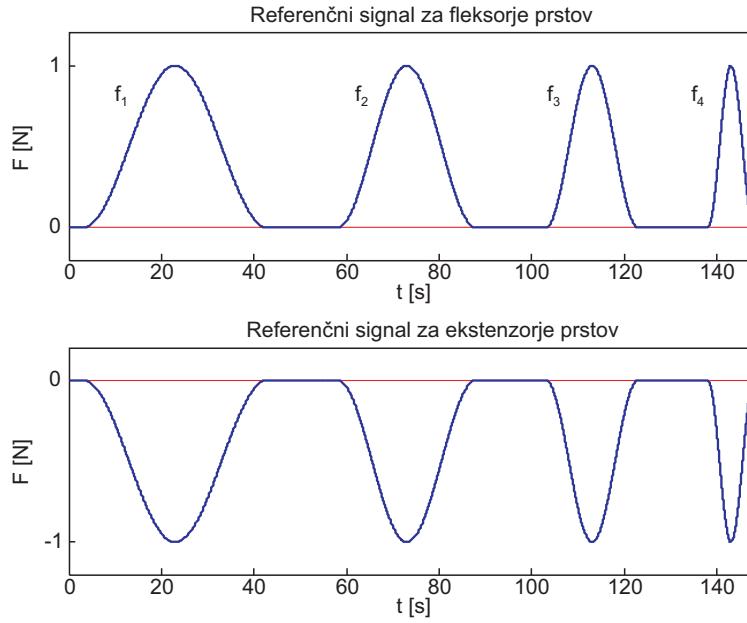


Slika 3.15: Naloga sledenja

so zvezni in periodični, njihova težavnost se v eni periodi ne spreminja in so tako primerni za merjenje sprememb sposobnosti sledenja in učenje motoričnih sposobnosti [18].

V tej študiji sta bila uporabljena dva referenčna signala sile, prvi za urjenje fleksorjev prstov, drugi za urjenje ekstensorjev prstov. Oba signala sta prikazana na sliki 3.16. Sestavljena sta iz štirih period sinusnega signala s frekvencami $f_1 = 0,025$, $f_2 = 0,03$, $f_3 = 0,05$ in $f_4 = 0,1$ Hz, ki so si sledile ena za drugo z vmesnimi premori po 15 s. Razlika med signaloma je v predznaku njune amplitude. Amplituda referenčnega signala je za fleksorje pozitivna in znaša od 0 do 1, medtem ko je za ekstensorje prstov negativna in znaša od 0 do -1. Amplituda obeh signalov je bila pred samim izvajanjem sledenja pomnožena z vrednostjo, ki je bila odvisna od izmerjene maksimalne sile prstov. Med izvajanjem naloge sledenja sta referenčni signal in izmerjena vrednost prikazani na ekranu monitorja, s čimer je podana vidna povratna informacija pacientu. Trenutni vrednosti obeh signalov sta prikazani na sredini ekrana. Referenčna vrednost je označena z modrim krogom, dejanska sila prstov pa z rdečim krogom. S povečanjem sile fleksorjev ali zmanjšanjem sile ekstensorjev se rdeči krog premakne navzgor. Velja tudi obratno, s povečanjem sile ekstensorjev ali zmanjšanjem sile fleksorjev se rdeči krog premakne navzdol. Prejšnje vrednosti signalov so prikazane kot časovno-spremenljiva signala, ki potekata od sredine ekrana do levega roba.

Za evalvacijo sledenja je bila izračunana relativna napaka sledenja - $rrmse$ (angl. relative root mean square error), ki podaja napako med referenčno F_{ref} in



Slika 3.16: Referenčna signala za vadbo sledenja sile

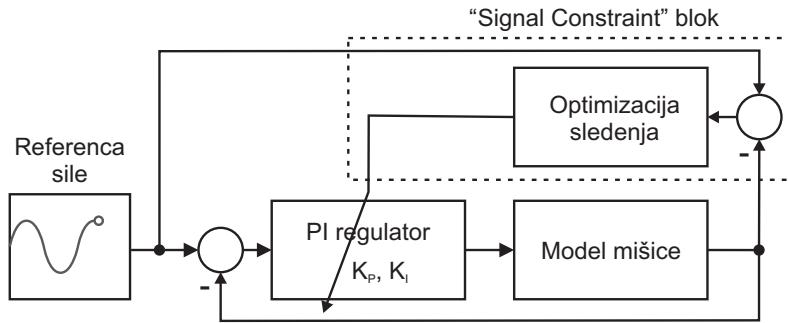
izmerjeno F_{izm} silo:

$$rrmse = \sqrt{\frac{1}{nT} \sum_{k=1}^{k=n} \frac{(F_{ref}(t_k) - F_{izm}(t_k))^2}{\max(F_{ref})^2}} \quad (3.12)$$

kjer je T vzorčni čas, n število vseh veljavnih vzorcev in $\max(F_{ref})$ amplituda referenčnega signala. Izračun relativnega pogreška glede na $\max(F_{ref})$ omogoča medsebojno primerljivost rezultatov. Manjša napaka $rrmse$ nakazuje na boljšo motorično sposobnost roke pri prilagajanju sil prstov. Pri izračunu $rrmse$ se ne upoštevajo vrednosti, ki so bile izmerjene prve tri sekunde, in vrednosti med posameznimi sinusnimi periodami.

3.3 Zaprtozančno vodenje stimulacije

Za zaprtozančno vodenje stimulacije je bilo potrebno nastaviti obe ojačenji PI regulatorja (K_P in K_I) glede na mišični odziv. V ta namen je bil v okolju Matlab-Simulink zgrajen model sistema, katerega shema je prikazana na sliki 3.17. Sistem sestavlja PI regulator, ki je predstavljen v poglavju 3.2.3, model mišice, referenčni signal sile in blok za optimizacijo sledenja. Preden pa smo

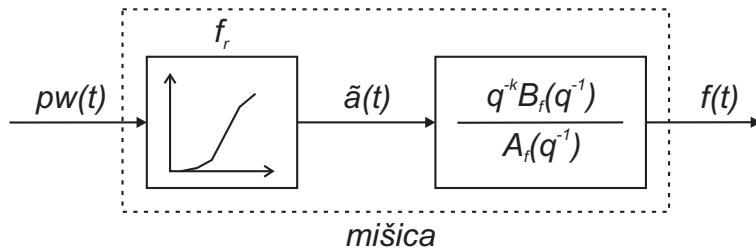


Slika 3.17: Shematični prikaz nastavitev ojačenj regulatorja

lahko uporabili optimizacijski algoritem za določitev obeh ojačenj, smo morali identificirati model mišice.

3.3.1 Model električno stimulirane mišice

Za model mišice smo uporabili Hammersteinov model mišice [80, 81], ki je prikazan na sliki 3.18. Model tvorita statična nelinearnost mišice f_r (angl. recruitment curve), ki predstavlja nelinearen odziv mišice na električno stimulacijo, ter linearna diskretna prenosna funkcija, ki opisuje dinamični odziv mišice. Signali v predstavljenem modelu so: $pw(t)$ - širina stimulacijskih impulzov, $\tilde{a}(t)$ - aktivacijski nivo mišice, $f(t)$ - sila, ki je posledica kontrakcije mišice. V linearni



Slika 3.18: Hammersteinov model mišice

diskretni prenosni funkciji s parametrom k ($k \geq 1$) določimo diskretno zakasnitev, A_f in B_f pa sta polinoma operatorja zakasnitve q^{-1} , ki imata naslednjo obliko:

$$A_f(q^{-1}) = 1 + a_1 q^{-1} + \cdots + a_n q^{-na} \quad (3.13)$$

$$B_f(q^{-1}) = b_0 + b_1 q^{-1} + \cdots + b_n q^{-nb} \quad (3.14)$$

pri čemer je stopnja polinoma B_f običajno za eno manjša kot stopnja polinoma A_f ($nb = na - 1$). Iz literature [81] sledi, da dinamiko mišice najbolje opisu-

jeta strukturi prenosne funkcije $(na, nb, k) = (3, 2, 1)$ in $(2, 1, 1)$. Po praktičnem preizkusu obeh modelov smo izbrali prvo možnost, ki se je izkazala za boljšo. Linearna diskretna prenosna funkcija je tako imela obliko:

$$\frac{q^{-1}B_f(q^{-1})}{A_f(q^{-1})} = \frac{q^{-1}(b_0 + b_1q^{-1} + b_2q^{-2})}{1 + a_1q^{-1} + a_2q^{-2} + a_3q^{-3}} \quad (3.15)$$

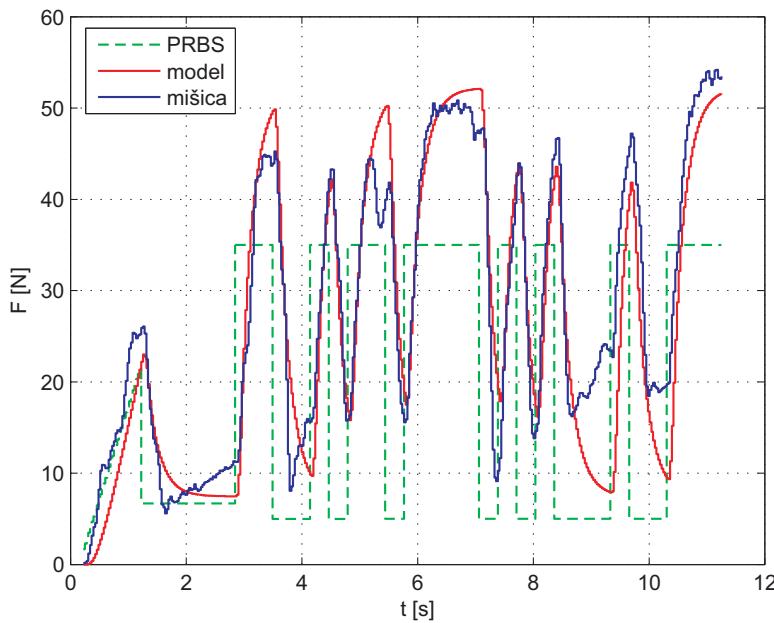
3.3.2 Identifikacija modela mišice

Najprej smo določili statično nelinearnost mišice. V ta namen smo uporabili stimulacijski signal, pri katerem se trajanje stimulacijskih impulzov povečuje od 0 do $500 \mu\text{s}$, po korakih $10 \mu\text{s}$. Meritev smo izvedli petkrat z vmesnimi premori, ki so trajali 15 s. Približek statične nelinearnosti mišice smo nato izračunali s povprečenjem vseh petih meritev.

Po določitvi statične nelinearnosti mišice smo morali določiti parametre prenosne funkcije (3.15). Te smo določili preko identifikacijskega postopka odziva na PRBS signal (angl. pseudo-random binary sequence signal) [81]. Ustrezno skalirani PRBS signal (15–85 % F_{max}) smo vodili v stimulator preko obratne statične nelinearne karakteristike mišice, s čimer smo izničili vpliv nelinearnega odziva mišice. Odziv mišice smo izmerili z napravo za merjenje sile prstov. Vhodni PRBS signal in izmerjeni odziv smo nato uporabili kot vhodna parametra funkcije arx programskega paketa Matlab. Rešitev funkcije arx so koeficienti a_i in b_i polinomov A_f in B_f . PRBS signal, izmerjeni odziv mišice nanj ter odziv modela so prikazani na sliki 3.19.

3.3.3 Nastavitev ojačenj regulatorja

Identificirani model mišice smo uporabili v optimizacijskem postopku nastavitev ojačenj regulatorja. Za določitev parametrov K_P in K_I smo uporabili ‐Signal Constraint‐ blok, ki v optimizacijskem postopku omogoča nastavitev parametrov glede na čim boljše sledenje sistema referenčnemu signalu. Nastaviti smo morali začetni vrednosti ojačenj in izbrati metodo optimizacije. Začetni vrednosti sta bili v našem primeru nastavljeni na $K_P = 1,0$ in $K_I = 0,1$, za metodo iskanja pa smo izbrali metodo Latin hypercube. Po več optimizacijskih iteracijah je algoritem določil ojačenji K_P in K_I .



Slika 3.19: PRBS signal, z odzivom mišice in odzivom modela mišice

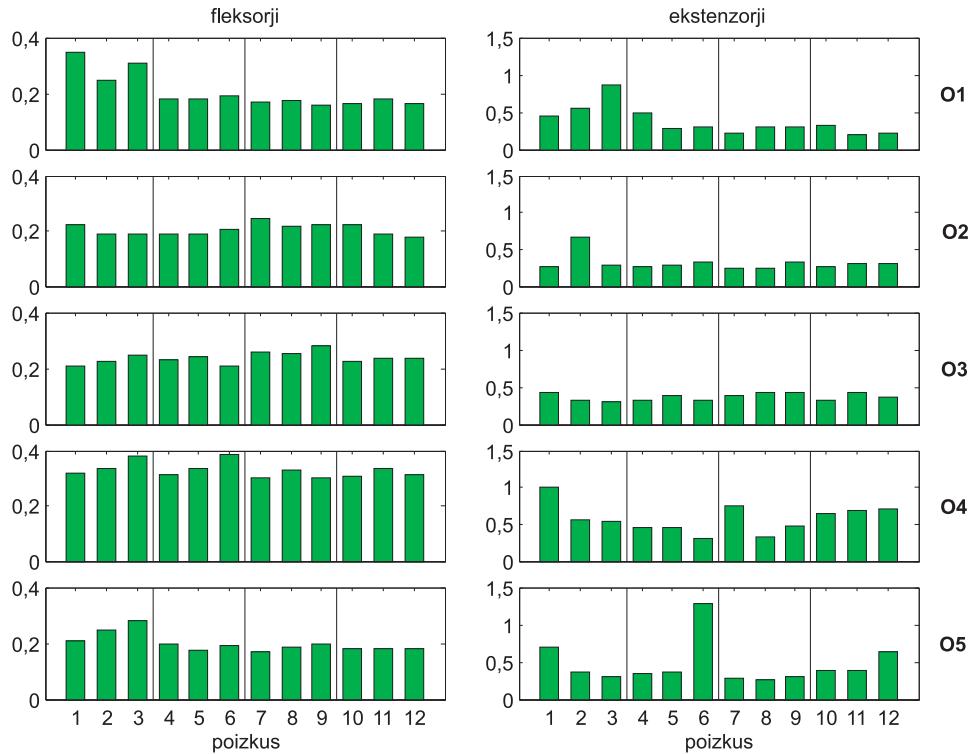
3.4 Preizkus sistema na zdravih osebah

Pri preizkusu sistema je sodelovalo pet zdravih oseb moškega spola, brez predhodnih okvar zgornjih udov. Ta preliminarna študija je bila namenjena pridobitvi podatkov o zmožnosti sledenja zdravih oseb in njihove maksimalne sile prijema, pa tudi evalvaciji regulatorja in zaprtozančno vodene stimulacije. Osnovni podatki sodelujočih zdravih oseb so prikazani v tabeli 3.1. Vse osebe so imele dominantno desno roko.

oseba	spol	starost [leta]	višina [cm]	teža [kg]
O1	M	26	174	75
O2	M	27	175	68
O3	M	30	172	78
O4	M	29	185	105
O5	M	40	174	78

Tabela 3.1: Podatki o zdravih poskusnih osebah

Osebe so sistem za urjenje uporabljale štiri dni zapored, meritve pa so opravljali z desno roko. Vsaka oseba je vsak dan trikrat opravila naloge sledenja za fleksorje in trikrat naloge sledenja za ekstenzorje prstov. Ta sklop meritov so osebe izvedle samo s hoteno aktivnostjo, brez pomoči FES. Pred začetkom sledenja sta bili izmerjeni še maksimalna sila fleksorjev in ekstenzorjev prstov. Na podlagi obeh izmerjenih vrednosti smo amplitudo obeh referenčnih signalov nastavili na 50 % pripadajoče maksimalne sile. Rezultati sledenja (tj. napaka sledenja $rrmse$) so prikazani na sliki 3.20. V vsaki vrstici so prikazani rezultati



Slika 3.20: Napaka sledenja $rrmse$ za fleksorje in ekstenzorje pri zdravih osebah

za fleksorje in ekstenzorje posamezne osebe. Vsak stolpec v grafu predstavlja napako sledenja $rrmse$ ene ponovitve, navpična črta v grafih pa ločuje zaporedne dni izvajanja nalog sledenja.

Povprečne maksimalne sile F_{max} , ki so jih osebe dosegale, so zbrane v tabelah 3.2 in 3.3. V obeh tabelah so podane tudi povprečne napake sledenja za prvi in zadnji (četrtni) dan. V zadnji vrstici obeh tabel sta izračunani skupna povprečna maksimalna sila in skupna povprečna napaka sledenja.

oseba	Hotena aktivnost			FES
	F_{max} [N]	<i>rrmse</i>	<i>rrmse</i>	<i>rrmse</i>
		(dan 1)	(dan 4)	
O1	$128,80 \pm 15,00$	$0,30 \pm 0,05$	$0,17 \pm 0,05$	0,52
O2	$133,70 \pm 14,81$	$0,20 \pm 0,02$	$0,20 \pm 0,02$	0,29
O3	$128,08 \pm 22,25$	$0,23 \pm 0,02$	$0,23 \pm 0,01$	0,68
O4	$146,33 \pm 37,90$	$0,35 \pm 0,03$	$0,32 \pm 0,02$	0,50
O5	$209,05 \pm 19,00$	$0,25 \pm 0,04$	$0,18 \pm 0,01$	0,37
\sum	$149,19 \pm 37,68$	$0,26 \pm 0,06$	$0,22 \pm 0,06$	$0,47 \pm 0,15$

Tabela 3.2: Rezultati meritev za fleksorje pri zdravih osebah

oseba	Hotena aktivnost			FES
	F_{max} [N]	<i>rrmse</i>	<i>rrmse</i>	<i>rrmse</i>
		(dan 1)	(dan 4)	
O1	$42,73 \pm 4,28$	$0,62 \pm 0,22$	$0,25 \pm 0,22$	0,25
O2	$63,00 \pm 6,78$	$0,40 \pm 0,222$	$0,29 \pm 0,02$	0,23
O3	$54,75 \pm 26,21$	$0,35 \pm 0,06$	$0,37 \pm 0,05$	0,35
O4	$66,58 \pm 8,94$	$0,70 \pm 0,26$	$0,67 \pm 0,04$	1,02
O5	$76,35 \pm 9,09$	$0,45 \pm 0,26$	$0,41 \pm 0,22$	0,42
\sum	$60,68 \pm 16,72$	$0,51 \pm 0,22$	$0,41 \pm 0,17$	$0,46 \pm 0,33$

Tabela 3.3: Rezultati meritev za ekstenzorje pri zdravih osebah

Četrti dan smo pri zdravih osebah preizkušali tudi zaprtozančno vodenje FES. Pri tem zdrave osebe niso smele s hoteno kontrakcijo mišic vplivati na silo prijema, kar smo dosegli s tem, da jim nismo posredovali vidne povratne informacije o referenčni in dejanski sili. Sila prstov je bila dosežena izključno s pomočjo delovanja zaprtozančnega sistema FES. Amplituda referenčnega signala je bila, zaradi lažjega prenašanja bolečine, povzročene s površinsko stimulacijo, nastavljena na okoli 40 % maksimalne sile, odvisno od praga bolečine posamezne testne osebe. Postopek priprave sistema je bil enak kot pri obeh pacientih in je opisan v poglavju 3.5. Rezultati kvalitete sledenja z zaprtozančno vodeno silo prstov s pomočjo FES so prikazani v tabelah 3.2 in 3.3 v zadnjem stolpcu.

3.4.1 Obrazložitev rezultatov

Evalvacija sistema za senzorično-motorične sposobnosti roke je bila namenjena pridobitvi referenčnih vrednosti zdravih oseb. Te so obsegale vrednosti maksimalne sile in napake sledenja $rrmse$. Na podlagi rezultatov hotenega sledenja je razvidno, da se osebe hitro privadijo na vadbo s sistemom. V primeru fleksorjev prstov so osebe že po četrti do šesti ponovitvi dosegle določen nivo sledenja. Pri ekstenzorjih prstov so bili rezultati malo bolj spremenljivi, osebe pa so tudi dosegale slabše sledenje (večji $rrmse$) kot pri fleksorjih prstov. Preizkus na zdravih osebah je bil namenjen tudi evalvaciji zaprtozančnega vodenja FES. Napake sledenja za ekstenzorje prstov so pokazale, da z zaprtozančno vodeno FES dosegamo enako dobre vrednosti $rrmse$, kot jo dosegajo zdrave osebe. Slabše rezultate sledenja se je z zaprtozančno vodeno FES doseglo pri fleksorjih prstov. Vendar pa je povprečno sledenje zaprtozančno vodene FES primerljivo s povprečnim hotenim sledenjem pri ekstenzorjih prstov.

3.5 Klinična študija uporabe sistema

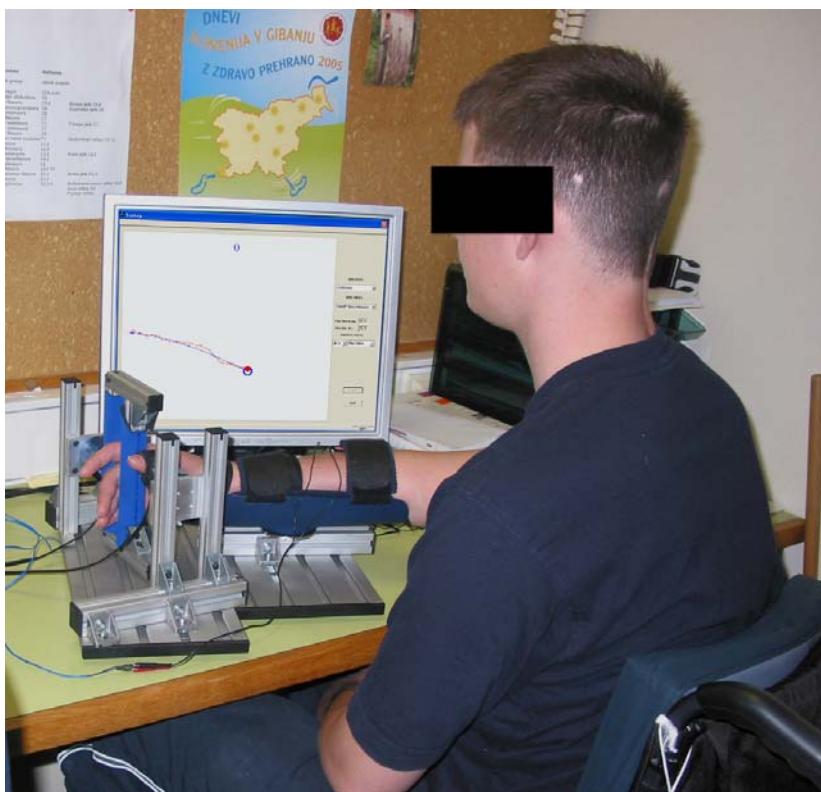
V klinični študiji preizkusa sistema za urjenje sta sodelovali dve osebi s tetraparezo. Osnovni podatki obeh pacientov so zbrani v tabeli 3.4. Pacienta sta sistem uporabljala poleg rednega terapevtskega programa na Univerzitetnem rehabilitacijskem inštitutu Republike Slovenije - Soča. Oseba P1 je imela močne, a spastične fleksorje prstov, zaradi česar je imela težave pri odpiranju roke. Bila je izredno motivirana za izboljšanje motoričnih sposobnosti roke, še posebej hotene kontrole ekstenzije prstov. Za razliko od osebe P1 pa je oseba P2 imela dokaj dobro hoteno kontrolo tako fleksorjev kot ekstenzorjev prstov. Pri daljših aktivacijah mišic pa so se jih pojavljali krči.

oseba	spol	starost	višina	teža	nivo poškodbe	čas po poškodbi	ASIA
		[leta]	[cm]	[kg]		[leta]	
P1	M	28	182	75	C5/C6	3,75	C
P2	M	15	192	90	C3/C4	0,75	D

Tabela 3.4: Podatki obeh pacientov

3.5.1 Protokol meritev

Klinična študija sistema na obeh pacientih je trajala štiri tedne. Vadbo s sistemom smo izvajali štiri do petkrat na teden, enkrat na dan, čas trajanja posamične vadbe pa je bil med 50 in 60 minut. Nadzoroval jo je izkušen fizioterapevt. Med vadbo je pacient sedel za mizo, na kateri sta bila nameščena naprava za merjenje sile prstov in računalniški monitor za vidno povratno informacijo, kakor je to prikazano na sliki 3.21. Oba pacienta sta meritve opravljala z desno roko.



Slika 3.21: Pacient med izvajanjem naloge sledenja

Vsak dan posebej smo morali nastaviti parametre zaprtozančno vodene FES. Najprej je terapevt namestil eno elektrodo blizu zapestja. Potem je drugo elektrodo premikal po pacientovi podlahti toliko časa, da je dosegel ustrezno fleksijo ali ekstenzijo kazalca, sredinca, prstanca in mezinca, brez hkratne kontrakcije zapestja. Med nameščanjem elektrod je pacient imel roko v enakem položaju kot v napravi za merjenje sile prstov (komolec v približno 75° fleksiji, zapestje v 0° fleksiji/ekstenziji in 0° ulnarne/radialne deviacije). Po namestitvi elektrod

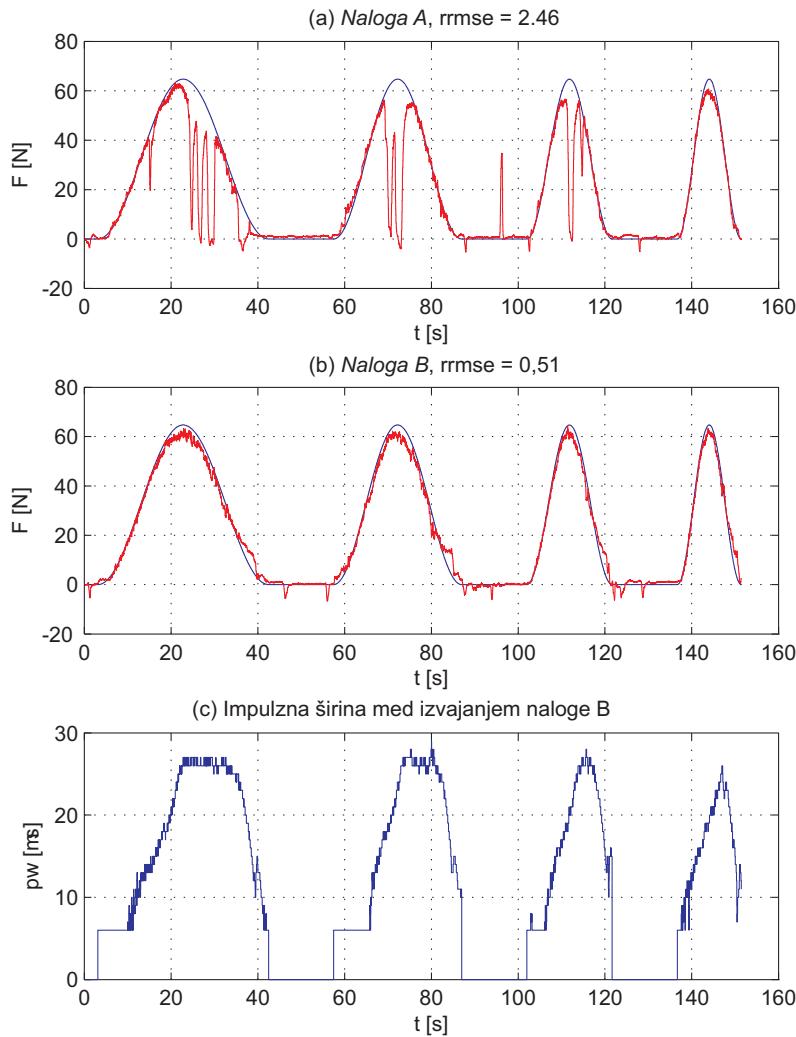
je bila roka pritrjena v napravo za merjenje sile prstov. Z ohranitvijo lege roke smo zagotovili enak odziv na stimulacijo med samo vadbo. Zaradi varnostnih razlogov smo v naslednjem koraku določili maksimalno amplitudo stimulacijskih impulzov. Jakost stimulacije smo povečevali do nivoja, ki je bil pacientu neprijeten in/ali boleč. Hkrati smo izmerili tudi s stimulacijo doseženo silo prstov. Pri tem je bila impulzna širina stimulacijskih impulzov določena na maksimalno vrednost $500 \mu\text{s}$. Maksimalno impulzno amplitudo, ki je bila določena na ta način, smo nato uporabljali skozi celotno vadbo tisti dan. Nato smo izvedli postopek nastavitev parametrov regulatorja (K_P in K_I), ki je opisan v poglavju 3.3. Čas nastavitev elektrod in parametrov regulatorja je bil med pet in deset minut za posamično mišično skupino.

Po uspešni prilagoditvi sistema pacientu smo izmerili hoteno maksimalno silo obeh sklopov mišic. Po izmerjeni maksimalni sili so sledile naloge sledenja. Za vsako mišično skupino sta pacienta izvedla tri ponovitve naloge sledenja z voljno kontrolo (*Naloga A*) in tri ponovitve naloge sledenja s pomočjo FES (*Naloga B*). Obe nalogi sta se izvajali izmenično. Pacient je najprej končal *Nalogo A*, tej je sledila *Naloga B*, nato spet *Naloga A* itd. Pri obeh pacientih smo najprej opravili vse ponovitve za ekstenzorje prstov, nato pa enako še za fleksorje.

3.5.2 Rezultati

Na sliki 3.22 je prikazan primer izvajanje naloge sledenja osebe P1. Na zgornjem grafu je prikazano sledenje s hoteno aktivnostjo (*Naloga A*), kjer pacient ni uspel dobro slediti referenčnemu signalu, še posebej v primerih, ko je bilo potrebno relativno veliko silo prstov vzdrževati dalj časa. Boljše sledenje je razvidno pri krajših periodah reference. Na srednjem grafu je prikazano sledenje s FES (*Naloga B*), ki je sledilo prejšnjemu sledenju. Kot vidimo s slike, je oseba P1 bolje sledila referenčnemu signalu ob pomoči stimulacije. Za ilustrativni prikaz aktivnosti funkcionalne električne stimulacije je na spodnjem grafu slike 3.22 prikazana impulzna širina stimulacijskih impulzov.

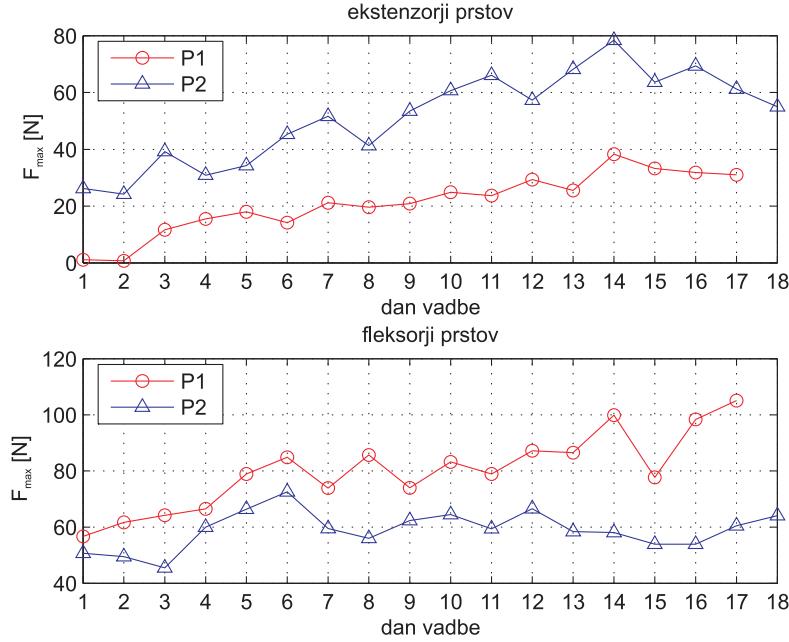
Na sliki 3.23 so prikazani rezultati maksimalnih sil prstov obeh pacientov, doseženih vsak dan vadbe. Oseba P1 je dosegala stalen napredek pri maksimalni sili prstov tako fleksorjev kot ekstenzorjev. Moč ekstenzorjev se je povečala za 240 %. V primerjavi z zdravimi osebami je to sprememba iz 15 % na 52 %



Slika 3.22: Izvajanje naloge sledenja pacienta P1

referenčne vrednosti zdravih oseb. Moč fleksorjev se je povečala za 40 %. V primerjavi z vrednostjo zdravih oseb je ta sprememba iz 44 % na 63 %. Oseba P2 je tudi dosegla konstanten napredek v sili ekstenzorjev. Maksimalno silo je izboljšala za več kot 100 % (od 51 % do 108 % povprečne maksimalne sile zdravih oseb). Maksimalna sila fleksorjev se je na začetku dokaj hitro izboljšala, nato pa bila relativno konstantna. Doseženo izboljšanje v maksimalni sili fleksorjev je bilo 6 % (od 36 % do 39 % povprečne maksimalne sile zdravih oseb).

Na slikah 3.24 in 3.25 je prikazana napaka sledenja $rrmse$ za oba pacienta in obe mišični skupini. Vsak dan opisujeta dva stolpca: levi stolpec predstavlja povprečno napako $rrmse$ za *Nalogo A*, desni pa povprečno napako $rrmse$ za



Slika 3.23: Maksimalne sile prstov obeh pacientov, dosežene med vadbo

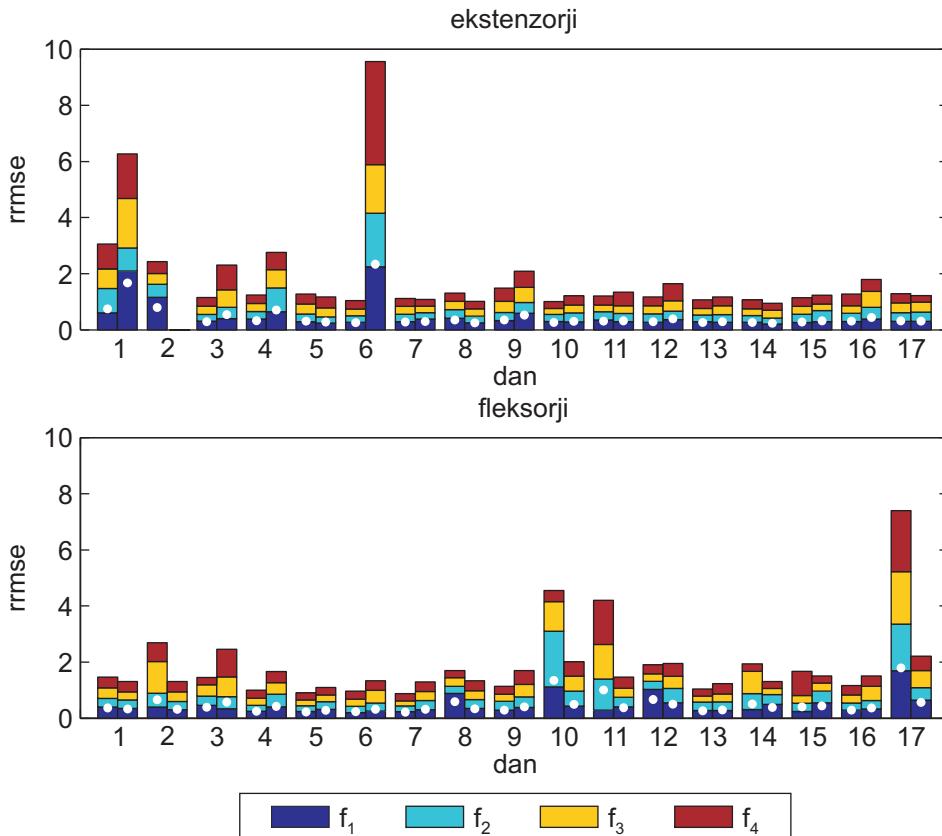
		Prvih pet dni		Zadnjih pet dni	
		F_{max} [N]	$rrmse$	F_{max} [N]	$rrmse$
P1	fleksorji	$65,60 \pm 8,28$	$0,42 \pm 0,30$	$93,52 \pm 11,16$	$0,67 \pm 0,83$
	ekstenzorji	$9,40 \pm 8,08$	$0,61 \pm 0,87$	$31,98 \pm 4,60$	$0,29 \pm 0,05$
P2	fleksorji	$54,42 \pm 8,55$	$1,50 \pm 0,81$	$58,10 \pm 4,39$	$1,20 \pm 0,78$
	ekstenzorji	$30,96 \pm 6,07$	$3,98 \pm 2,72$	$65,52 \pm 8,86$	$1,02 \pm 0,60$

Tabela 3.5: Povprečna maksimalna sila in napaka sledenja $rrmse$ (*Naloga A*) za obo pacienta za prvih pet in zadnjih pet dni

Nalogo B. V vsakem stolpcu je predstavljen delež napake za posamično periodo (f_1 , f_2 , f_3 in f_4), bela pika pa predstavlja povprečno napako $rrmse$ za celoten signal.

Pri osebi P1 (glej sliko 3.24) ni rezultatov za *Nalogo B* drugi dan vadbe za ekstenzorje prstov, saj s stimulacijo ni bilo mogoče dobiti primerenega odziva. Pri osebi P2 (glej sliko 3.25) pa manjkajo rezultati za deseti dan pri fleksorjih prstov, ker časovno ni bilo mogoče izvesti meritev.

Povprečni rezultati napake sledenja za *Nalogo A* za prvih in zadnjih pet dni vadbe so predstavljeni v tabeli 3.5. Rezultati kažejo, da je oseba P1 podvojila

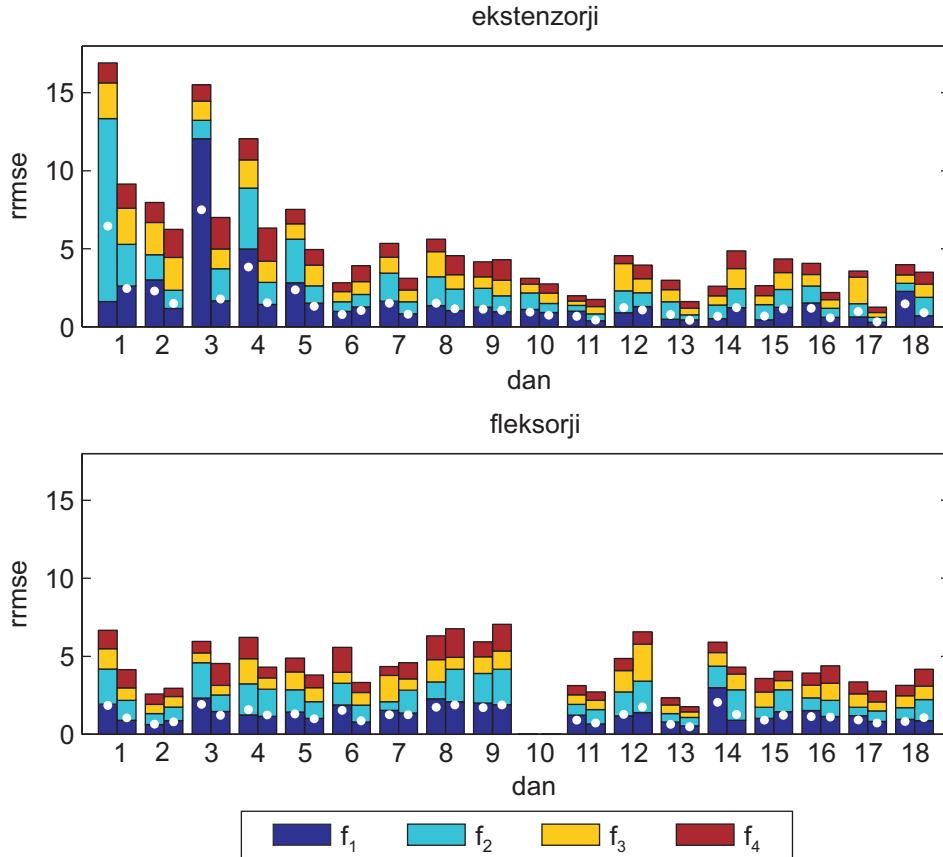


Slika 3.24: Napaka sledenja skozi trening za osebo P1: levi stolpec za posamezen dan predstavlja *Nalogi A* in desni stolpec *Nalogi B*

kvaliteto sledenja in prikazala majhna odstopanja v ponovljivosti ($SD = 0,05$) pri ekstenzorjih prstov. Pri fleksorjih je imela na koncu slabšo povprečno napako sledenja, kar gre, glede na sliko 3.24, pripisati slabemu sledenju zadnji dan. Oseba P2 je izboljšala svoje sledenje s fleksorji za 20 %. Pri ekstenzorjih prstov je bilo njegovo sledenje zelo variabilno v prvih nekaj dneh. Kasneje je oseba izboljšala svojo sposobnost sledenja, kar se odraža v manjši napaki *rrmse* in standardni deviaciji SD .

3.5.3 Obrazložitev rezultatov

Na osnovi rezultatov maksimalnih vrednosti roke opazimo, da je oseba P1 dosegla konstanten napredek v silah fleksorjev in ekstenzorjev. Oseba P2 je tudi dosegla konstanten napredek pri ekstenzorjih prstov. Presenetljivo je oseba P1, ki je bila



Slika 3.25: Napaka sledenja skozi trening za osebo P2: levi stolpec za posamezen dan predstavlja *Nalogo A* in desni stolpec *Nalogo B*

v kroničnem stanju po poškodbi, močno izboljšala rezultate testa maksimalne sile. Boljše rezultate smo pričakovali za osebo P2, saj je pri njej preteklo le devet mesecev po poškodbi. Neglede na to, je oseba P2 izboljšala maksimalno silo ekstenzorjev prstov, ki je bila na koncu primerljiva z maksimalno silo zdravih oseb.

Rezultati pri nalogi sledenja kažejo, da je oseba P1 izboljšala sledenje z ekstenzorji prstov. Na koncu treninga je dosegla boljše rezultate pri sledenju kot zdrave osebe. Pri sledenju s fleksorji prstov pa rezultati osebe P1 nakazujejo, da se je kvaliteta sledenja poslabšala. Večjo povprečno napako sledenja pa je dosegla zaradi slabega sledenja zadnji dan, kar lahko pripisemo zmanjšani motiviranosti in utrujenosti mišic.

Rezultati sledenja osebe P2 kažejo, da je bilo njeno sledenje spremenljivo.

Njena kvaliteta sledenja se je malenkost izboljšala. Boljše rezultate je oseba P2 dosegla pri ekstenzorjih prstov. Na začetku vadbe so na kvaliteto sledenja pri daljši aktivaciji ekstenzorjev vplivali spazmi fleksorjev prstov, kar je povzročilo povečano napako sledenja. Pri krajših periodah referenčnega signala ni prihajalo do spazmov. Proti koncu vadbe so se spazmi zmanjšali na minimum, kar bi lahko pripisali tudi terapevtskemu vplivu FES.

4.

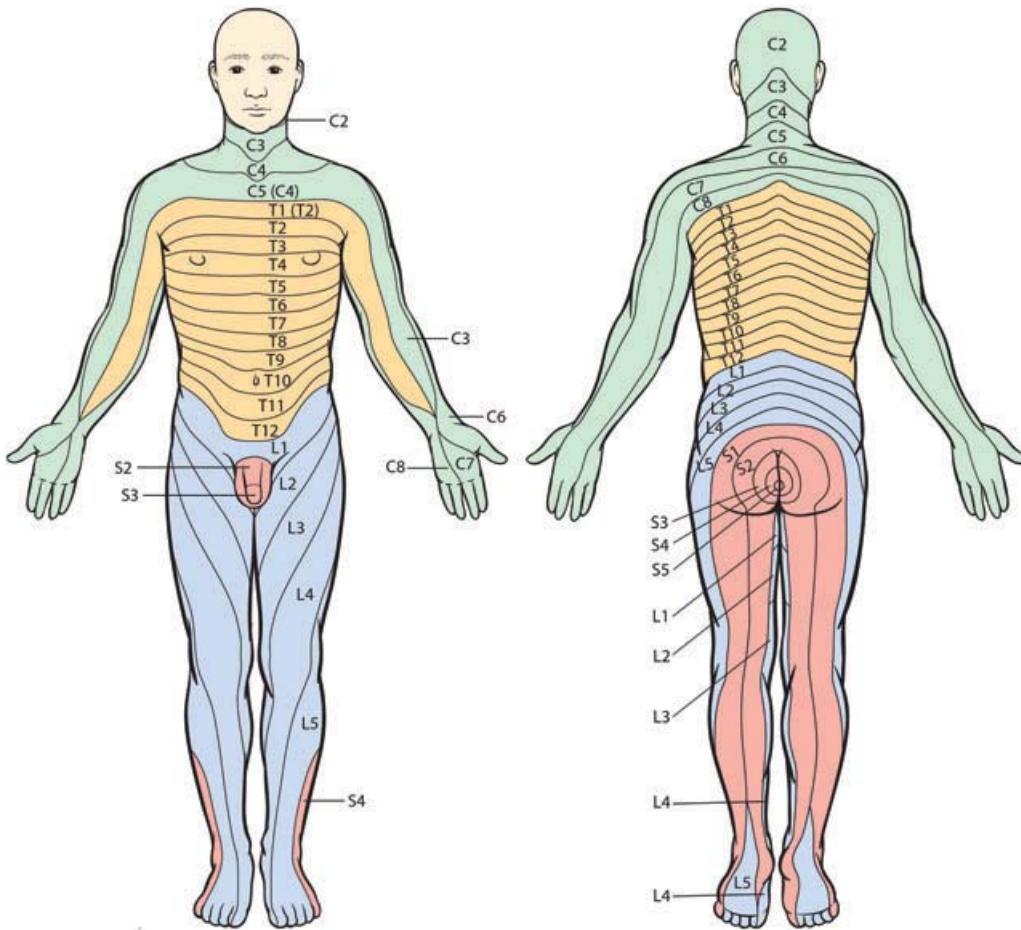
Evalvacija TENS terapije dermatomov

4.1 Transkutana električna nevrostimulacija dermatomov

V drugem delu doktorske disertacije smo preizkušali terapijo s transkutano električno nevrostimulacijo (TENS), s katero smo preko prevodne rokavice stimulirali roko. TENS je po definiciji električna stimulacija senzornih živcev skozi kožo (transkutana) z električnim tokom in se v klinični praksi uporablja za zdravljenje bolečine. Pri tem je jakost stimulacije nad zaznavnim pragom, vendar pod pragom, ki povzroča kontrakcije mišic [82]. V prejšnjih študijah, ko so uporabljali rokavico za električno stimulacijo roke, so uporabljali stimulacijo pod senzornim pragom [44, 45, 46, 47] kot tudi nad senzornim pragom vse do mišične kontrakcije [44, 45, 46, 48]. Pri stimulaciji dermatomov na nogi so Bajd in ostali uporabili TENS nad senzornim nivojem, vendar brez mišične kontrakcije [43].

Področje kože, ki ga pokriva rokavica, pripada trem dermatomom. Kot je bilo omenjeno že v uvodu doktorske disertacije, je dermatom kožno področje, ki ga oživčujejo aferentni aksoni iz istega spinalnega živca. Področja posameznih dermatomov so prikazana na sliki 4.1. Meje med njimi niso strogo ločene, kot je to prikazano na sliki, ampak se med seboj prekrivajo. Na področju roke so dermatomi, ki pripadajo nivojem C6, C7 in C8, iz katerih izhajajo tudi motorični aksoni mišic ekstenzorjev in fleksorjev prstov ter zapestja.

Z električno stimulacijo dermatoma vplivamo na aferentne živčne poti, ki pošiljajo signale v hrbtenjačo. V primeru stimulacije roke z rokavico tako stim-



Slika 4.1: Področja dermatomov

uliramo vsa kožna in mišična aferentna vlakna roke [44]. Predvsem naj bi tako dosegli depolarizacijo afferentnih vlaken z večjim premerom na volarni in dorzalni strani roke [44]. Točen mehanizem, zaradi katerega se zmanjša spastičnost in poveča hoteni nadzor mišic, ni znan, predpostavlja pa se, da takšna električna stimulacija afferentnih vlaken pripomore k sinaptični reorganizaciji in poveča prispevek ostalih motoričnih struktur [47].

4.2 Protokol terapije

4.2.1 Pacienta

Pri terapiji sta sodelovali dve osebi s tetraparezo, katerih osnovni podatki so zbrani v tabeli 4.1. Oba pacienta sta terapijo uporabljala poleg rednega terapevtskega programa na Univerzitetnem rehabilitacijskem inštitutu Republike Slovenije - Soča. Oseba T1 je imela v klinični sliki tetraparezo po kontuziji hrbtenjače v višini C5 (degenerativna stenoza spinalnega kanala cervikalne hrbtenice). Vzrok poškodbe je bil padec s kolesom. Oseba T2 je imela v klinični sliki tetraparezo zaradi zloma v višini C2, ki je nastal zaradi padca z višine. Oba pacienta sta imela dominantno desno roko.

oseba	spol	starost [leta]	višina [cm]	nivo poškodbe	čas po poškodbi [meseci]	ASIA
T1	M	68	172	C5	3	D
T2	M	51	178	C2	4	C

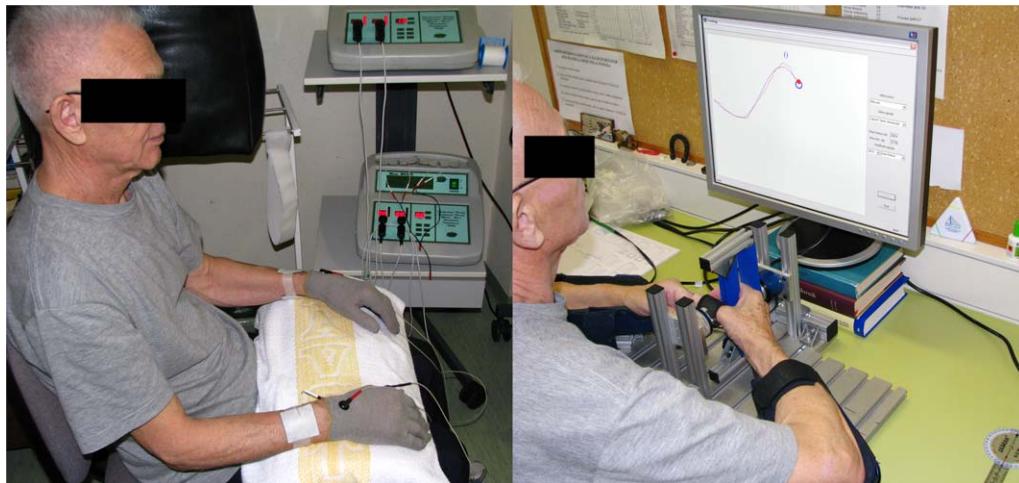
Tabela 4.1: Podatki obeh pacientov

4.2.2 TENS terapija

Transkutano električno nevrostimulacijo smo izvajali vsak delovni dan po dvajset minut, stimulirali pa smo obe roki. Celoten čas TENS terapije je trajal štiri tedne. Za stimulacijo dermatomov roke smo uporabili komercialno dosegljivo prevodno rokavico v kombinaciji s samolepilnimi elektrodamami (glej sliko 4.2), za stimulator pa smo uporabili aparat Medio Multi (Iskra Medical, d.o.o., Ljubljana). Rokavico smo priključili kot anodo, dve samolepilni elektrodi velikosti 50×50 mm pa sta služili kot skupna katoda. Obe katodni elektrodi smo namestili približno 2 cm stran od roba rokavice, enao na dorzalni in drugo na volarni strani podlakti. Pri stimulaciji smo uporabili monofazne tokovne impulze, katerih impulzna širina je bila nastavljena na $200 \mu\text{s}$, frekvenca impulzov pa na 50 Hz. Amplitudo stimulacijskih impulzov smo vsakič znova nastavili za posamično TENS terapijo, in sicer na meji praga zaznavanja stimulacije. Pacient je med stimulacijo sedel na stolu, roke pa so mirovale na blazini v naročju, kot je prikazano na sliki 4.3 levo.



Slika 4.2: Prevodna rokavica



Slika 4.3: Pacient med TENS terapijo (levo) in izvajanjem naloge sledenja (desno)

4.2.3 Evalvacija TENS terapije

Za evalvacijo TENS terapije in napredka obeh pacientov smo uporabili štiri evalvacisce metode:

- Maksimalna sila,
- Naloga sledenja,
- Funkcijski test roke po Jebsenu [62],
- Modificirana Ashworthova lestvica [63].

Evalvacija TENS terapije je bila razdeljena v tri faze: fazo pred terapijo, terapevtsko fazo in fazo po terapiji. Faza pred terapijo je trajala dva zaporedna dneva, v katerih sta pacienta preizkusila razviti sistem. Vsak dan sta opravila meritve maksimalnih sil in izvdla naloge sledenja. Ta faza je bila namenjena privajanju obeh pacientov na sistem. V terapevtski fazi sta pacienta vsak dan opravila merjenje maksimalnih sil in izvedla nalogi sledenja pred TENS terapijo, takoj po TENS terapiji in po dvajset minutah premora. S tem smo želeli izmeriti kratkoročni vpliv TENS-a. V tej fazi je izkušen fizioterapevt na začetku in koncu delovnega tedna opravil tudi funkcijski test roke po Jebsenu ter oceno spastičnosti mišic glede na modifcirano Ashworthovo lestvico. Oba testa sta bila opravljena pred TENS terapijo. Faza po terapiji je trajala dva dni v tistem tednu, ki je sledil končani TENS terapiji. V obeh dnevih so bile izvedene vse štiri evalvacijске metode.

Vrstni red izvedbe meritve je bil zmeraj enak. Oba pacienta sta najprej opravila meritve za nedominantno in nato za dominantno roko. V primeru maksimalne sile, naloge sledenja in modifcirane Ashworthove lestvice so bili izmerjeni najprej ekstenzorji in nato fleksorji prstov. V nadaljevanju so posamezne metode opisane podrobneje.

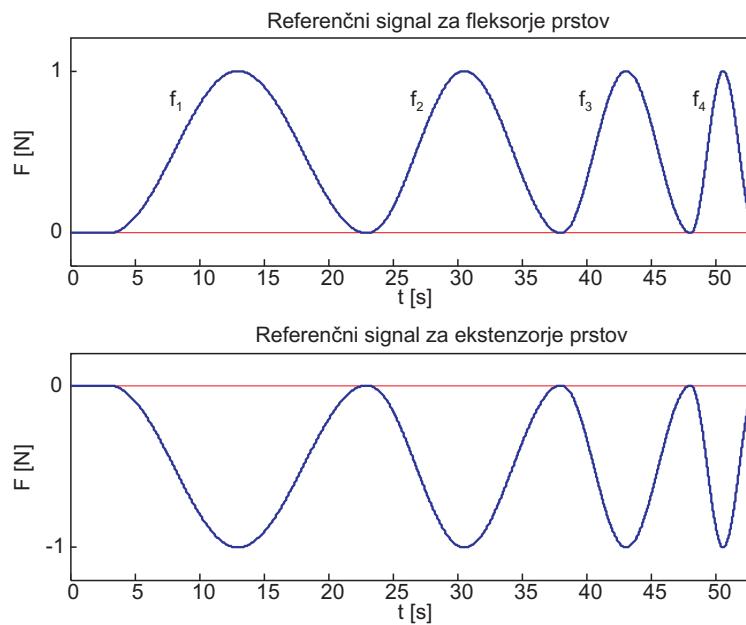
Maksimalna sila

Merjenje maksimalne sile smo opravili z razvitim sistemom za urjenje in ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti roke. Pacient je sedel za mizo, na kateri sta bila nameščena naprava za merjenje sile prstov in računalniški monitor za vidno povratno informacijo, kakor je prikazano na sliki 4.3 desno. Pri merjenju maksimalne sile prijema je morala oseba v času desetih sekund s prsti proizvesti najvišjo silo, ki jo je bila zmožna. Maksimalna sila ekstenzorjev in fleksorjev prstov je bila izmerjena pred vsakim novim izvajanjem serije meritve sledenja sile.

Naloga sledenja

Izvajanje naloge sledenja je bilo, prav tako kakor merjenje maksimalne sile, opravljeno z razvitim sistemom za urjenje in ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti roke. Izvajanje naloge sledenja sile je prikazano na sliki 4.3. Refe-

renčna signala za fleksorje in ekstenzorje prstov sta prikazana na sliki 4.4. Referenčna signala sta sestavljena iz štirih različnih period sinusnega signala s



Slika 4.4: Referenčna signala pri nalogi sledenja

frekvencami $f_1 = 0,05$, $f_2 = 0,07$, $f_3 = 0,10$ in $f_4 = 0,20$ Hz, ki so si sledile ena za drugo. Njuna amplituda je bila nastavljena na 30 % izmerjene maksimalne sile. Tudi v tem primeru smo za evalvacijo sledenja izračunali relativno napako sledenja - $rrmse$ po enačbi (3.12).

Oba pacienta sta opravila dve ponovitvi sledenja sile za ekstenzorje in dve ponovitvi za fleksorje prstov, najprej za levo in nato enako še za desno roko. Število ponovitev se je razlikovalo le v fazi pred terapijo, kjer sta pacienta opravila po tri ponovitve naloge sledenja. V terapevtski fazi je bilo opravljeno sledenje sile pred TENS terapijo, takoj po TENS terapiji in po dvajsetminutnem premoru. V času premora je oseba sedela na stolu in prosili smo jo, da se vzdrži kakršnekoli dejavnosti z rokami.

Funkcijski test roke po Jebsenu

Funkcijski test roke po Jebsenu je eden izmed uveljavljenih kliničnih testov za ocenjevanje funkcije roke [62]. Sestavljen je iz devetih podtestov, ki predstavljajo

Podtest	Opis
pisanje	Terapevt pokaže preiskovancu list, na katerem je poved. Preiskovanec jo prebere in, ko je pripravljen, napiše.
labyrinth	Preiskovanec mora s svinčnikom čim hitreje in brez dotikanja črtiti skozi labirint. Pri tem podtestu se štejejo tudi napake (dotik ali prekoracitev roba labirinta).
karte	Preiskovanec mora obrniti karte, ki so razporejene pred njim na mizi.
drobni predmeti	Preiskovanec mora pobrati drobne predmete (dve sponki, dva zamaška in dva kovanca) in jih, vsakega posebej, dati v prazno pločevinke.
žetoni	Preiskovanec mora na mizo položene žetone čim hitreje položiti enega vrh drugega.
simulirano hranjenje	Preiskovanec mora čim hitreje pobrati pet zrn fižola in jih dati v prazno pločevinke.
vijak/matica	To je edini dvoročni test, katerega cilj je priviti matico do konca vijaka.
veliki lahki predmeti	Preiskovanec mora čim hitreje prestaviti prazne pločevinke na ocenjevalno desko.
veliki težki predmeti	Preiskovanec mora čim hitreje prestaviti 450-gramske pločevinke na ocenjevalno desko.

Tabela 4.2: Podtesti funkcijskoga testa roke po Jebsenu

širok izbor funkcije roke. Vsak podtest je vrednoten za nedominantno in nato za dominantno roko. Vsi testi so časovno merjeni s štoparico. Preiskovanec sedi pri mizi na stolu, ki omogoča 90° fleksije v komolcih, kolkih, kolenih in gležnjih. Posamezni podtesti s kratkim opisom so predstavljeni v tabeli 4.2. Oceno funkcije roke po Jebsenu je zmeraj opravil isti terapevt.

Modificirana Ashworthova lestvica

Za oceno mišičnega tonusa smo uporabili modificirano Ashworthovo lestvico [63]. Opis posameznih stopenj lestvice je podan v tabeli 4.3. Stopnjo mišičnega tonusa

Stopnja	Opis
0	Ni zvišanja mišičnega tonusa.
1	Blago zvišan mišični tonus - začetni upor, nato prosti gib oz. minimalni upor na koncu izvedbe pasivnega giba.
2	Blago zvišan mišični tonus - začetni upor, ki mu sledi upor gibu skozi polovico obsega giba.
3	Izraziteje zvišan tonus skozi večji del obsega giba, vendar je možno brez težav gibati spastični del.
4	Močno zvišan tonus, pasivni gib je otežen.
5	Spastični del je rigid.

Tabela 4.3: Modificirana Ashworthova lestvica

je ocenil terapevt med pasivnim razgibavanjem sklepa. Oceno stopnje mišičnega tonusa je opravil isti terapevt, ki je izvajal tudi funkcijski test roke po Jebsenu.

4.2.4 Statistična analiza

Glede na rezultate nas je zanimalo, če obstaja statistična povezanost med nalogama, ki temeljita na merjenju sil prstov, in funkcijskim testom roke. V ta namen smo izračunali Spearmanov koeficient korelacije med funkcijskim testom roke po Jebsenu in maksimalno silo ter funkcijskim testom roke po Jebsenu in nalogu sledenja. Za maksimalno silo in nalogu sledenja smo uporabili podatke, ki so bili izmerjeni pred TENS terapijo in na isti dan kot funkcijski test roke po Jebsenu. Pri tem se rezultati korelacije s stopnjo značilnosti $p < 0,01$ upoštevajo kot statistično značilni.

4.3 Rezultati

Rezultati vseh štirih evalvacijskih metod so posebej predstavljeni za nedominantno in dominantno roko. Na vseh grafih so rezultati faze pred TENS terapijo in po njej ločeni z vertikalno črtkano črto, pripadajoči dnevi pa so označeni z minusom za fazo pred terapijo in s plusom za fazo po terapiji. V grafih in tabelah so ekstenzorji in fleksorji prstov označeni z naslednjima oznakama:

EK - ekstenzorji prstov,

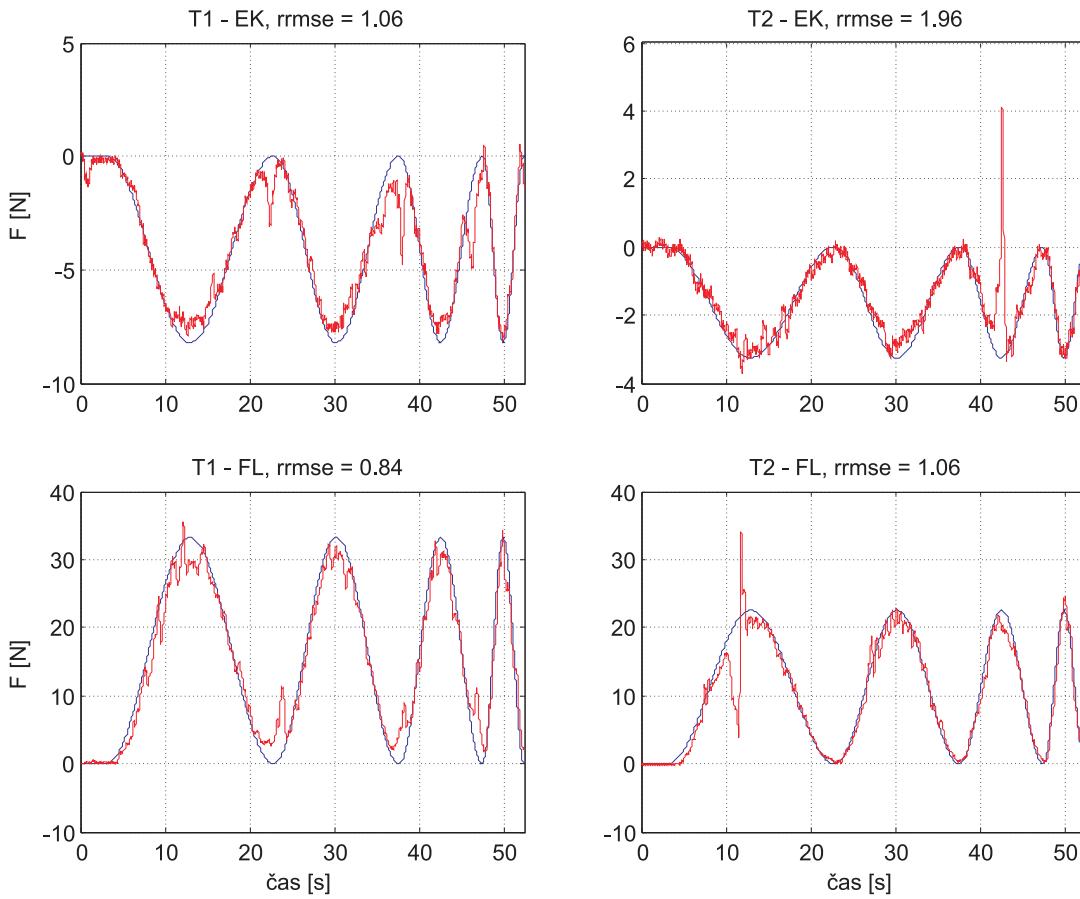
FL - fleksorji prstov.

4.3.1 Nedominantna roka

Na sliki 4.5 so prikazani štirje primeri časovnih potekov za nalogi sledenja s fleksorji in ekstenzorji prstov obeh pacientov za nedominantno roko. Leva grafa predstavlja sledenje osebe T1, desna pa sledenje osebe T2.

Na sliki 4.6 so prikazane meritve maksimalne sile prstov F_{max} za oba pacienta. V levem stolpcu so prikazani rezultati za osebo T1, v desnem pa za osebo T2. Rezultati kažejo na stalen trend povečanja maksimalnih sil prstov pri obeh osebah, tako pri fleksorjih kot pri ekstenzorjih. Pri osebi T1 ni opaziti konstantnega vpliva TENS terapije na sposobnost generacije maksimalnih sil prstov. V primeru ekstenzorjev se rezultati vseh treh meritev zelo dobro ujemajo in ni opaziti večjih odstopanj. Večja odstopanja pa je mogoče videti v primeru fleksorjev prstov, vendar kakšnega trenda vpliva transkutane električne stimulacije na sposobnost generiranja maksimalne sile ni opaziti. V primeru osebe T2 so za ekstenzorje prstov razvidne nižje vrednosti F_{max} pri meritvah takoj po TENS terapiji od sedmega do šestnajstega dneva meritev. Rezultati po premoru dobro sovpadajo z meritvami pred TENS terapijo. Za fleksorje prstov je viden podoben trend slabše generacije maksimalne sile prstov v drugi polovici terapevtske faze, predvsem enajsti dan in od štirinajstega do devetnajstega dne.

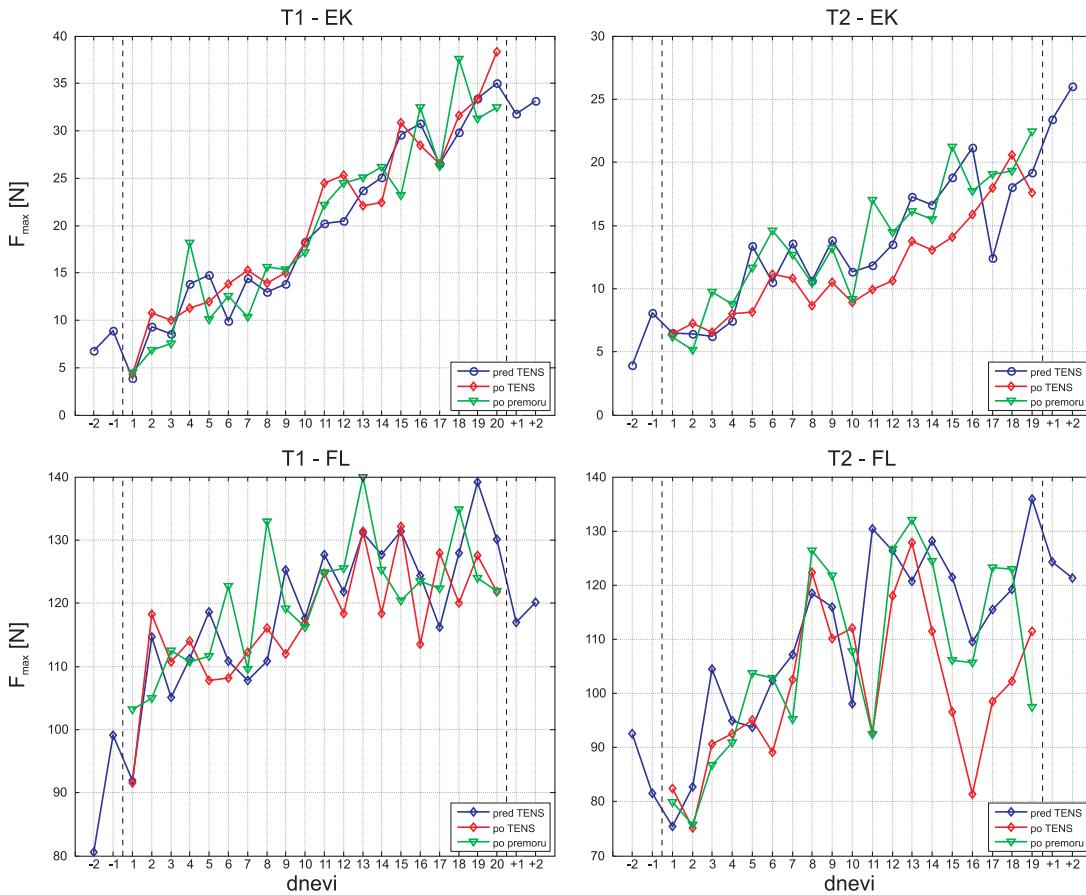
Rezultati naloge sledenja sile so prikazani na sliki 4.7. Leva grafa prikazujeta izračunano napako sledenja $rrmse$ za osebo T1, desna grafa pa za osebo T2. V fazi pred terapijo (dan -2, -1) in v fazi po terapiji (dan +1, +2) predstavlja stolpec povprečno napako $rrmse$ treh meritev za tisti dan. Trije stolpci v terapevtski fazi prikazujejo povprečno napako $rrmse$ pred TENS terapijo, takoj po TENS terapiji in po dvajsetminutnem premoru. V splošnem je pri obeh pacientih viden



Slika 4.5: Primeri sledenja za nedominantno roko

trend izboljšanja sledenja, kar se kaže v manjši napaki sledenja $rrmse$. So pa opazne razlike pri sledenju po stimulaciji. Oseba T2 je v večini primerov dosegla slabše sledenje sile po TENS terapiji, medtem ko je bilo sledenje osebe T1 po tej terapiji v splošnem boljše. Podobno razliko med obema osebama je opaziti tudi pri sledenju po dvajsetminutnem premoru.

Na sliki 4.8 so prikazani časovni rezultati vseh devetih podtestov funkcijskoga testa za roko po Jebsenu. V tabeli 4.4 je prikazano še število napak, ki sta jih oba pacienta naredila pri podtestu *labyrinth*. Oseba T2 ni uspela končati testa *vijak/matica* peti in šesti dan, zato za ta dva dneva ni prikazanih rezultatov. Iz rezultatov je razvidno izboljšanje funkcije nedominantne roke pri obeh osebah. Rezultati testa kažejo tudi na boljšo funkcijsko sposobnost osebe T1 v primerjavi z osebo T2.



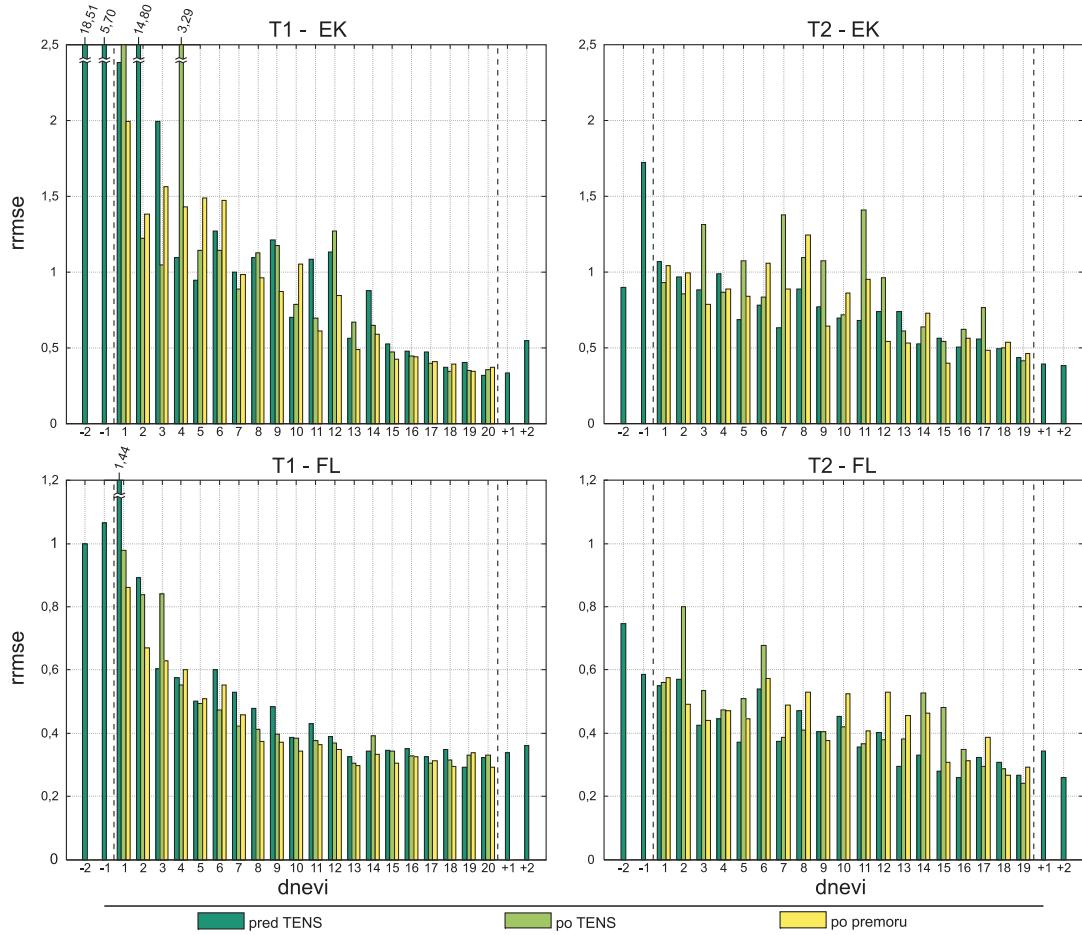
Slika 4.6: Rezultati meritev maksimalne sile za nedominantno roko

Dan	1	5	6	10	11	15	16	19/20	+1	+2
T1	17	16	5	10	10	11	6	11	9	6
T2	12	9	20	9	3	18	10	16	11	5

Tabela 4.4: Število napak pri podtestu *labyrinth* za nedominantno roko

Ocene spastičnosti mišic prstov nedominantne roke glede na modificirano Ashworthovo lestvico so podane v tabeli 4.5. Glede na ocene je prišlo do zmanjšanja spastičnosti mišic le pri osebi T2, medtem ko je ocena spastičnosti za osebo T1 ostala nespremenjena.

V tabeli 4.6 so prikazani izračunani Spearmanovi koeficienti korelacije za funkcijski test roke po Jebsenu in maksimalno silo F_{max} , izmerjeno vsak dan pred TENS terapijo. Pri osebi T1 je razvidna visoka povezanost pri podtestih *pisanje*, *labyrinth*, *karte*, *simulirano hranjenje* in *veliki lahki predmeti* za eksten-



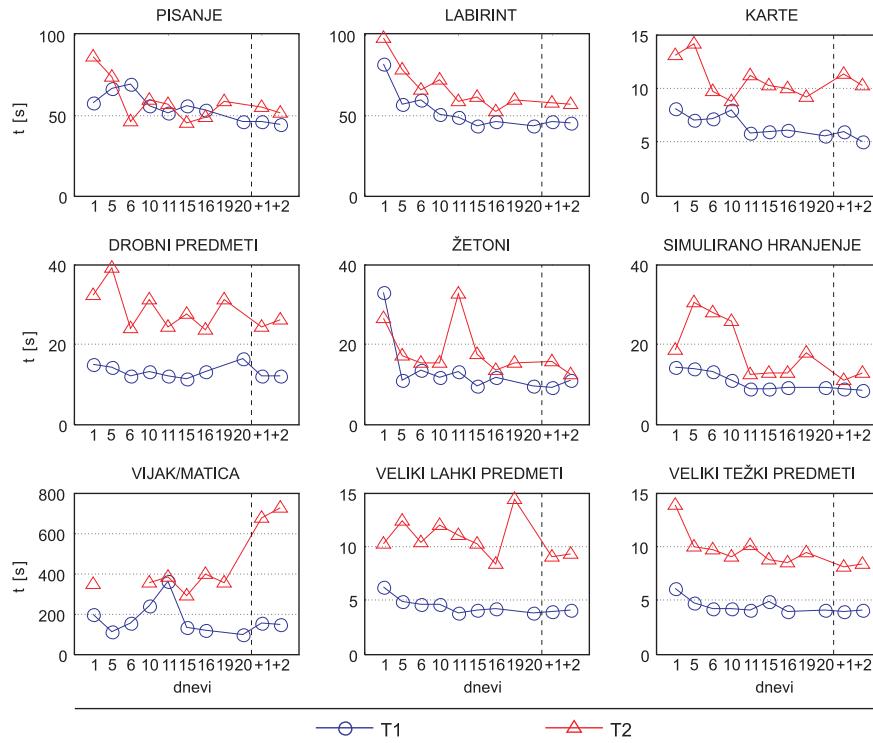
Slika 4.7: Rezultati meritev (rrmse) naloge sledenja za nedominantno roko

Pacient	Mišice	Teden 1	Teden 2	Teden 3	Teden 4	Po terapiji
T1	EK	0	0	0	0	0
	FL	2	2	2	2	2
T2	EK	4	4	4	3	3
	FL	4	4	4	3	3

Tabela 4.5: Rezultati modificirane Ashworthove lestvice za nedominantno roko

zorje prstov. Za fleksorje prstov je visoka povezanost samo pri *podtestu labirint*. Pri osebi T2 je visoka povezanost le pri ekstenzorjih prstov pri podtestih *labirint* in *veliki težki predmeti*.

V tabeli 4.7 so prikazani izračunani Spearmanovi koeficienti korelacijske za funkcijski test roke po Jebsenu in napako sledenja *rrmse*. Pri osebi T1 je vi-



Slika 4.8: Rezultati funkcijskega testa za roko po Jebsenu za nedominantno roko

Podtest	T1		T2	
	EK	FL	EK	FL
Pisanje	-0,867**	-0,358	-0,382	-0,394
Labirint (čas)	-0,915**	-0,830**	-0,818**	-0,648*
Labirint (napake)	-0,269	-0,092	-0,237	-0,012
Karte	-0,867**	-0,649*	-0,030	-0,236
Drobni predmeti	-0,212	-0,139	-0,297	-0,430
Žetoni	-0,746*	-0,479	-0,564	-0,103
Simulirano hranjenje	-0,766**	-0,480	-0,612	-0,709*
Vijak/matica	-0,491	-0,442	-0,810*	0,238
Veliki lahki predmeti	-0,799*	-0,671*	-0,567	-0,018
Veliki težki predmeti	-0,717*	-0,249	-0,830**	-0,358

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Tabela 4.6: Spearmanov koeficient korelacije nedominantne roke za funkcijski test roke po Jebsenu in maksimalno silo F_{max}

Podtest	T1		T2	
	EK	FL	EK	FL
Pisanje	0,649*	0,685*	0,370	0,467
Labirint (čas)	0,855**	0,903**	0,830**	0,842**
Labirint (napake)	0,147	0,128	0,231	0,219
Karte	0,600	0,661*	0,091	0,212
Drobni predmeti	0,152	0,249	0,309	0,358
Žetoni	0,867**	0,855**	0,515	0,587
Simulirano hranjenje	0,565	0,651*	0,697*	0,564
Vijak/matica	0,624	0,515	-0,762*	-0,571
Veliki lahki predmeti	0,640*	0,750*	0,382	0,382
Veliki težki predmeti	0,681*	0,638*	0,782*	0,697*

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

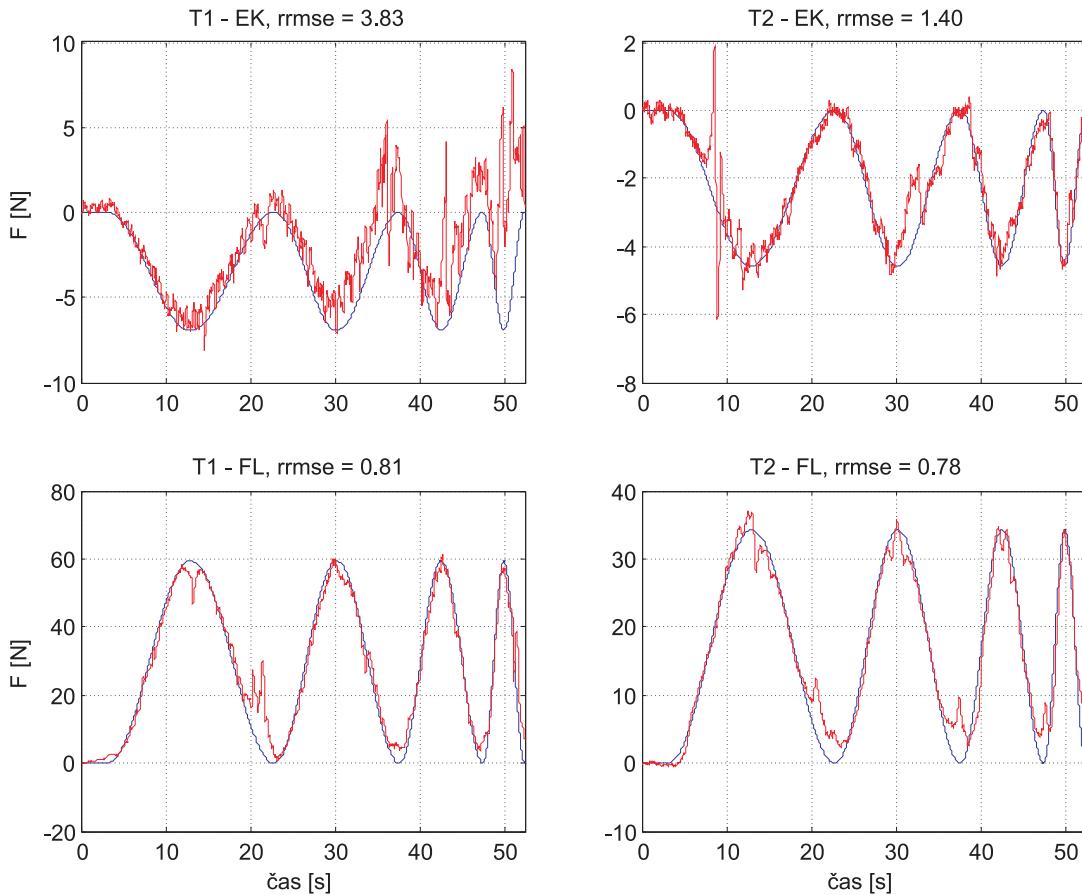
Tabela 4.7: Spearmanov koeficient korelacije nedominantne roke za funkcijski test roke po Jebsenu in napako sledenja $rrmse$

soka povezanost pri podtestih *labirint* in *žetoni*, tako pri ekstenzorjih kot tudi fleksorjih prstov. Za osebo T2 pa je bila visoka povezanost ugotovljena le pri podtestu *labrint*.

4.3.2 Dominantna roka

Na sliki 4.9 so prikazani štirje časovni poteki naloge sledenja za dominantno roko. Leva grafa predstavlja sledenje osebe T1, desna pa sledenje osebe T2.

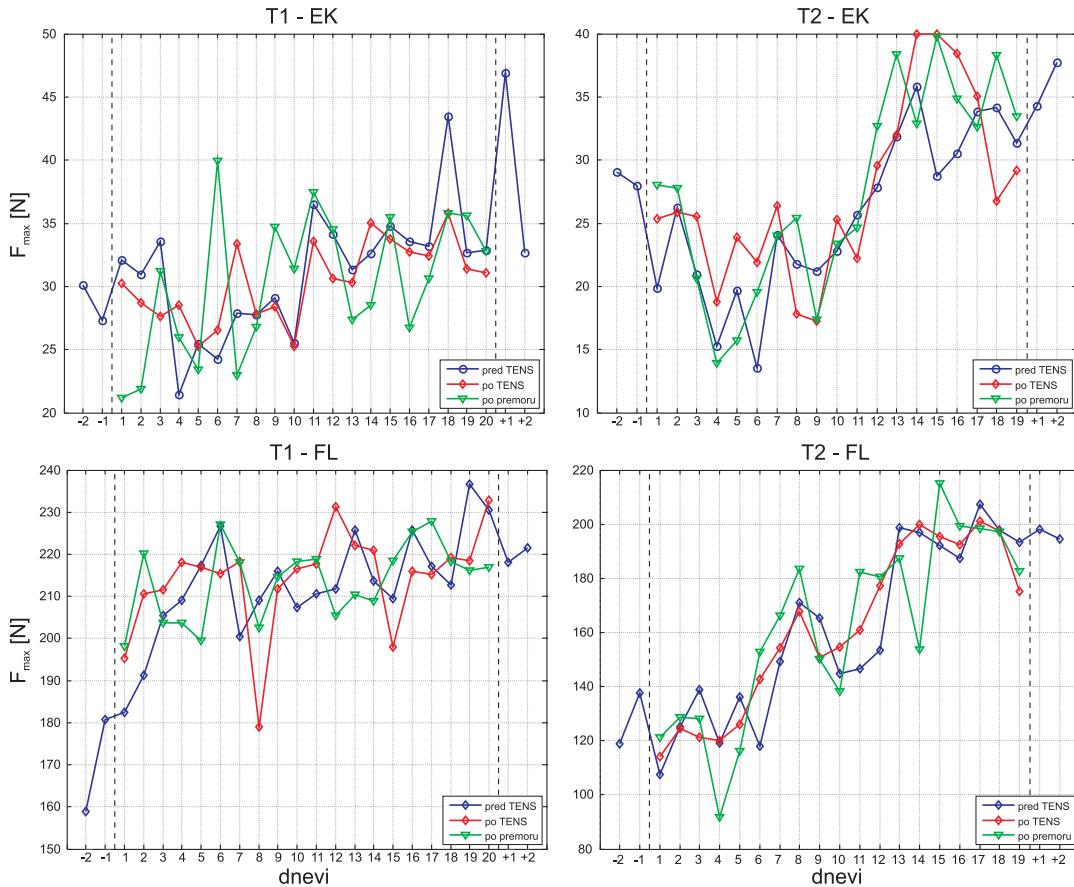
Na sliki 4.10 so prikazane meritve maksimalne sile prstov F_{max} za oba pacienta. V levem stolpcu so prikazane meritve osebe T1, v desnem pa osebe T2. Rezultati kažejo na stalen trend povečanja maksimalnih sil fleksorjev prstov pri obeh osebah. V primeru ekstenzorjev je pri obeh osebah v začetnih dnevih viden upad maksimalne sile, vendar pa je nato v kasnejših dneh viden trend povečanja maksimalne sile. Tako kot pri nedominantni roki tudi pri dominantni pri osebi T1 ni razviden konstanten vpliv TENS terapije na sposobnost generiranja maksimalnih sil prstov. Opaziti pa je večja odstopanja kot pri nedominantni roki, predvsem pri ekstenzorjih prstov. Oseba T2 je v večini primerov z ekstenzorji prstov dosegla večjo maksimalno silo takoj po TENS terapiji, pri fleksorjih prstov



Slika 4.9: Primeri sledenja za dominantno roko

pa se rezultati pred stimulacijo in po njej dobro ujemajo.

Rezultati naloge sledenja sile so prikazani na sliki 4.11. Leva grafa prikazujeta izračunano napako sledenja $rrmse$ za osebo T1, desna pa za osebo T2. V fazi pred terapijo (dan -2, -1) in v fazi po terapiji (dan +1, +2) predstavlja stolpec povprečni $rrmse$ vseh treh meritev za tisti dan. Trije stolpci v terapevtski fazi prikazujejo povprečno napako $rrmse$ pred TENS terapijo, takoj po njej in po dvajsetminutnem premoru. Pri obeh pacientih je razviden trend izboljšanja sledenja, kar se kaže v manjši napaki sledenja $rrmse$. Iz rezultatov sledenja za fleksorje prstov pri obeh osebah je razvidno, da TENS ni vplival na izboljšano sposobnost sledenja. V primeru ekstenzorjev so rezultati pri obeh pacientih bolj spremenljivi. V nekaterih primerih sta po stimulaciji dosegala boljše sledenje, v nekaterih pa slabše. Slabše sledenje po stimulaciji je razvidno predvsem pri osebi T2.

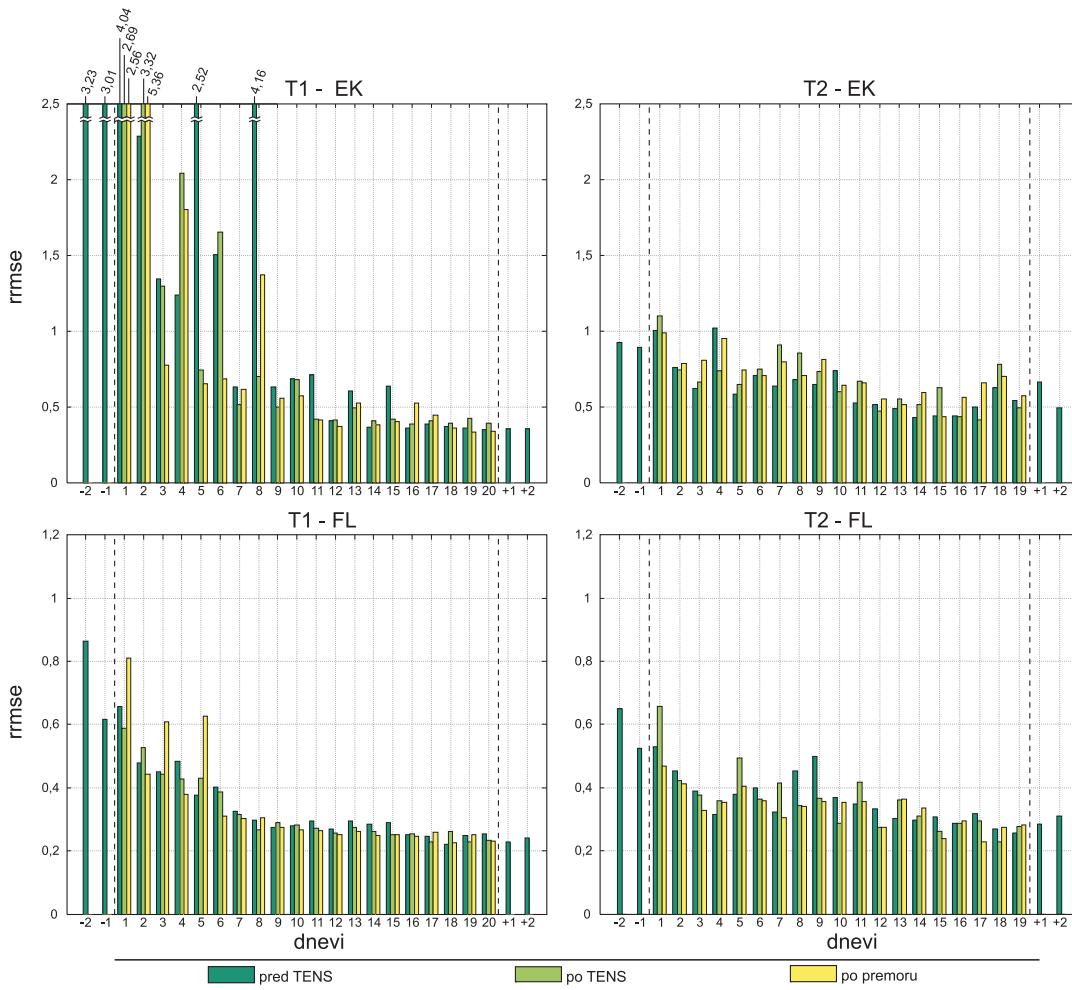


Slika 4.10: Rezultati meritev maksimalne sile za dominantno roko

Na sliki 4.12 so prikazani časovni rezultati vseh devetih podtestov funkcijskega testa za roko po Jebsenu. V tabeli 4.8 je prikazano še število napak, ki sta jih oba pacienta naredila pri podtestu *labirint*. Pri podtestu *vijak/matica* osebi T2 ni uspelo končati testa prvi, peti, šesti in devetnajsti dan, zato za te dneve ni prikazanih rezultatov. Pri istem podtestu tudi osebi T1 ni uspelo končati testa šesti dan. Iz rezultatov je vidno izboljšanje funkcije nedominantne roke pri obeh osebah. Rezultati testa kažejo tudi na boljšo funkcijsko sposobnost osebe T1 v primerjavi z osebo T2.

Dan	1	5	6	10	11	15	16	19/20	+1	+2
T1	4	5	4	2	2	2	2	3	0	5
T2	1	0	8	4	2	8	7	7	4	4

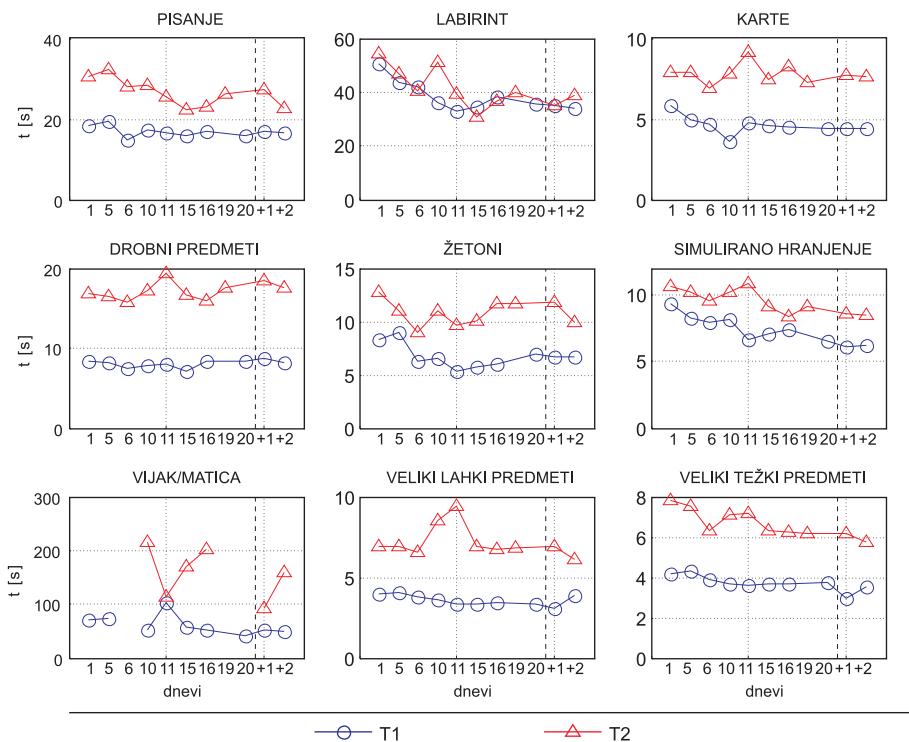
Tabela 4.8: Število napak pri podtestu *labirint* za dominantno roko



Slika 4.11: Rezultati meritev ($rrmse$) naloge sledenja za dominantno roko

Ocene spastičnosti mišic prstov nedominantne roke glede na modificirano Ashworthovo lestvico so podani v tabeli 4.9. Glede na ocene je prišlo do zmanjšanja spastičnosti mišic le pri osebi T2 v terapevtski fazi, medtem ko se je v fazi po terapiji spastičnost mišic povečala. Pri osebi T1 je ocena spastičnosti ostala nespremenjena čez celotno obdobje.

V tabeli 4.10 so prikazani izračunani Spearmanovi koeficienti korelacije za funkcijski test roke po Jebsenu in maksimalno silo F_{max} , izmerjeno pred TENS terapijo. Visoko povezanost je pri osebi T1 opaziti le pri nalogi *veliki lahki predmeti* za ekstenzorje prstov in pri nalogi *veliki težki predmeti* pri osebi T2 za obe mišični skupini.



Slika 4.12: Rezultati funkcijskega testa za roko po Jebsenu za dominantno roko

Pacient	Mišice	Teden 1	Teden 2	Teden 3	Teden 4	Po terapiji
T1	EK	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0	0, 0
	FL	1, 1	1, 1	1, 1	1, 1	1, 1
T2	EK	3, 3	3, 2	2, 2	2, 2	3, 3
	FL	3, 3	3, 2	2, 2	2, 2	3, 3

Tabela 4.9: Rezultati modificirane Ashworthove lestvice za dominantno roko

V tabeli 4.11 so prikazani izračunani Spearmanovi koeficienti korelacije za funkcionalni test roke po Jebsenu in napako sledenja *rrmse*. Pri osebi T1 je visoka povezanost pri podtestih *simulirano hranjenje* in *vijak/matica* za ekstenzorje ter pri podtestih *karte* in *simulirano hranjenje* za fleksorje prstov. Za osebo T2 pa je bila visoka povezanost ugotovljena le pri podtestih *pisanje* in *labrint* za ekstenzorje prstov.

Podtest	T1		T2	
	EK	FL	EK	FL
Pisanje	-0,171	-0,512	-0,673*	-0,660*
Labirint (čas)	-0,685*	-0,079	-0,673*	-0,782*
Labirint (napake)	-0,730*	0,151	0,179	0,284
Karte	-0,249	-0,236	-0,097	-0,237
Drobni predmeti	0,285	0,103	0,564	0,539
Žetoni	-0,467	0,018	0,224	0,103
Simulirano hranjenje	-0,697*	-0,479	-0,697*	-0,697*
Vijak/matica	-0,050	-0,517	-0,486	-0,657
Veliki lahki predmeti	-0,851**	-0,109	-0,313	-0,313
Veliki težki predmeti	-0,760*	-0,030	-0,827**	-0,863**

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Tabela 4.10: Spearmanov koeficient korelacijske dominantne roke za funkcijski test roke po Jebsenu in maksimalno silo F_{max}

Podtest	T1		T2	
	EK	FL	EK	FL
Pisanje	0,396	0,085	0,867**	0,612
Labirint (čas)	0,600	0,552	0,794**	0,733*
Labirint (napake)	0,290	0,423	-0,389	-0,408
Karte	0,758*	0,830**	-0,030	0,176
Drobni predmeti	-0,151	-0,309	-0,006	-0,418
Žetoni	0,103	0,103	0,297	-0,249
Simulirano hranjenje	0,842**	0,794**	0,527	0,685*
Vijak/matica	0,833**	0,717*	-0,086	0,429
Veliki lahki predmeti	0,517	0,499	0,337	0,252
Veliki težki predmeti	0,626	0,748*	0,438	0,754*

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Tabela 4.11: Spearmanov koeficient korelacijske dominantne roke za funkcijski test roke po Jebsenu in napako sledenja $rrmse$

4.4 Obrazložitev rezultatov

Pri transkutani električni nevrostimulaciji dermatomov sta sodelovali dve osebi s tetraparezo, ki sta imeli spastične zgornje ude. Njun napredok med terapijo

smo spremljali preko meritve maksimalne sile, naloge sledenja, funkcijskega testa roke po Jebsenu in z modificirano Ashworthovo lestvico. Maksimalna sila in naloga sledenja sta služili tako za evalvacijo možnega kratkotrajnega učinka TENS terapije kot tudi za oceno senzorično-motoričnih sposobnosti roke preko celotnega obdobja TENS terapije. S funkcijskim testom roke po Jebsenu in modificirano Ashworthovo lestvico pa smo spremljali spremembe funkcijskih sposobnosti roke in nivoja spastičnosti skozi daljše obdobje.

Rezultati maksimalne sile kažejo na izboljšanje motoričnih sposobnosti roke po obdobju štirih tednov. Ker sta bili obe osebi še v akutni fazi po poškodbi, lahko generiranje večjih sil prstov pripišemo delno naravni regeneraciji in vplivu rednega terapevtskega programa. Glede na rezultate pri vadbi dveh oseb s tetraparezo (pacienta P1 in P2) in ostalih študijah pa sposobnost generiranja večjih sil prstov lahko pripišemo tudi izvajanju nalog sledenja [19, 21]. Predvsem je opaziti konstanten in dober napredok pri obeh osebah pri ekstenzorjih prstov nedominantne roke, medtem ko je bilo povečanje maksimalne sile pri ekstenzorjih prstov dominantne roke manjše. Ena od lepo vidnih razlik med dominantno in nedominantno roko je tudi njuna začetna sila, ki je bila pri obeh pacientih za nedominantno roko v območju 5 - 10 N in za dominantno v območju 25 - 30 N. Iz rezultatov za fleksorje prstov je razvidno, da sta z dominantno roko obe osebi generirali večje sile. Glede na normativne podatke za cilindrični prijem za zdrave osebe, manjše, a ne signifikantne, razlike obstajajo med levo in desno roko [83].

Glede na meritve takoj po TENS terapiji in po dvajsetminutnem premoru je na podlagi rezultatov težko povzeti vpliv stimulacije na zmožnost generiranja maksimalne sile. Rezultati se pri obeh osebah namreč med seboj razlikujejo, opazne pa so tudi razlike med dominantno in nedominantno roko pri isti osebi. To je razvidno predvsem pri osebi T2, ki je takoj po stimulaciji z nedominantno roko v splošnem dosegala slabše rezultate, medtem ko je z dominantno roko dosegala po stimulaciji podobne oziroma nekoliko boljše rezultate maksimalne sile. Pri osebi T1 ni opaznega trenda generiranja maksimalne sile prstov po TENS terapiji.

Rezultati naloge sledenja sile kažejo na izboljšano sposobnost sledenja sile po štiritedenskem obdobju pri obeh pacientih, za obe roki in obe mišični skupini. Naslednje ugotovitve veljajo tako za nedominantno kot dominantno roko. Oba paciente sta dosegla boljše sledenje, tj. manjšo napako sledenja *rrmse*, s fleksorji prstov, kar sovpada z meritvami na zdravih osebah, ki so tudi dosegale manjšo

napako sledenja s fleksorji kot z ekstenzorji prstov pripadajoče roke (glej tabeli 3.2 in 3.3). Pri osebi T1 je za fleksorje prstov razviden trend upadanja napake sledenja, brez signifikantnih razlik iz dneva v dan. Njegovo sledenje z ekstenzorji je variiralo med dnevi, razen zadnji teden. Podobno nestanovitnost sledenja opazimo tudi pri osebi T2 pri obeh mišičnih skupinah. Ker je spastičnost motnja senzorično-motorične kontrole, smo predvidevali, da bo oseba T2 dosegala slabše rezultate (večji *rrmse*) pri sledenju kot oseba T1. Rezultati pa kažejo, da je v začetku oseba T2 bolje izvajala naloge sledenja kot oseba T1. Kljub boljšemu sledenju na začetku pa doseženi rezultati osebe T2 kažejo na bolj spremenljivo sledenje iz dneva v dan za obe mišični skupini, medtem ko je takšno sledenje pri osebi T1 opaziti samo za ekstenzorje prstov. Eden od možnih vzrokov bi lahko bila koaktivacija antagonistične spastične mišične skupine pri sledenju sile z agonisti. McLellan in ostali so v svoji študiji namreč opazili, da je prišlo do koaktivacije spastičnih fleksorjev, medtem ko je oseba sledila z ekstenzorji [51]. Nadalje takšno tezo lahko podpremo tudi s časovnim prikazom signalov (slike 4.5 in 4.9), kjer je razvidno, da je v treh prikazanih sledenjih z ekstenzorji prstov prišlo do aktivacije fleksorjev, saj je pacient dosegel sile večje od 0 N, kar pa je mogoče doseči le z aktivnostjo fleksorjev. Ta teza je podprta tudi z ocenami po modificirani Ashworthovi lestvici. Oseba T1 je imela spastične le fleksorje, medtem ko je oseba T2 imela spastični obe mišični skupini.

Vpliv transkutane električne nevrostimulacije je bil pri obeh pacientih različen. Oseba T1 je po TENS terapiji in po premoru v večini primerov dosegala približno enako sledenje kot pred stimulacijo, medtem ko je oseba T2 po TENS terapiji ali po premoru v večini primerov dosegala nekoliko slabše rezultate sledenja.

Rezulati funkcijskega testa roke po Jebsenu kažejo izboljšanje funkcijskih sposobnosti roke pri obeh pacientih tako za nedominantno kot za dominantno roko. Iz rezultatov je razvidna manjša funkcionalnost roke osebe T2 v primerjavi z osebo T1. Takšni rezultati so bili pričakovani glede na njune ocene po ASIA in modificirani Ashworthovi lestvici. Ta razlika med obema pacientoma je bolj opazna za dominantno roko, v primeru nedominantne roke pa je razlika manj opazna. Oba pacienta sta z dominantnima rokama dosegala boljše rezultate.

Glede na oceno po modificirani Ashworthovi lestvici je zmanjšanje spastičnosti razvidno samo pri osebi T2. Glede na rezultate ne moremo z gotovostjo trditi,

ali je bilo zmanjšanje doseženo s TENS-om ali z zdravili, ki jih je oseba jemala za zmanjšanje spastičnosti. V študijah je zabeleženo dolgoročno zmanjšanje spastičnosti pri TENS terapijah, ki so trajale dva tedna ali več [42, 47, 44, 45]. V primeru osebe T2, so bili rezultati za dominantno in nedominantno roko različni v fazi po terapiji. Za nedominantno roko je ocena spastičnosti ostala znižana, pri dominantni roki pa se je spastičnost mišic roke spet povečala. Zmanjšanja spastičnosti leve roke pri osebi T1 ni bilo zaznati z ocenitvijo mišičnega tonusa po modifirani Ashworthovi lestvici.

Na podlagi izračunanih Spearmanovih korelacijskih koeficientov lahko ugotovimo naslednje:

V splošnem med posameznimi podtesti funkcijskoga testa po Jebsenu in obema nalogama, ki temeljita na merjenju sil prstov, ne moremo govoriti o povezanosti. Izračunani korelacijski koeficienti so statistično značilni za različne podteste. Edina izjema je podtest labirint, kjer je bila ugotovljena visoka povezanost z nalogom sledenja za nedominantno roko pri obeh osebah. Pričakovano je bilo, da bi morebiti obstajala povezanost med nalogami za podtesta veliki lahki predmeti in veliki težki predmeti. Pri teh dveh podtestih je namreč potrebno uporabiti cilindrični prijem, kakršen nastopa tudi pri merjenju sile. Povezanost za ta dva podtesta in maksimalno silo ter nalogu sledenja pa je bila ugotovljena le v posameznih primerih. Zaključimo lahko, da na podlagi rezultatov, pridobljenih pri samo dveh pacientih, ne moremo govoriti o statistični povezanosti med nalogama, ki temeljita na merjenju sil prstov, in funkcijskim testom roke.

Navkljub napredku senzorično-motoričnih in funkcijskih sposobnosti rok obeh pacientov na podlagi rezultatov ne moremo podati nobene konkretnje ocene o vplivu TENS terapije na njune senzorično-motorične sposobnosti. V splošnem kaže, da je bil vpliv TENS terapije za oba pacienta različen. Na osnovi podatkov dveh oseb s tetraplegijo, ki sta bili v akutni fazi okrevanja, ne moremo podati končnega sklepa o vplivu transkutane električne nevrostimulacije na sposobnost sledenja sile in generiranje maksimalne sile. Po drugi strani pa glede na primerjavo podatkov vseh štirih evalvacijskih metod vidimo, da so si te metode komplementarne. Vsaka od njih doda novo ali detajlnejšo informacijo o stopnji poškodbe zgornjega uda.

5.

Naprava za urjenje roke v dinamičnih pogojih

Prva verzija razvite naprave za merjenje sile prstov omogoča urjenje in ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti roke le v izometričnih pogojih, zato smo razvili nadgradnjo naprave, ki omogoča vadbo v dinamičnih pogojih. Prototip smo zasnovali na napravi, ki deluje na osnovi magnetoreološke tekočine in ima eno stopnjo prostosti gibanja. Uporaba takšne naprave omogoča izvedbo aktivnih vaj proti uporu v celotnem območju prstov ali zapestja.

5.1 Magnetoreološke tekočine

Magnetoreološke (MR) tekočine (angl. magnetorheological fluids) so snovi, ki se jim pod vplivom magnetnega polja spremenijo reološke lastnosti (elastičnost, plastičnost in viskoznost). Najizrazitejše pri MR tekočinah je spremenjanje meje tečenja (angl. yield stress), ki narašča z večanjem magnetnega polja. Meja tečenja označuje mejo med elastično in plastično deformacijo materiala. MR tekočine so sestavljene iz nemagnetne nosilne tekočine, v kateri so mikronsko veliki delci, ki se pod vplivom polja polarizirajo. V odsotnosti magnetnega polja se ti delci prosto gibljejo po tekočini, ko pa je tekočina izpostavljena magnetnemu polju, se začnejo povezovati v verižne strukture, ki so vzporedne magnetnemu polju. Te verižne strukture omejujejo tok tekočine in tako povečujejo viskozne karakteristike suspenzije [84]. Mehanska energija, ki je potrebna za pretrganje verižnih struktur, se povečuje z večanjem magnetnega polja.

Tipičen premer delcev v MR tekočini je od 10^{-7} do 10^{-5} m, uporabljen material je železo ali zlitine železa in kobalta [84]. Nosilne tekočine se izbirajo na podlagi njihovih reoloških in triboloških (trenje, mazivnost in obraba) lastnosti ter njihove temperaturne stabilnosti. Pogosto uporabljena so olja na osnovi petroleja, silikona, mineralna olja, polietri, voda in sintetična hidrokarbonska olja. MR tekočine pogosto vsebujejo še dodatke, ki povečujejo mazivne lastnosti tekočine, ter dodatke, ki preprečujejo sedimentacijo in kopičenje delcev. Pregled nekaj osnovnih lastnosti tipičnih magnetoreoloških tekočin je podan v tabeli 5.1 [85].

Lastnost	Tipična vrednost
Maksimalna vrednost meje tečenja τ_y	50–100 kPa (pri 150–250 kA/m)
Maksimalna jakost polja	~ 250 kA/m
Dinamična viskoznost η_p (pri 25°C)	0,2–0,3 Pa s
Temperatura delovanja	-40 do +150°C
Odzivni čas	milisekunde
Gostota	3–4 g/cm ²
Napajanje	2–25 V, 1–2 A (2–50 W)

Tabela 5.1: Tipične lastnosti magnetoreoloških tekočin

Obnašanje MR tekočin je v praksi pogosto opisano z Binghamovim plastičnim modelom, ki vsebuje spremenljivo mejo tečenja τ_y , ta pa je odvisna od magnetnega polja B [86]. Za napetosti nad mejo tečenja τ_y je tok tekočine opisan z Binghamovo enačbo:

$$\tau = \tau_y(B)\text{sgn}(\dot{\gamma}) + \eta_p\dot{\gamma} \quad (5.1)$$

kjer je $\dot{\gamma}$ hitrostni gradient tekočine in η_p plastična viskoznost (viskoznost pri $B = 0$). Pod mejo tečenja pa se tekočina obnaša kot viskoelastičen material in ga opisuje enačba:

$$\tau = G\gamma \quad (5.2)$$

kjer je G strižni modul elastičnosti, ki je prav tako odvisen od magnetnega polja, in γ specifičen raztezek. Z združitvijo enačb (5.1) in (5.2) zapišemo Binghamov plastični model kot:

$$\tau = \begin{cases} \tau = G(B)\gamma & ; \tau < \tau_y \\ \tau = \tau_y(B) + \eta_p\dot{\gamma} & ; \tau > \tau_y \end{cases} \quad (5.3)$$

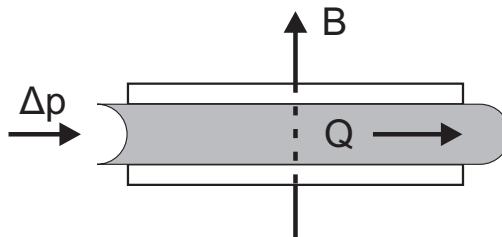
Kot je bilo že omenjeno, je meja tečenja odvisna od magnetnega polja B in eksponencialno narašča glede na gostoto magnetnega polja. Njuno zvezo opisuje enačba:

$$\tau_y(B) = \kappa B^\alpha \quad (5.4)$$

kjer sta proporcionalni koeficient κ in eksponent α karakteristični vrednosti MR tekočine in sta odvisni od magnetnega polja, velikosti delcev, oblike delcev in njihove gostote, nosilne tekočine, temperature in magnetnega zasičenja. Čeprav se je Binghamov plastični model izkazal kot uporaben pri načrtovanju naprav z MR tekočinami, pa pravo obnašanje MR tekočine kaže nekatera odstopanja od tega enostavnega modela [86]. Eno izmed pomembnih odstopanj je karakteristika nenewtonovskih tekočin v odsotnosti magnetnega polja.

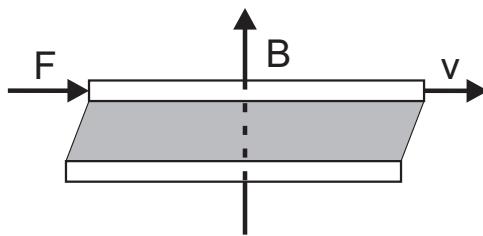
Praktično vse naprave, ki delujejo na osnovi MR tekočine, delujejo po enem izmed treh osnovnih principov toka magnetoreološke tekočine [85].

- Prvi princip je tlačni način (angl. pressure-driven flow mode), ki je prikazan na sliki 5.1. V tem načinu delovanja je tekočina potisnjena skozi ozek kanal, na katerega pravokotno deluje magnetno polje. Naprave, ki delujejo v tem načinu, so amortizerji, blažilniki tresljajev, ventili itd.



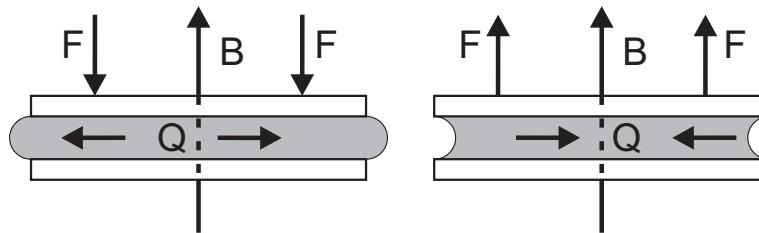
Slika 5.1: Tlačni način

- Drugi princip je strižni način delovanja (angl. direct shear mode), ki je prikazan na sliki 5.2. MR tekočina je v tem primeru v kanalu med dvema preničnima poloma, ki se translacijsko ali rotacijsko premikata v smeri pravokotno na magnetno polje. Naprave, ki uporabljajo ta način delovanja, so sklopke, zavore, naprave za zaklepanje, blažilniki za majhne premike in aplikacije, ki delujejo v območju srednjih frekvenc.
- Tretji princip je stisljivi način (angl. squeeze film mode), ki je prikazan na sliki 5.3. MR tekočina je v tem primeru med dvema preničnima poloma,



Slika 5.2: Strižni način

ki se premikata v smeri polja. Ta način se uporablja pri blažilnikih, ki so



Slika 5.3: Stisljivi način

namenjeni aplikacijam, pri katerih nastopajo velike sile in majhni premiki.

5.1.1 Rotacijske MR naprave

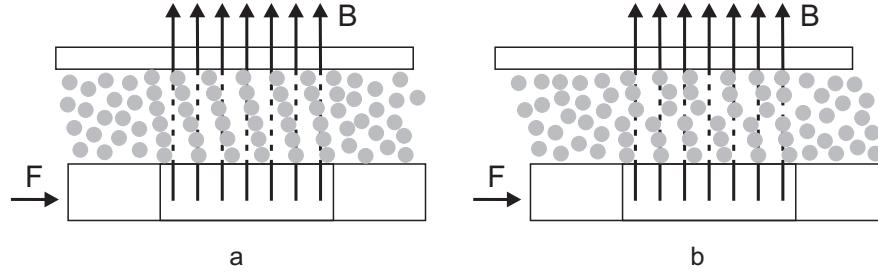
Pri rotacijskih napravah je MR tekočina v ozki reži med statičnim ohišjem in rotorjem. Te naprave delujejo v strižnem načinu delovanja. Navitje, s katerim uravnavamo magnetno polje v reži, je nameščeno na zunanjem delu rotacijskega diska. Z večanjem toka skozi navitje se poveča meja tečenja, zaradi česar se poveča zaviralno trenje. Razmere v MR tekočini pod mejo tečenja in nad njo so prikazane na sliki 5.4.

Moment zaviranja M_b v napravi rotacijskega tipa lahko opišemo z enačbo:

$$M_b = 2\pi \int_{r_z}^{r_w} \tau r^2 dr = 2\pi \int_{r_z}^{r_w} (\tau_y + \eta_p \dot{\gamma}) r^2 dr \quad (5.5)$$

kjer sta r_z in r_w zunanji in notranji radij aktuatorjskega diska, $\dot{\gamma} = \frac{r\omega}{h}$, pri čemer so r radij, ω kotna hitrost rotirajočega diska in h debelina reže, v kateri je MR tekočina. Ob upoštevanju enačbe (5.4) dobi enačba (5.5) naslednjo obliko:

$$M_b = 2\pi \int_{r_z}^{r_w} (\kappa B^\alpha + \eta_p \frac{r\omega}{h}) dr \quad (5.6)$$



Slika 5.4: Princip toka MR tekočine v strižnem načinu delovanja: a - tok pod mejo tečenja, b - tok nad mejo tečenja

Po integraciji enačbe (5.6) in upoštevanju, da je magnetno polje proporcionalno električnemu toku skozi tuljavo $B = k_k i$, dobimo:

$$M_b = \frac{2\pi}{3} \kappa k_k^\beta (r_z^3 - r_w^3) i^\alpha + \frac{\pi}{2h} \eta_p (r_z^4 - r_w^4) \omega \quad (5.7)$$

Iz enačbe (5.7) je razvidno, da lahko moment zaviranja M_b v aktuatorju z rotirajočim diskom razdelimo na dva prispevka, in sicer na prispevek od magnetnega polja B odvisnega momenta M_B in viskozno komponento M_η :

$$M_b = k_i i^\alpha + k_\omega \omega = M_B + M_\eta \quad (5.8)$$

Poleg komponent M_B in M_η k skupnemu zavirальнemu navoru prispeva še navor zaradi trenja M_{tr} (trenje v ležajih, trenje zaradi tesnila) [87]:

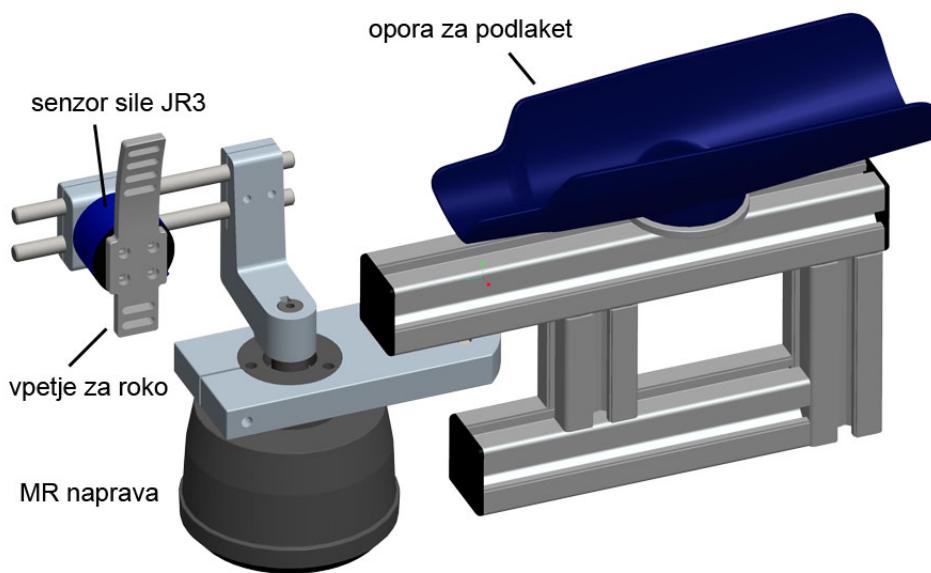
$$M_b = M_{tr} + M_B + M_\eta \quad (5.9)$$

Iz gornjih enačb je mogoče razbrati, da je moment, ki ga rotirajoča MR naprava generira na osi, odvisen od mehanske konstrukcije naprave kakor tudi od reoloških lastnosti MR tekočine.

5.2 Naprava za urjenje roke z eno prostostno stopnjo gibanja

5.2.1 Konstrukcija naprave

Na osnovi rotacijske MR naprave smo razvili napravo z eno prostostno stopnjo, ki je namenjena urjenju roke v dinamičnih pogojih. Naprava je prikazana na



Slika 5.5: Naprava za urjenje roke v dinamičnih pogojih

sliki 5.5. Osnovno ogrodje naprave, na katerega sta pritrjena opornica za podlaket in rotacijska MR naprava, je sestavljeno iz aluminijastih profilov. Takšna konstrukcija omogoča prilagoditev naprave posameznemu uporabniku. Premični nosilec, na katerega sta pritrjena senzor sile in nosilec (vpetje) za roko, omogoča nastavitev naprave za urjenje mišic prstov ali zapestja. Roka je na nosilec pritrjena z Velcro trakom. Za merjenje sile prstov ali zapestja smo uporabili enak JR3 senzor kot pri napravi za vadbo v izometričnih pogojih (glej poglavje 3.2.1). Izmerjena sila služi tudi za izračun navora v osi rotacije.

Glavna komponenta razvite naprave je komercialno dosegljiva MR zavora (TFD Steer-by-wire RD-8053-1, Lord Corp., Cary, NC, ZDA), ki omogoča generiranje spremenljivega momenta zaviranja. Prikazana je na sliki 5.6. Z MR zavoro RD-8053-1 je mogoče na osi zavore doseči moment do 14 ± 2 Nm, pri električnem toku skozi tuljavo 1,5 A. Poleg tega ima MR naprava vgrajen absolutni pozicijski senzor, ki meri kot rotacije. Izhod senzorja je pulznoširinsko moduliran (PWM) signal, pri katerem širina pulza predstavlja trenutno pozicijo osi. Tipične lastnosti RD-8053-1 naprave so podane v tabeli 5.2.



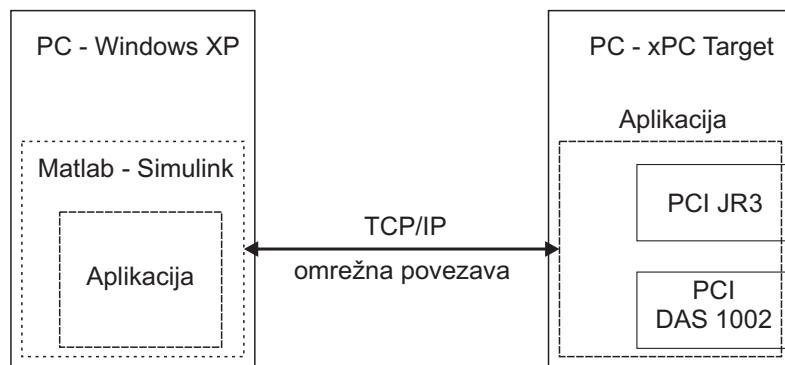
Slika 5.6: Magnetoreološka zavora TFD Steer-by-wire RD-8053-1

Delovna hitrost [obr/min]	do 120
Navor [Nm]	
pri 1 A	10 (nominalen)
pri 0 A	< 0,6
Omejitve glede sil	
Osna sila [N]	1500 maks
Upogibni moment [Nm]	100 maks
Temperatura delovanja	-35 do +80°C
 Vhodni tok [A]	
konstanten	do 0,5
s prekinitvami	do 1,0
Vhodna napetost [V]	12 ali 24 DC
Upornost tuljave [Ω] pri 20°C	11 nominalno
Vhodna napetost senzorja [V]	5 DC \pm 0,50
Ločljivost senzorja pozicije	12 bitov
Izhodni signal senzorja pozicije	PWM signal (5 V pulzi frekvence \sim 200 Hz)

Tabela 5.2: Tipične lastnosti TFD Steer-by-wire RD-8053-1 magnetoreološke naprave

5.2.2 Vodenje MR naprave

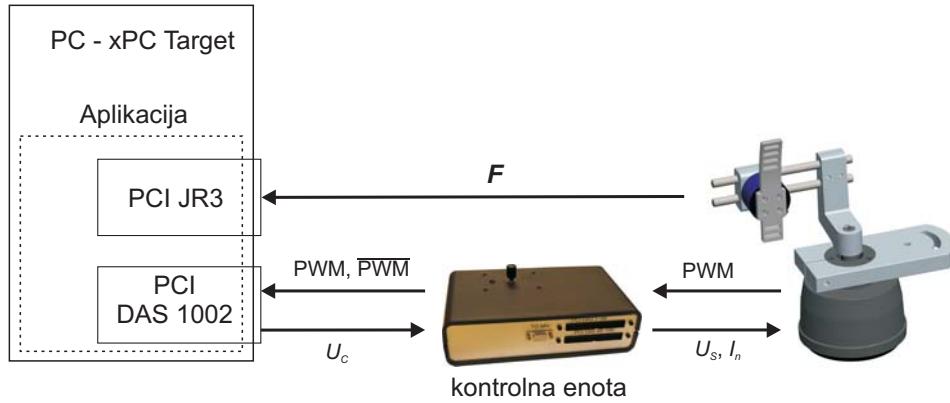
Za vodenje MR naprave smo uporabili osebni računalnik s sistemom Mathworks xPC Target. Glavna prednost uporabe xPC Target operacijskega sistema pred Windows operacijskim sistemom je v izvajanju programa oz. aplikacije v strogem realnem času (angl. hard real time). Razvoj programske aplikacije xPC Target



Slika 5.7: Razvojni (Windows XP) in ciljni (xPC Target) osebni računalnik

poteka ločeno na razvojnem osebnem računalniku (angl. host PC) v grafičnem okolju Matlab Simulink. Ko je programska aplikacija končana, se prevede v izvršljivo kodo in naloži na ciljni računalnik (angl. target PC), kjer se aplikacija vodenja izvaja samostojno. Oba računalnika sta med seboj povezana preko TCP/IP omrežne povezave, preko katere poteka prenos aplikacije na ciljni PC (slika 5.7). Preko povezave lahko razvojni računalnik nadzira delovanje ciljnega, ki mu posreduje zajete podatke.

Shema vodenja razvitega MR sistema je prikazana na sliki 5.8. S programsko aplikacijo, ki teče na xPC Target računalniku s taktom 1 kHz, se s pomočjo PCI JR3 vmesniške kartice zajema sila F s senzorja sile, s PCI vmesniško kartico Measurement Technology DAS 1002 pa so zajemani PWM signal in njegov invertiran signal \overline{PWM} ter se generira krmilna napetost U_C . Povezava med kartico DAS 1002 in MR aktuatorjem poteka preko kontrolne enote, ki skrbi za napajalno napetost senzorja zasuka U_S , pretvorbo krmilnega signala U_C v tok tuljave I_n ter invertiranje PWM signala. Za pretvorbo napetostnega krmilnega signala U_C v tok I_n smo uporabili originalen modul “wonder box device controller” (Lord Corp., Cary, NC, USA). Za invertiranje PWM signala smo uporabili integrirano vezje Hex Inverter 74F04 (Philips Semiconductors), s katerim zakasnitev invertiranega



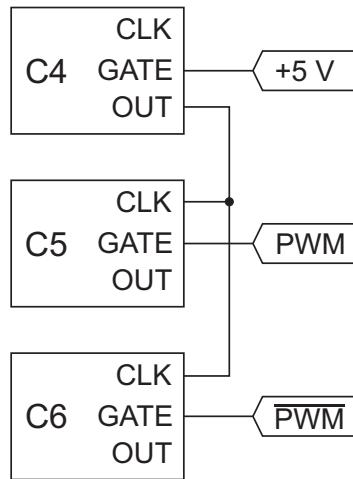
Slika 5.8: Shema MR sistema

signala znaša tipično 3,5 ns.

Določitev kota zasuka MR naprave

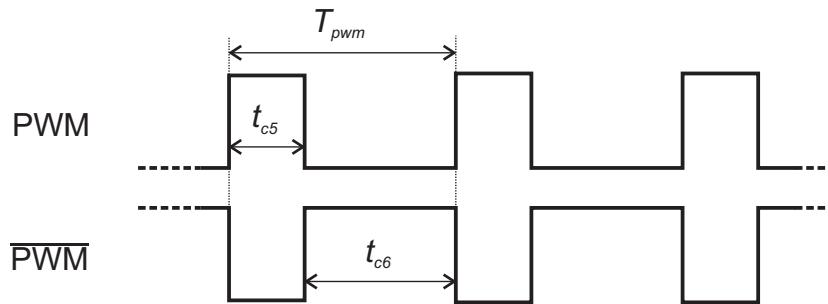
Izhod vgrajenega senzorja pozicije MR naprave je PWM signal, pri katerem je širina pulza proporcionalna absolutnemu kotu zasuka osi. Pri kotu zasuka 0° je impulzna širina PWM signala enaka 5 % periode T_{pwm} , kot je 360° pa je kodiran kot 95 % periode T_{pwm} . Za merjenje širine impulza PWM signala smo uporabili tri števce na kartici DAS 1002, ki so dosegljivi preko zunanjega konektorja. Števci so šestnajst-bitni, delujejo pa na principu odštevanja od začetne vpisane vrednosti. Vsak urin takt se tako njhova vrednost zmanjša za eno.

Vezava števcov za branje impulzne širine PWM signala je prikazana na sliki 5.9. Števec C4 je uporabljal notranjo uro s taktom 10 MHz, njegov izhod (OUT) pa je služil za takt (CLK) ostalima dvema števcema. Števec je deloval v načinu 3 (mode 3), pri katerem je izhod (OUT) na visokem nivoju (~ 5 V), dokler števec ne prekorači polovice začetne vrednosti štetja. Po tem se izhod postavi na nizek nivo (~ 0 V), na katerem ostane preostalo polovico štetja. S tem dosežemo deljenje takta vhodne ure. Števca C5 in C6 sta delovala v načinu 2 (mode 2). V tem načinu števec odšteva od začetne vrednosti, dokler je vhod (GATE) na visokem nivoju. Ko vhod pade na nizek nivo, se štetje ustavi in števec drži trenutno vrednost do naslednjega prehoda v visoki nivo. Pri prehodu iz nizkega na visoki nivo se vrednost števca resetira na vpisano začetno vrednost in vnovič začne z odštevanjem.



Slika 5.9: Vezava števcev za izračun pulzne širine PWM signala

S takšno vezavo števcev je mogoče v kateremkoli trenutku izmeriti širino impulza PWM signala in izračunati kot zasuka. Kadar je PWM signal na nizkem nivoju, uporabimo vrednost števca C5 za izračun t_{c5} in kadar je PWM signal na visokem nivoju, uporabimo vrednost števca C6 za izračun t_{c6} . Razmere prikazuje



Slika 5.10: PWM signal, ki proži štetje števca 5, in invertiran $\overline{\text{PWM}}$ signal, ki proži štetje števca 6

slika 5.10. Oba časa trajanja impulza izračunamo glede na enačbi:

$$t_{c5} = n_{c5} T_c = \frac{n_{c5}}{f_c} \quad (5.10)$$

$$t_{c6} = n_{c6} T_c = \frac{n_{c6}}{f_c} \quad (5.11)$$

kjer so n_{c5} in n_{c6} prešteto število urinih taktov števcev C5 in C6, T_c perioda ure in f_c frekvence obeh števcev. Prešteto število urinih taktov n_{c5} oziroma n_{c6} se izračuna kot razlika med začetno vpisano vrednostjo in trenutno vrednostjo

štanca. Iz enega ali drugega izračunanega časa je mogoče izračunati kot zasuka α . V primeru uporabe (5.10) je kot zasuka α določen z naslednjo enačbo:

$$\alpha_{c5} = k(t_{c5} - 0,05 T_{pwm}) \quad (5.12)$$

kjer je koeficient k enak:

$$k = \frac{360}{0,9 T_{pwm}} = \frac{400}{T_{pwm}} = 400 f_{pwm} \quad (5.13)$$

Po vstavitevi (5.13) in (5.10) v (5.12) in upoštevanju relacije $T_{pwm} = \frac{1}{f_{pwm}}$ dobimo končno obliko enačbe za izračun kota α_{c5} :

$$\alpha_{c5} = 400 \frac{f_{pwm}}{f_c} n_{c5} - 20 \quad (5.14)$$

Za izračun kota α z uporabo (5.11) pa za izhodišče vzamemo (5.12), kjer upoštevamo relacijo $t_{c5} = T_{pwm} - t_{c6}$ in tako dobimo naslednjo enačbo:

$$\alpha_{c6} = k(0,95 T_{pwm} - t_{c6}) \quad (5.15)$$

Če spet upoštevamo relaciji (5.13) in (5.11) ter $T_{pwm} = \frac{1}{f_{pwm}}$, dobimo končno obliko za izračun kota α_{c6} :

$$\alpha_{c6} = 380 - 400 \frac{f_{pwm}}{f_c} n_{c6} \quad (5.16)$$

Kot je razvidno iz enačb (5.14) in (5.16), je potrebno za izračun kota zasuka poznati frekvenco PWM signala f_{pwm} ter frekvenco štetja f_c števcov C5 in C6. Izmerjena frekvenca f_{pwm} se je gibala med 199,0 in 199,1 Hz. Pri ločljivosti merjenja 0,1 Hz to pomeni, da se perioda T_{pwm} giblje med 5026 μs in 5021 μs , njena povprečna vrednost pa je $\sim 5024 \mu s$. Števec C4 je bil nastavljen tako, da je na izhodu dajal takt s frekvenco 400 kHz. Meritve so pokazale, da je dejanska frekvenca, ki jo števec C4 generira, 399970 Hz. Perioda urinega signala oz. ločljivost, s katero je bil vzorčen čas je torej bila $T_c = 2,5 \mu s$. V povprečju je ena perioda PWM signala razdeljena na 2010 vzorcev, kar pomeni, da 1809 vzorcev pokriva 5–95 % periode. Ločljivost merjenja kota zasuka je tako $360^\circ / 1809 = 0,2^\circ$. Pri izračunih enačb (5.14) in (5.16) sta bili uporabljeni naslednji vrednosti frekvenc f_c in f_{pwm} :

$$f_c = 399970 \text{ Hz} \quad (5.17)$$

$$f_{pwm} = 199,05 \text{ Hz} \quad (5.18)$$

Ker se programska aplikacija izvaja s taktom $f = 1 \text{ kHz}$, kar je približno petkrat hitreje od frekvence f_{PWM} , izračunamo kot zasuka v eni periodi PWM signala večkrat. Končni izračun kota α je tako:

$$\alpha = \frac{\alpha_1 + \dots + \alpha_n}{n} \quad (5.19)$$

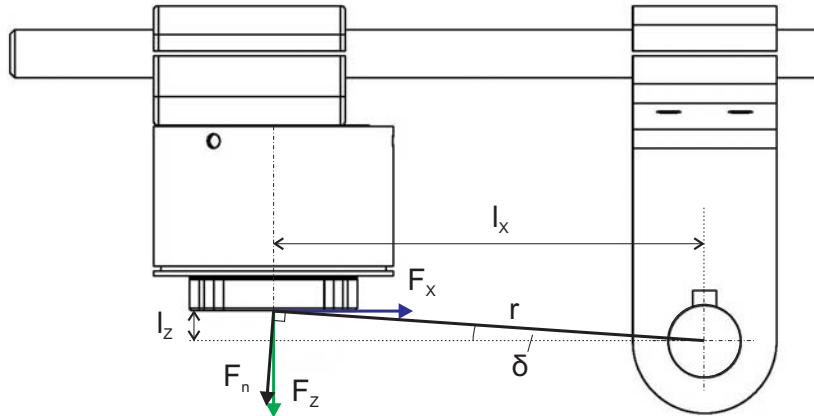
kjer je n število izračunanih kotov zasuka v eni periodi PWM signala, vrednosti kotov α_1 do α_n pa so izračunane po enačbi (5.14) ali (5.16).

Izračun navora

Navor na osi MR naprave smo izračunali preko izmerjene sile na JR3 senzorju. Navor se v splošnem izračuna kot vektorski produkt med vektorjem sile \mathbf{F} in ročice \mathbf{r} :

$$\mathbf{M} = \mathbf{r} \times \mathbf{F} \quad (5.20)$$

V našem primeru je senzor sile nameščen na nosilni del tako, da se ročica vrati v xz ravnini senzorja. Na navor M na osi MR zavore vplivata tako le dve komponenti sile, in sicer F_x in F_z . Razmere so prikazane na sliki 5.11. Zaradi tega lahko



Slika 5.11: Komponente sile, ki delujejo na ročico r

navor M na osi izračunamo kot skalarni produkt sile F_n , ki deluje pravokotno na ročico, ter dolžine ročice r :

$$M = F_n \cdot r \quad (5.21)$$

kjer je $F_n = F_{n_x} + F_{n_z}$. Velikost komponent F_{n_x} in F_{n_z} je odvisna od kota δ , njuno povezavo pa ponazarjata naslednji enačbi:

$$F_{n_x} = F_x \sin \delta \quad (5.22)$$

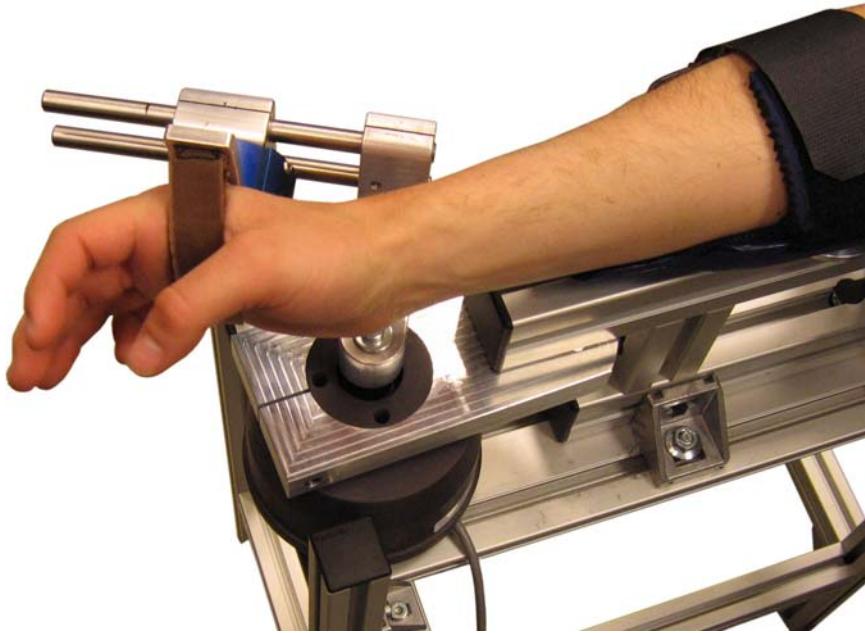
$$F_{n_z} = F_z \cos \delta \quad (5.23)$$

Kot α je odvisen od nastavljive razdalje l_x , ki določa oddaljenost senzorja sile od središča rotacije v smeri x , ter od fiksne razdalje l_z , ki je razdalja med osjo rotacije in prijemalem v smeri z (glej sliko 5.11). Kot δ izračunamo s pomočjo funkcije tangens:

$$\delta = \tan^{-1} \frac{l_z}{l_x} \quad (5.24)$$

5.3 Meritve

Z razvitim magnetoreološkim sistemom smo opravili več meritov, s katerimi smo izmerili karakteristike MR zavore in preizkušili različne načine delovanja. Vse meritve je opravila ena zdrava oseba z zapestjem desne roke. Vpetje roke v MR napravo je prikazano na sliki 5.12. MR naprava je bila pritrjena na stojalo, ki je



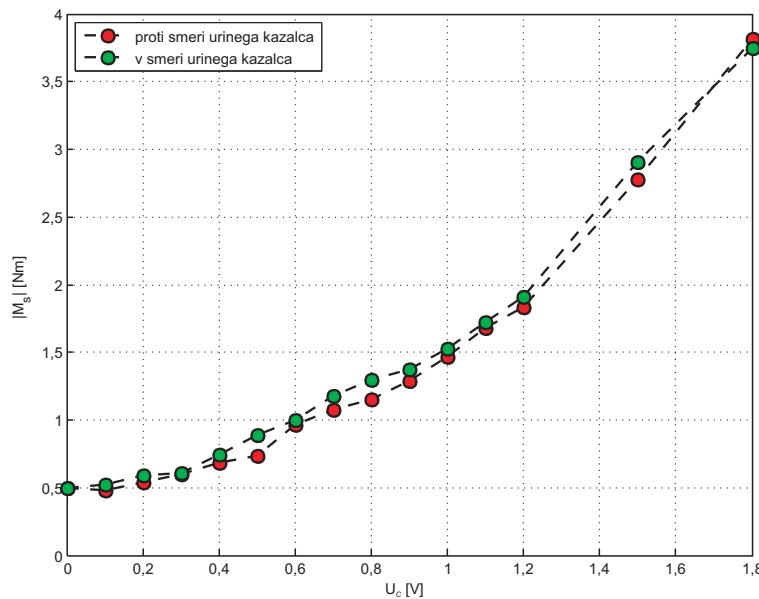
Slika 5.12: MR naprava, prirejena za meritve z zapestjem

bilo nameščeno na desni strani stola, na katerem je sedela testna oseba. Stojalo

smo namestili tako, da je imela testna oseba komolec v 90° fleksiji, rama pa je bila v nevtralnem položaju.

5.3.1 Karakteristike MR zavore

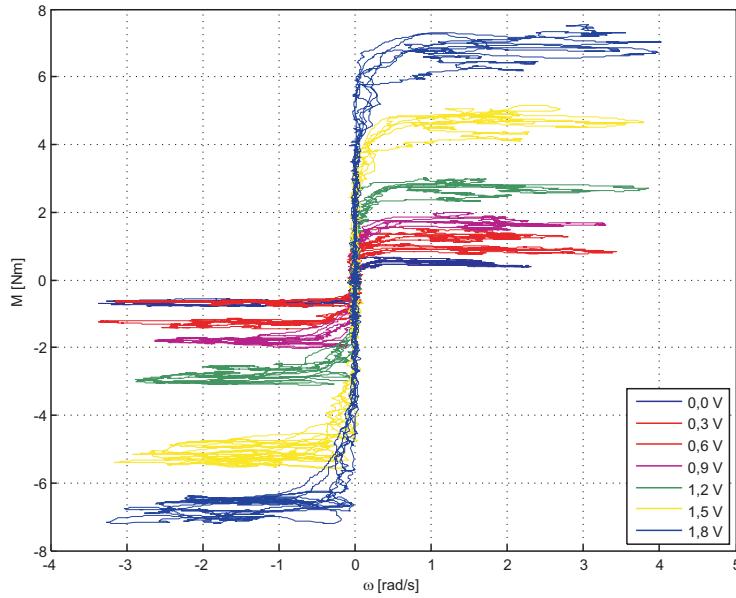
Najprej smo izmerili statični navor pri različnih vrednostih krmilnega signala U_C . Zapestje testne osebe je bilo v začetnem položaju v približno 20° ekstenziji. Os MR zavore je testna oseba z vpetim zapestjem najprej počasi zavrtaла proti smeri urinega kazalca, počakala približno tri sekunde in os počasi zavrtaла še v smeri urinega kazalca nazaj v začetni položaj. Pri tem smo merili silo in kot zasuka. Čas posamezne meritve je znašal med 20 in 25 s. Postopek je testna oseba ponovila pri različnih vrednostih signala U_C . Statični navor M_s je bil določen kot navor, pri katerem se je os MR naprave začela premikati. Absolutne vrednosti navorov za obe smeri gibanja so prikazane na sliki 5.13. Vidimo, da je karakteristika



Slika 5.13: Statični navor v odvisnosti od krmilnega signala U_C

nelinearna, opazna pa je tudi manjša histereza med obema smerema gibanja. Iz karakteristike je tudi razvidno, da ima MR zavore tudi brez krmilnega signala statični navor, ki znaša okoli 0,5 Nm.

V drugem eksperimentu smo izmerili dinamično karakteristiko MR naprave. Testna oseba je večkrat zavrtaла os MR zavore proti in v smeri urinega kazalca.



Slika 5.14: Dinamična karakteristika MR zavore za različne vrednosti krmilnega signala U_C

Med posamezno meritvijo je bil krmilni signal U_C nastavljen na konstantno vrednost, čas posamezne meritve pa je znašal okoli 20 s. Pri tem smo merili silo in kot zasuka, iz katerih smo izračunali navor in kotno hitrost. Opravili smo sedem meritov, pri katerih smo krmilni signal U_C povečevali od 0,0 V do 1,8 V po korakih 0,3 V. Rezultati meritov so podani na sliki 5.14, ki prikazuje odvisnost navora MR zavore od kotne hitrosti pri različnih vrednostih signala U_C . Pri premikanju v smeri urinega kazalca ima navor negativni predznak, gibanje v nasprotni smeri pa pozitivnega. Podobno kot v primeru statične karakteristike je opazna nelinearna odvisnost navora od krmilne napetosti U_C ter kotne hitrosti ω .

5.3.2 Navidezna stena

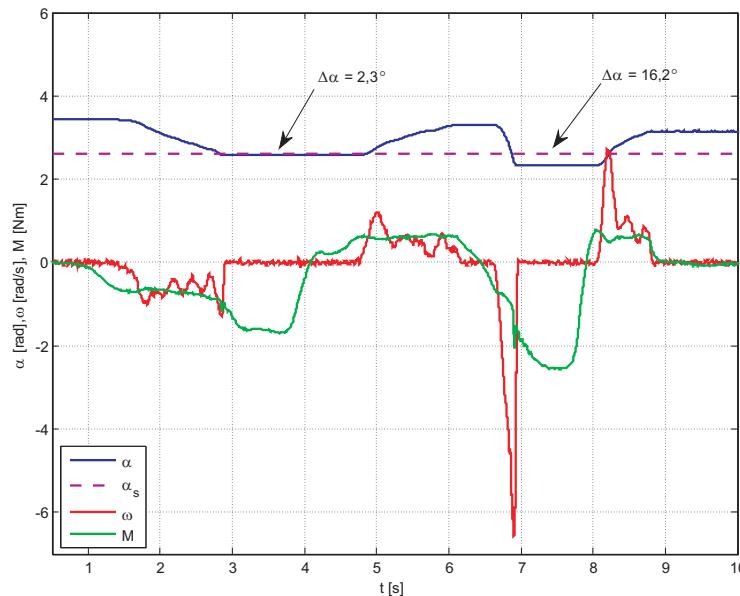
Prvi preizkušeni način delovanja MR sistema je bila realizacija navidezne stene, s katero smo preizkusili hitrost odziva sistema. Zanimalo nas je, kako hitro se sistem odzove in prepreči roki nadaljnje prodiranje v navidezno steno. Navor, ki

naj ga stena prikaže, je bil opisan kot:

$$M = \begin{cases} M_{max} & ; \alpha < \alpha_s \text{ in } \omega < 0 \\ 0 & ; \alpha < \alpha_s \text{ in } \omega > 0 \\ 0 & ; \alpha > \alpha_s \end{cases} \quad (5.25)$$

kjer je M_{max} navor, ki je dosežen pri krmilnem signalu $U_C = 5$ V, α_s pa kot, pri katerem je bila realizirana navidezna stena in ω kotna hitrost. Pri prodiranju v steno ($\alpha < \alpha_s$ in $\omega < 0$) naj naprava z maksimalnim navorom prepreči roki nadaljnje prodiranje v steno. Pri premikanju iz stene ($\alpha < \alpha_s$ in $\omega > 0$) pa naprava ne sme ovirati premika ($M = 0$).

Pri preizkusu navidezne stene sta bila opravljena dva trka oz. dotika. Prvi dotik s steno je testna oseba izvedla pri nizki kotni hitrosti, drugega pa z maksimalno hitrostjo, ki jo je uspela doseči. Navidezna stena je bila realizirana pri kotu $\alpha_s = 150^\circ$. Rezultati meritve so prikazani na grafu 5.15. Globini prodorov v

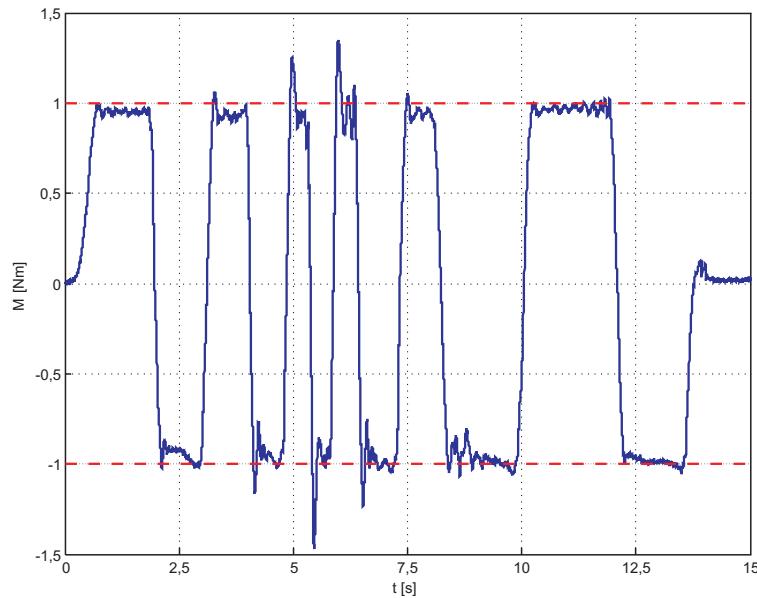


Slika 5.15: Globina prodora v navidezno steno (α_s) pri dveh različnih hitrostih

navidezno steno $\Delta\alpha$ pri obeh hitrostih se močno razlikujeta. Medtem ko je bil pri nizki hitrosti prodor v steno le $\Delta\alpha = 2,3^\circ$, pa je globina prodora pri maksimalni hitrosti znašala $\Delta\alpha = 16,2^\circ$. Čas, v katerem se je roka zaustavila, je v prvem primeru znašal 44 ms, v drugem primeru pa 53 ms.

5.3.3 Regulacija navora

Drugi preizkušen način delovanja MR člena je bil preizkus zaprtozančnega vodenja konstantnega navora. Za preizkus regulacije smo uporabili PI regulator, katerega ojačenji sta bili nastavljeni na $K_P = 4,0$ in $K_I = 0,1$. Absolutno vrednost referenčnega navora smo nastavili na 1 Nm. Testna oseba je iz začetnega položaja (zapestje v približno 20° ekstenziji) os MR naprave najprej začela premikati proti smeri urinega kazalca, med meritvijo pa je smer večkrat naključno spremenila. Rezultat meritve je prikazan na sliki 5.16. Izmerjena vrednost navora

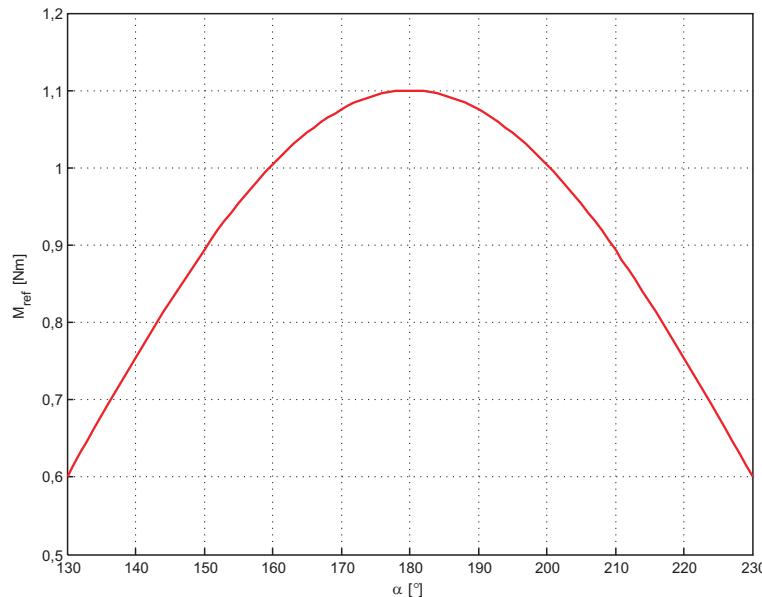


Slika 5.16: Regulacija navora pri konstantnem referenčnem navoru

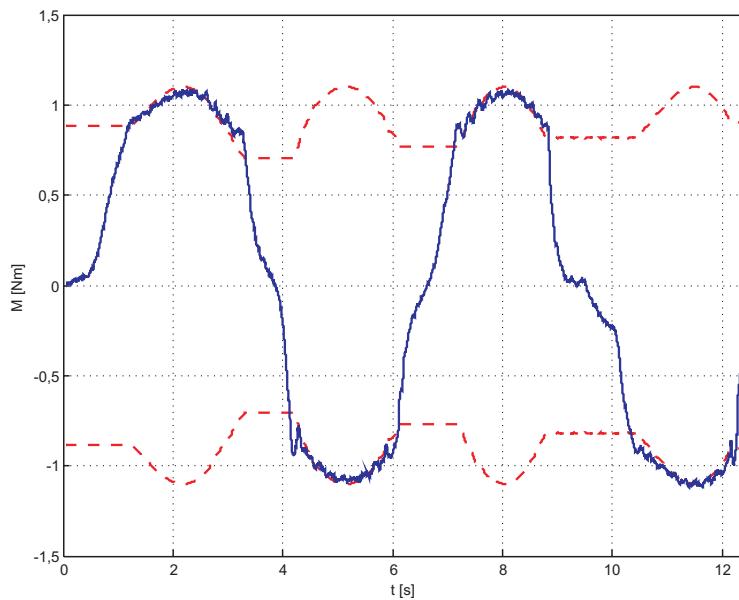
je prikazana z modro črto, referenčni navor pa z rdečo črtkano črto. Pozitivne vrednosti navorov označujejo rotacijo proti urinemu kazalcu, negativne pa v smeri urinega kazalca. Rezultat meritve kaže na uspešno sledenje pri konstantni referenci navora. V nekaterih primerih se pri prehodu referenčne meje pojavijo špice oz. prenihaji, vendar so le-ti hitro regulirani na referenčno vrednost.

Naslednji preizkus smo opravili pri spremenljivem referenčnem navoru, katerega vrednost se je spreminja glede na kot zasuka. Referenčni profil je prikazan na grafu 5.17. Parametra regulatorja smo nastavili na iste vrednosti kot v prejšnjem primeru. Testna oseba je iz začetnega položaja (zapestje v približno 30° ekstenziji) os MR naprave najprej začela premikati proti smeri urinega

kazalca do približno 40° fleksije zapestja, se nato vrnila v začetni položaj in še enkrat ponovila postopek. Rezultat meritve je prikazan na sliki 5.18. Tudi v tem primeru je PI regulator uspešno izvedel regulacijo navora na MR aktuatorju in ga obdržal v bližini referenčnega navora.



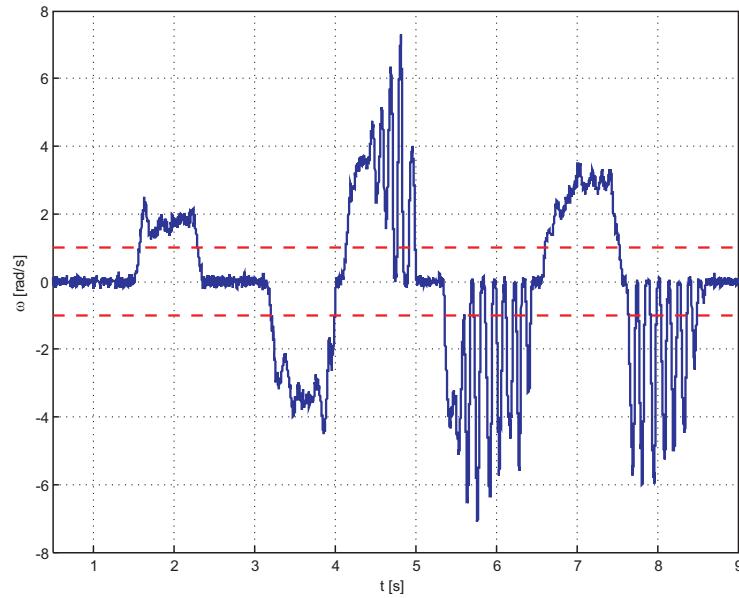
Slika 5.17: Profil referenčnega navora v odvisnosti od kota zasuka



Slika 5.18: Regulacija navora pri spremenljivem referenčnem navoru

5.3.4 Regulacija kotne hitrosti

Zadnji praktični preizkus delovanja MR naprave je bil preizkus regulacije konstantne kotne hitrosti. Referenčno kotno hitrost smo nastavili na $\omega = 1 \text{ rad/s}$. Testna oseba je iz začetnega položaja (zapestje v približno 20° ekstenziji) os MR naprave najprej začela premikati proti smeri urinega kazalca, med meritvijo pa je smer večkrat naključno spremenila. Za regulacijo smo, tako kot pri regulaciji navora, uporabili PI regulator. Za razliko od regulacije navora pa nam pri regulaciji kotne hitrosti kljub različnim nastavitevam ojačenj s PI regulatorjem ni uspelo doseči kvalitetnega sledenja referenčnemu signalu kotne hitrosti. Rezultat meritve pri ojačenjih $K_P = 0,3$ in $K_I = 0,05$ je prikazan na sliki 5.19.

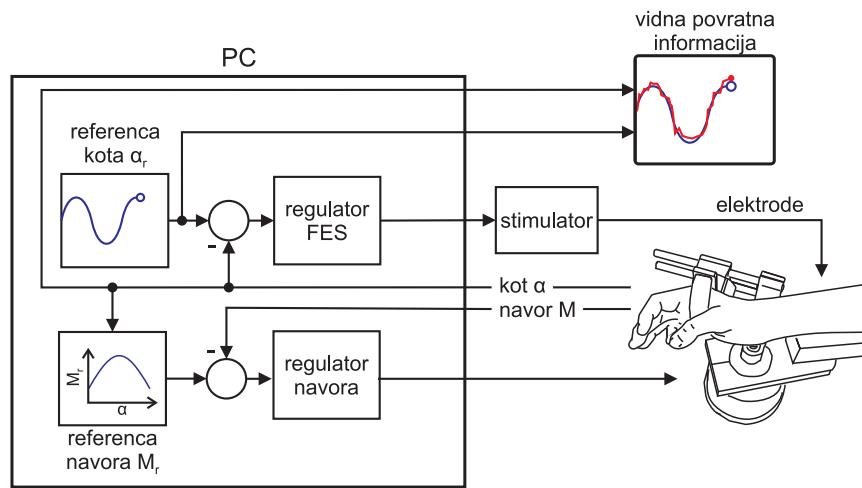


Slika 5.19: Regulacija kotne hitrosti pri konstantni referenčni kotni hitrosti

5.3.5 Predloga urjenja z MR napravo

Nadgradnja sistema za urjenje in ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti roke z MR zavoro sedaj omogoča izvedbo aktivnih vaj proti uporu v dinamičnih pogojih. Urjenje gibov prstov ali zapestja je sedaj omogočeno v njihovem celotnem območju giba, kar nam da nove možnosti urjenja senzorično-motoričnih sposobnosti roke. V nadaljevanju sta predstavljena dva predloga urjenja z MR sistemom.

Prvi predlog temelji na izvajanju naloge sledenja. Njegova konceptualna shema je prikazana na sliki 5.20. Za razliko od vadbe v izometričnih pogojih,

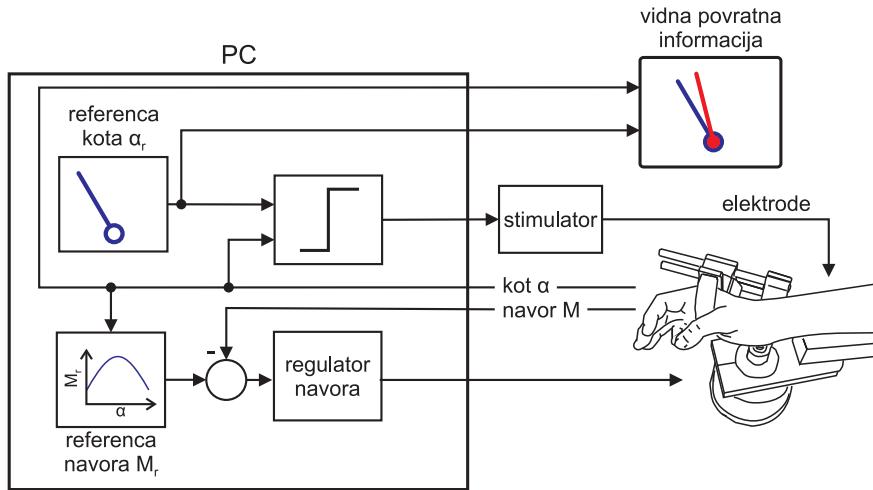


Slika 5.20: Konceptualna shema MR sistema za urjenje roke na osnovi naloge sledenja

kjer je pacient sledil referenčnemu signalu sile s prilagajanjem sile prstov, mora pacient tokrat slediti referenci kota α_r s prilagajanjem kota zasuka α MR naprave. Sistem omogoča izvajanje naloge sledenja s hoteno aktivnostjo pacienta ali v kombinaciji s FES. FES je vodena zaprtozančno glede na razliko med referenčnim kotom in izmerjenim kotom MR naprave ter pomaga pacientu pri njegovem hotenem naporu med izvajanjem naloge sledenja.

Referenčni signal α_r bi bil tudi tokrat sestavljen iz period sinusnega signala z različnimi frekvencami. Z nastavljivijo amplitude referenčnega signala določimo meje gibanja in urjenje tako priredimo pacientovim zmožnostim. Poleg nastavljive amplitude reference MR sistem omogoča še nastavljanje referenčnega navora M_r , ki ga mora pacient premagovati med gibanjem. Navor na MR napravi je voden zaprtozančno, glede na razliko med referenčnim navorom M_r in izmerjenim dejanskim navorom M . Z MR sistemom je mogoče realizirati konstanten in spremenljiv referenčni navor.

Drugi predlog urjenja z MR sistemom temelji na vadbi, kakršno so opisali Bowman in ostali [29]. Njegova konceptualna shema je prikazana na sliki 5.21. Naloga pacienta je s hotenim naporom doseči referenčni kot α_r . Če je ta dosežen, se sproži stimulacija, s katero se doseže maksimalno ekstenzijo/fleksijo prstov ali



Slika 5.21: Konceptualna shema MR sistema za urjenje roke na osnovi diskretne reference

zapestja. Referenčni navor M_r , ki ga mora pacient premagovati med gibanjem, je nastavljiv in je med gibom lahko konstanten ali odvisen od kota α . Navor na MR napravi je voden zaprtozančno, glede na razliko med referenčnim navorom M_r in izmerjenim dejanskim navorom M .

Realizacija urjenja roke na osnovi diskretne reference z MR napravo ima, pred sistemom, kakršen je bil opisan v Bowmanovi študiji, dve prednosti. MR sistem omogoča generiranje upora v obe smeri gibanja, kar omogoča urjenje ekstenzorjev kot tudi fleksorjev zapestja ali prstov. Poleg tega pa je z MR sistemom poleg konstantnega navora v območju giba mogoče realizirati tudi spremenljiv navor.

5.3.6 Ugotovitve

Z razvitim sistemom, ki temelji na MR napravi, smo preizkusili več načinov delovanja, iz katerih izhajajo naslednje ugotovitve:

Pri testu z navidezno steno se je izkazalo, da z maksimalnim navorom M_{max} lahko realiziramo zelo togo steno, ki popolnoma prepreči nadaljnje prodiranje roke v steno. Slaba stran, ki se je pri tem pokazala, je prepočasna odzivnost sistema, ki je večja od nekaj milisekund, kolikor naj bi imela sama MR zavora.

Pri regulaciji navora se je pokazalo, da je kljub nelinearni karakteristiki sistema mogoče s preprostim PI regulatorjem uspešno izvesti regulacijo s konstant-

nim ali spremenljivim referenčnim navorom. Prednost pred ročno dovajanim uporom s strani terapevta je v ponovljivosti pogojev oz. upora.

Preizkusili smo tudi regulacijo hitrosti gibanja. Izkazalo se je, da z enostavnim PI regulatorjem ni mogoče uspešno regulirati kotne hitrosti. Za takšno delovanje, ki bi omogočalo vadbo v izokinetičnih pogojih, bi bilo potrebno razviti regulator na osnovi teorije vodenja nelinearnih sistemov.

6.

Zaključek

V okviru doktorskega dela smo razvili in izdelali sistem za urjenje in ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti roke. Urjenje in ocenjevanje s takšnim sistemom temeljita na merjenju izometrične sile z namensko izdelano napravo za merjenje sile prstov. V prejšnjih študijah [17, 19, 20, 21] je bila merjena sila prijema, kar omogoča direktno merjenje izometrične sile fleksorjev, informacija o kontroli sile ekstenzorjev pa je bila na ta način merjena indirektno preko popustitve prijema (zmanjšanja sile fleksorjev). V pričujočem delu smo razvili napravo, ki omogoča merjenje tako izometrične sile fleksorjev kot ekstenzorjev prstov. Na ta način je mogoče aktivno urjenje in merjenje obeh mišičnih skupin.

Vadba z razvitim sistemom temelji na nalogi sledenja sile, kjer pacient s prilagajanjem sile ekstenzorjev ali fleksorjev prstov sledi referenčnemu signalu, prikazanem na zaslonu. Sistem omogoča izvajanje naloge sledenja ali samo s hoteno aktivnostjo pacienta ali v kombinaciji s FES, ki pomaga pacientu pri njegovem hotenem naporu. Funkcionalna električna stimulacija je regulirana s proporcionalno-integrirnim regulatorjem glede na razliko med referenčno in izmerjeno silo prstov. Ker se odziv mišic spreminja glede na namestitve elektrod, smo razvili postopek uglasitve regulatorja glede na izmerjeni odziv električno stimuliranih mišic pacienta.

Kombinacijo sistema za urjenje fleksorjev in ekstenzorjev prstov in naloge sledenja sile ter FES smo preizkusili v preliminarni študiji v kliničnem okolju, pri kateri sta sodelovali dve osebi s tetraparezo v kroničnem stanju. Napredek obeh pacientov je bil ocenjen s hoteno maksimalno silo prstov in napako hotenega sledenja. Rezultati nakazujejo, da se z vadbo s sistemom poveča sila mišic prstov

in izboljša nadzor aktivacije mišic. V kolikšni meri je k temu prispevala FES na podlagi rezultatov, ni mogoče oceniti. Glede na prejšnje študije se predpostavlja, da je kombinacija hotene kontrole in FES učinkovitejša pri povrnitvi senzorično-motoričnih lastnosti roke kot vadba samo s hoteno aktivnostjo [30, 31, 32, 33].

Pomanjkljivost opravljene študije je v majhnem številu oseb, ki so vadile s sistemom. Na podlagi analize vadbe dveh oseb ni mogoče z zanesljivostjo trditi, da je sistem za urjenje senzorično-motoričnih sposobnosti roke primeren in učinkovit pri vseh osebah s tetraparezo. Potrebno bi bilo izvesti študijo z večjim številom pacientov. Za oceno vpliva FES pri povrnitvi senzorično-motoričnih sposobnosti pa bi bilo potrebno paciente ločiti v dve skupini, kjer bi ena skupina vadila samo s hoteno kontrolo prstov, druga pa bi izvajala kombinacijo hotene kontrole in FES.

Za nadaljnji razvoj programske aplikacije za uglasitev regulatorja predlagamo avtomatizacijo izvedbe celotnega postopka, tako da bi se celotna identifikacija električno stimulirane mišice ter uglasitev regulatorja izvedli v sklopu aplikacije z enim pritiskom na gumb.

Razviti sistem za urjenje in ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti roke smo poleg vadbe uporabili tudi za spremjanje napredka dveh pacientov, ki sta sodelovala v študiji o vplivu TENS-a na spastičnost. Oba pacienta sta bila diagnosticirana s tetraparezo. PAcient T1 je imel spastični le lev zgornji ud, pacient T2 pa je imel spastična oba. Električno stimulacijo smo dovedli preko celotne roke s pomočjo prevodne rokavice. Za evalvacijo TENS terapije in sledenja napredka obeh pacientov smo uporabili štiri evalvacisce metode: maksimalno silo, nalogo sledenja, funkcijski test roke po Jebsenu in modificirano Ashworthovo lestvico. Nalogo sledenja in maksimalno silo smo izvedli vsak dan, in sicer pred terapijo, takoj po terapiji in po 20-minutnem premoru. S tem smo želeli izmeriti možni trenutni vpliv TENS terapije na senzorično-motorične sposobnosti, spremljli pa smo tudi napredek čez celotno trajanje TENS terapije. Klinična testa smo izvedli dvakrat na teden pred TENS-om, s čimer pa smo ocenili le dolgoročni napredek obeh pacientov.

Na podlagi rezultatov dveh oseb s tetraparezo v akutnem stanju lahko zaključimo:

Viden je očiten napredek senzorično-motoričnih in funkcijskih sposobnosti rok obeh pacientov preko celotnega obdobja TENS terapije. Primerjava podatkov

vseh štirih metod pokaže, da so si le-te komplementarne. Vsaka od metod doda novo detajljnejšo informacijo o stopnji oz. obsegu poškodbe zgornjega uda. Poleg tega se vidi, da na podlagi ocene poškodbe ali kliničnega testa ni mogoče napovedati, kako dobro bo oseba izvedla naloge sledenja sile. Do enakega zaključka pridemo tudi, če primerjamo oceno poškodbe obeh pacientov, ki sta vadila z nalogami sledenja. Do podobnega zaključka so prišli tudi Kurillo in soavtorji [20], ki so ugotovili, da ni bilo najti povezave med sposobnostjo sledenja pacientov in njihovo diagnozo.

Pri primerjavi rezultatov naloge sledenja pred terapijo in po njej ter po 20-minutnem premoru se vidi, da je električna stimulacija v splošnem drugače vplivala na sposobnosti sledenja in generiranja maksimalne sile. Predvsem je variabilnejše rezultate opaziti pri osebi z bolj spastičnimi prsti, njegova sposobnost sledenja pa je bila bolj spremenljiva tudi iz dneva v dan. Pri drugi osebi, ki je imela spastične le fleksorje prstov, so bolj spremenljivi rezultati sledenja opaženi le za ekstenzorje prstov.

Pomanjkljivost te študije je prav tako kot v prvem primeru v majhnem številu sodelujočih oseb, saj na podlagi dveh pacientov ni mogoče z zagotovostjo podati zaključkov. Žal ni bilo mogoče izvesti študije z osebami, ki bi bile v kroničnem stanju, s čimer bi odstranili vpliv naravne regeneracije in vpliv terapevtskega programa, ki sta ga pacienta poleg TENS izvajala na Univerzitetnem rehabilitacijskem inštitutu Republike Slovenija - Soča.

Prva verzija razvitega sistema omogoča ocenjevanje in vadbo le v izometričnih pogojih, zaradi česar ni mogoče pridobiti informacije o senzorično-motoričnih sposobnostih roke v celi obsegu giba. Zato smo izdelali nov prototip naprave, ki omogoča ocenjevanje in vadbo v dinamičnih pogojih. Prototip smo zasnovali na napravi, ki deluje na osnovi magnetoreološke tekočine. MR naprava ima eno stopnjo prostosti gibanja in lahko nudi le upor, ne more pa dovajati energije v sklop človek-stroj. Glavne prednosti uporabe MR zavore so dobro razmerje med velikostjo in proizvedenim navorom ter majhnim vhodnim signalom. Glavna pomanjkljivost MR naprave pa je nelinearna karakteristika delovanja. Sistem za vadbo na osnovi MR naprave smo izdelali tako, da omogoča urjenje mišic prstov in zapestja. Poleg tega, da naprava omogoča vadbo v dinamičnih pogojih, je ob dovolj velikem vhodnem signalu mogoča uporaba tudi za vadbo v izometričnih pogojih.

Z razvitim sistemom smo opravili več preliminarnih testov. Pri testu z navidezno steno se je izkazalo, da ima sistem odzivnost, ki je večja od le nekaj milisekund. Kljub nelinearni karakteristiki sistema smo s preprostim PI regulatorjem lahko uspešno izvedli regulacijo sledenja konstantnega in spremenljivega referenčnega navora. S tem pa je mogoče realizirati vaje proti uporu. Prednost pred ročno dovajanim uporom s strani terapevta je v ponovljivosti pogojev vadbe. Preizkusili smo tudi delovanje sistema v izokinetičnih pogojih. Tu se izbrani PI regulator ni izkazal za primernega. Za delovanje, ki bi omogočalo vadbo v izokinetičnih pogojih, bi bilo potrebno razviti regulator na osnovi teorije vodenja nelinearnih sistemov.

Razviti sistem za ocenjevanje in urjenje senzorično-motoričnih sposobnosti roke uspešno združuje naloge sledenja sile v kombinaciji z zaprtozančno vodeno FES. Prva verzija naprave za merjenje sile prstov omogoča urjenje in ocenjevanje fleksorjev in ekstenzorjev prstov samo v izometričnih pogojih. Zato smo razvili napravo, ki omogoča urjenje prstov in zapestja tudi v dinamičnih pogojih. V ta namen smo uporabili MR napravo, s katero lahko poleg dinamičnih dosežemo tudi izometrične pogoje urjenja in ocenjevanja.

Tovrstni sistem, ki združuje dinamične in izometrične pogoje vadbe, bi bilo smiselno nadgraditi v smeri programskih rešitev kot tudi v smeri razvoja novih vaj. Smiselno bi bilo združiti urjenje in ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti roke v eno programsko aplikacijo, ki bi zajemala tako vaje v izometričnih kot v dinamičnih pogojih. Poleg naloge sledenja bi bila smiselna uvedba navideznih okolij. Preliminarno smo preizkusili kombinacijo razvite naprave za merjenje sile v izokinetičnih pogojih in navideznih okolij, ki se je izkazala za uspešno [88]. Nadgradnja sistema z vadbo v navideznih okoljih bi vadbo naredila zanimivejšo. Takše nadgradnje obstoječega sistema bi omogočale različne načine aktivne vadbe proti uporu kot tudi ocenjevanje senzorično-motoričnih sposobnosti roke.

Literatura

- [1] P. Jenmalm in R. S. Johansson. Visual and somatosensory information about object shape control manipulative fingertip forces. *J Neurosci*, 17:4486–4499, 1997.
- [2] R. S. Johansson. Dynamic use of tactile afferent signals in control of dexterous manipulation. *Adv Exp Med Biol*, 508:397–410, 2002.
- [3] J. Hermsdörfer, E. Hagl, in D. A. Nowak. Deficits of anticipatory grip force control after damage to peripheral and central sensorimotor systems. *Hum Mov Sci*, 23:643–662, 2004.
- [4] M. R. Popovic, A. Curt, T. Keller, in V. Dietz. Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations. *Spinal Cord*, 39:403–412, 2001.
- [5] J. Hermsdörfer, E. Hagl, D. A. Nowak, in C. Marquardt. Grip force control during object manipulation in cerebral stroke. *Clin Neurophysiol*, 114:915–929, 2003.
- [6] E. Kunesch, A. Schnitzler, C. Tyercha, S. Knecht, in G. Stelmach. Altered force release control in Parkinson’s disease. *Behav Brain Res*, 67:43–49, 1995.
- [7] G. Gaber. Osnove kinezioterapije. V M. Štefančič, urednik, *Osnove fizikalne medicine in rehabilitacije gibalnega sistema*, str. 59–70. DZS d.d., Ljubljana, 2003.
- [8] D. Rugelj. Funkcionalna kinezioterapija. V M. Štefančič, urednik, *Osnove fizikalne medicine in rehabilitacije gibalnega sistema*, str. 71–80. DZS d.d., Ljubljana, 2003.

- [9] N. Goljar. Klinična testiranja gibalnega sistema. V M. Štefančič, urednik, *Osnove fizikalne medicine in rehabilitacije gibalnega sistema*, str. 23–29. DZS d.d., Ljubljana, 2003.
- [10] A. R. Fugl-Meyer, L. Jääskö, I. Leyman, S. Olsson, in S. Steglind. The post-stroke hemiplegic patient. I. A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehab Med*, 7:13–31, 1975.
- [11] R. H. Jebsen, N. Taylor, R. B. Trieschmann, M. J. Trotter, in L. A. Howard. An objective and standardized test of hand function. *Arch Phys Med Rehabil*, 50:311–319, 1969.
- [12] R. C. Lyle. A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *Int J Rehab Research*, 4:483–492, 1981.
- [13] S. D. McPhee. Functional hand evaluations: a review. *Am J Occup Ther*, 41:158–163, 1987.
- [14] S. A. Sisto in T. Dyson-Hudson. Dynamometry testing in spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev*, 44:123–136, 2007.
- [15] E. Innes. Handgrip strength testing: A review of the literature. *Aust Occup Ther J*, 46:120–140, 1999.
- [16] T. Kamimura in Y. Ikuta. Evaluation of grip strength with sustained maximal isometric contraction for 6 and 10 seconds. *J Rehab Med*, 33:225–229, 2001.
- [17] D. E. Vaillancourt, A. B. Slifkin, in K. M. Newell. Visual control of isometric force in Parkinson’s disease. *Neuropsychologia*, 39:1410–1418, 2001.
- [18] R. D. Jones. Measurement of sensory-motor control performance capacities. V J. D. Bronzino, urednik, *The Biomedical Engineering Handbook*, str. 2197–2218. CRC Press, 1995.
- [19] G. Kriz, J. Hermsdörfer, C. Marquardt, in N. Mai. Feedback-based training of grip force control in patients with brain damage. *Arch Phys Med Rehabil*, 76:653–659, 1995.

- [20] G. Kurillo, A. Zupan, in T. Bajd. Force tracking system for the assessment of grip force control in patients with neuromuscular diseases. *Clin Biomech*, 19:1014–1021, 2004.
- [21] G. Kurillo, M. Gregoric, N. Goljar, in T. Bajd. Grip force tracking system for assessment and rehabilitation of hand function. *Technol Health Care*, 13:1–13, 2005.
- [22] C. Voelcker-Rehage in J. L. Alberts. Age-related changes in grasping force modulation. *Exp Brain Res*, 166:61–70, 2005.
- [23] R. Merletti, R. Acimovic, S. Grobelnik, in G. Cvilač. Electrophysiological orthosis for the upper extremity in hemiplegia: feasibility study. *Arch Phys Med Rehabil*, 56:507–513, 1975.
- [24] M. B. Popovic, D. B. Popovic, T. Sinkjær, A. Stefanovic, in L. Schwirtlich. Restitution of reaching and grasping promoted by functional electrical therapy. *Artif Organs*, 26:271–275, 2002.
- [25] V. Gritsenko in A. Prochazka. A functional electric stimulation-assisted exercise therapy system for hemiplegic hand function. *Arch Phys Med Rehabil*, 85:881–885, 2004.
- [26] M. R. Popovic, T. A. Thrasher, M. E. Adams, V. Takes, V. Zivanovic, in M. I. Tonack. Functional electrical therapy: retraining grasping in spinal cord injury. *Spinal Cord*, 44:143–151, 2006.
- [27] G. Alon, A. F. Levitt, in P. A. McCarthy. Functional electrical stimulation enhancement of upper extremity functional recovery during stroke rehabilitation: a pilot study. *Neurorehabil Neural Repair*, 21:207–215, 2007.
- [28] R. C. Miller, M. R. Popovic, T. A. Thrasher, in M. Verrier. Functional electrical stimulation therapy improves grasping in chronic cervical spinal cord injury: two case studies. *J Autom Control*, 18:53–61, 2008.
- [29] B. R. Bowman, L. L. Baker, in R. L. Waters. Positional feedback and electrical stimulation: an automated treatment for the hemiplegic wrist. *Arch Phys Med Rehabil*, 60:497–502, 1979.

- [30] D. N. Rushton. Functional electrical stimulation and rehabilitation - an hypothesis. *Med Eng Phys*, 25:75–78, 2003.
- [31] G. H. Kaft, S. S. Fitts, in M. C. Hammond. Techniques to improve function of the arm and hand in chronic hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 73:220–227, 1992.
- [32] H. Woldag in H. Hummelsheim. Evidence-based physiotherapeutic concepts for improving arm and hand function in stroke patients. *J Neurol*, 249:518–528, 2002.
- [33] J. Cauraugh, K. Light, S. Kim, M. Thigpen, in A. Behrman. Chronic motor dysfunction after stroke: recovering wrist and finger extension by electromyography-triggered neuromuscular stimulation. *Stroke*, 31:1360–1364, 2000.
- [34] E. Bhatt, A. Nagpal, K. H. Greer, T. K. Grunewald, J. L. Steel, J. W. Wiemiller, S. M. Lewis, in J. R. Carey. Effect of finger tracking combined with electrical stimulation on brain reorganization and hand function in subjects with stroke. *Exp Brain Res*, 182:435–447, 2007.
- [35] J. J. Daly, E. B. Marsolais, L. M. Mendell, W. Z. Rymer, A. Stefanovska, J. R. Wolpaw, in C. Kantor. Therapeutic neural effects of electrical stimulation. *IEEE Trans Rehab Eng*, 4:218–230, 1996.
- [36] D. B. Popovic, M. B. Popovic, in T. Sinkjær. Neurorehabilitation of upper extremities in humans with sensory-motor impairment. *Neuromodulation*, 5:54–67, 2002.
- [37] M. M. Adams in A. L. Hicks. Spasticity after spinal cord injury. *Spinal Cord*, 43:577–586, 2005.
- [38] D. B. Popović in T. Sinkjær. Central nervous system lesions leading to disability. *J Autom Control*, 18:11–23, 2008.
- [39] J. H. Burridge, D. E. Wood, H. J. Hermens, G. E. Voerman, G. R. Johnson, F. van Wijck, T. Platz, M. Gregorcic, R. Hitchcock, in A. D. Pandyan. Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. *Disabil Rehabil*, 27:69–80, 2005.

- [40] T. P. Seib, R. Price, M. R. Reyes, in J. F. Lehmann. The quantitative measurement of spasticity: effect of cutaneous electrical stimulation. *Arch Phys Med Rehabil*, 75:746–750, 1994.
- [41] J. P. A. Dewald, J. D. Given, in W. Z. Rymer. Long-lasting reductions of spasticity induced by skin electrical stimulation. *IEEE Trans Rehab Eng*, 4:231–242, 1996.
- [42] H. Hummelsheim, M. L. Maier-Loth, in C. Eickhof. The functional value of electrical muscle stimulation for the rehabilitation of the hand in stroke patients. *Scand J Rehab Med*, 29:3–10, 1997.
- [43] T. Bajd, M. Gregoric, L. Vodovnik, in H. Benko. Electrical stimulation in treating spasticity resulting from spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 66:515–517, 1985.
- [44] M. M. Dimitrijević. Mesh-glove. 1. a method for whole-hand electrical stimulation in upper motor neuron dysfunction. *Scand J Rehab Med*, 26:183, 1994.
- [45] M. M. Dimitrijević in N. Soroker. Mesh-glove. 2. modulation of residual upper limb motor control after stroke with whole-hand electric stimulation. *Scand J Rehab Med*, 26:187, 1994.
- [46] M. M. Dimitrijević, N. Soroker, in F. E. Pollo. Mesh glove electrical stimulation. *Science and medicine*, 3:54–63, 1996.
- [47] S. H. Peurala, K. Pitkänen, J. Sivenius, in I. M. Tarkka. Cutaneous electrical stimulation may enhance sensorimotor recovery in chronic stroke. *Clin Rehabil*, 16:709–716, 2002.
- [48] M. M. Dimitrijević, D. S. Stokić, A. W. Wawro, in C. C. Wun. Modification of motor control of wrist extension by mesh-glove electrical afferent stimulation in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 77:252–258, 1996.
- [49] T. Platz, C. Eickhof, G. Nuyens, in P. Vuadens. Clinical scales for the assessment of spasticity, associated phenomena, and function: a systematic review of the literature. *Disabil Rehabil*, 27:7, 2005.

- [50] D. E. Wood, J. H. Burridge, F. M. van Wijck, C. McFadden, R. A. Hitchcock, A. D. Pandyan, A. Haugh, J. J. Salazar-Torres, in I. D. Swain. Biomedical approaches applied to the lower and upper limb for the measurement of spasticity: A systematic review of the literature. *Disabil Rehabil*, 27:19, 2005.
- [51] D. L. McLellan, N. Hassan, in J. A. Hodgson. Tracking tasks in the assessment of spasticity: contribution to assessment and pathophysiology. V P. J. Delwaide in R. R. Young, uredniki, *Clinical neurophysiology in spasticity*, str. 131–139. Amsterdam, New York, Oxford: Elsevier Science Publishers B. V., 1985.
- [52] P. Lum, D. Reinkensmeyer, R. Mahoney, W. Z. Rymer, in C. Burgar. Robotic devices for movement therapy after stroke: current status and challenges to clinical acceptance. *Top Stroke Rehabil*, 8:40–53, 2002.
- [53] M. Casadio, V. Sanguineti, P. G. Morasso, in V. Arrichielo. Braccio di ferro: A new haptic workstation for neuromotor rehabilitation. *Tech Health Care*, 14:123–142, 2006.
- [54] R. Colombo, F. Pisano, S. Micera, A. Mazzone, C. Delconte, M. C. Carrozza, P. Dario, in G. Minuco. Upper limb rehabilitation and evaluation of stroke patients using robot-aided techniques. *Proceedings of the 2005 IEEE, 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, str. 515–518, 2005.
- [55] 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*, 84:915–920, 2003.
- [56] J. L. Patton, M. E. Stoykov, M. Kovic, in F. A. Mussa-Ivaldi. Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors. *Exp Brain Res*, 168:368–383, 2006.
- [57] A. Bardorfer. *Haptični vmesnik pri kvantitativnem vrednotenju funkcionalnega stanja gornjih ekstremitet*. Doktorska disertacija, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2003.

- [58] U. Mali. *Haptična naprava in navidezno okolje za prst na roki*. Doktorska disertacija, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2006.
- [59] S. Dong, K. Lu, J. G. Sun, in K. Rudolph. Rehabilitation device with variable resistance and intelligent control. *Med Eng Phys*, 27:249–255, 2005.
- [60] S. Dong, K. Lu, J. G. Sun, in K. Rudolph. Adaptive force regulation of muscle strengthening rehabilitation device with magnetorheological fluids. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 14:55–63, 2006.
- [61] S. Dong, K. Lu, J. G. Sun, in K. Rudolph. A prototype rehabilitation device with variable resistance and joint motion control. *Med Eng Phys*, 28:348–355, 2006.
- [62] P. Zupančič. Funkcijski test roke po Jebsenu. *Med Razgl*, 39:51–60, 2000.
- [63] R. W. Bohannon in M. B. Smith. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*, 67:206–207, 1987.
- [64] R. Dahmane. *Ilustrirana anatomija*. Tehnološka založba Slovenije, Ljubljana, 1998.
- [65] M. Pocajt in A. Širca. *Anatomija in fiziologija*. Državna založba Slovenije, Ljubljana, 1990.
- [66] F. H. Netter. *Atlas anatomije človeka*. Data status, Beograd, 2005.
- [67] P. Strojnik in T. Bajd. *Elektrika in elektronika v človeškem telesu*. Tehniška založba Slovenije, Ljubljana, (posebna izdaja revije Življenje in tehnika), 2001.
- [68] <http://www.asia-spinalinjury.org>.
- [69] L. Vodovnik. *Nevrokibernetika*. Fakulteta za elektrotehniko, Ljubljana, 1985.
- [70] T. Bajd. *Funkcionalna električna stimulacija ekstremitet*. Inštitut Jožef Štefan, Ljubljana, 1983.
- [71] C. L. Lynch in M. R. Popovic. Functional electrical stimulation. *IEEE Control Syst Mag*, 28:40–50, 2008.

- [72] D. B. Popović in T. Sinkjær. *Control of movement for the physically disabled*. Springer, London, 2000.
- [73] T. Bajd. Electrodes: surface electrostimulation electrodes. V M. Akay, urednik, *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, volume 6. John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- [74] G. F. Wilhere, P. E. Crago, in H. J. Chizeck. Design and evaluation of a digital closed-loop controller for the regulation of muscle force by recruitment modulation. *IEEE Trans Biomed Eng*, 32:668–676, 1985.
- [75] P. E. Crago, R. J. Nakai, in H. J. Chizeck. Feedback regulation of hand grasp opening and contact force during stimulation of paralyzed muscle. *IEEE Trans Biomed Eng*, 38:17–28, 1991.
- [76] P. E. Crago, N. Lan, P. H. Veltik, J. J. Abbas, in C. Kantor. New control strategies for neuroprosthetic systems. *J Rehabil Res Dev*, 33:168–172, 1996.
- [77] K. Kurosawa, R. Futami, T. Watanabe, in N. Hoshimiya. Joint angle control by fes using a feedback error learning controller. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 13:359–371, 2005.
- [78] P. E. Crago, J. Thomas Mortimer, in P. Hunter Peckham. Closed-loop control of force during electrical stimulation of muscle. *IEEE Trans Biomed Eng*, 27:306–311, 1980.
- [79] B. Zupančič. *Zvezni regulacijski sistemi - I. del*. Fakulteta za elektrotehniko, 1996. 2. dopolnjena izdaja.
- [80] I. W. Hunter in M. J. Korenberg. The identification of nonlinear biological systems: Wiener and Hammerstein cascade models. *Biol Cybern*, 55:135–144, 1986.
- [81] K. J. Hunt, M. Munih, N. N. Donaldson, in F. M. D. Barr. Investigation of the Hammerstein hypothesis in the modeling of electrically stimulated muscle. *IEEE Trans Biomed Eng*, 45:998–1009, 1998.
- [82] M. Štefančič. Elektroterapija. V M. Štefančič, urednik, *Osnove fizikalne medicine in rehabilitacije gibalnega sistema*, str. 163–179. DZS d.d., Ljubljana, 2003.

- [83] V. Mathiowetz, N. Kashman, G. Volland, K. Weber, M. Dowe, in S. Rogers. Grip and pinch strength: normative data for adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 66:69–72, 1985.
- [84] J. D. Carlson in M. R. Jolly. MR fluid, foam and elastomer devices. *Mechtronics*, 10:555–569, 2000.
- [85] E. Guglielmino, T. Sireteanu, C. W. Stammers, G. Ghita, in M. Giuclea. *Semi-active suspension control: improved vehicle ride and road friendliness*. London: Springer, 2008.
- [86] M. R. Jolly, J. W. Bender, in J.D. Carlson. Properties and applications of commercial magnetorheological fluids. *Proc. SPIE - Smart structures and materials, passive damping and isolation*, 3327:262–275, 1998.
- [87] W. H. Li in H. Du. Design and experimental evaluation of magnetorheological brake. *Int J Adv Manuf Technol*, 21:508–515, 2003.
- [88] U. Džindžinovič. *Navidezna okolja za krepitev senzomotoričnih sposobnosti rok*. Diplomsko delo, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2008.

Dodatek A: Neuromodulation, 2008

J. Perdan, R. Kamnik, P. Obreza, G. Kurillo, T. Bajd in M. Munih. Design and evaluation of a functional electrical stimulation system for hand sensorimotor augmentation. *Neuromodulation*, 11:208–215, 2008.

Dodatek B: Neuromodulation, 2010

J. Perdan, R. Kamnik, B. Čeru, T. Bajd, R. Šavrin, J. Jelenc in M. Munih. Comparison of four evaluation approaches in transcutaneous electrical nerve stimulation treatment in two incomplete tetraplegic subjects, *Neuromodulation*, 13:238–245, 2010.

Izjava

Izjavljam, da sem doktorsko delo in disertacijo izdelal samostojno pod vodstvom mentorja izr. prof. dr. Romana Kamnika.

Ljubljana, 2. avgust 2010

Jernej Perdan