

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ELEKTROTEHNIKO

Eva Čebašek

**PERSONALIZIRANA SENZORNO IN
ROBOTSKO PODPRTA VADBA ZA
ZGORNJE UDE**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: prof. dr. Matjaž Mihelj

Somentorica: doc. dr. Urška Puh

Ljubljana, 2019

Univerza v Ljubljani
Fakulteta za elektrotehniko



Tržaška cesta 25, p.p. 2999
1000 LJUBLJANA, Slovenija
telefon: 01 476 84 11
faks: 01 426 46 30
www.fe.uni-lj.si
e-mail: dekanat@fe.uni-lj.si

Spodaj podpisani študent, EVA ČEBAŠEK, vpisna številka 64150382, avtor pisnega zaključnega dela študija z naslovom:

**PERSONALIZIRANA SENZORNO IN ROBOTSKO PODPRTA
VADBA ZA ZGORNJE UDE**

IZJAVLJAM,

1.

1. a) da je pisno zaključno delo študija rezultat mojega samostojnega dela;
- b) da je pisno zaključno delo študija rezultat lastnega dela več kandidatov in izpolnjuje pogoje, ki jih Statut UL določa za skupna zaključna dela študija ter je v zahtevanem deležu rezultat mojega samostojnega dela;
2. da je tiskana oblika pisnega zaključnega dela študija istovetna elektronski obliki pisnega zaključnega dela študija;
3. da sem pridobil vsa potrebna dovoljenja za uporabo podatkov in avtorskih del v pisnem zaključnem delu študija in jih v pisnem zaključnem delu študija jasno označil;
4. da sem pri pripravi pisnega zaključnega dela študija ravnal v skladu z etičnimi načeli in, kjer je to potrebno, za raziskavo pridobil soglasje etične komisije;
5. da soglašam z uporabo elektronske oblike pisnega zaključnega dela študija za preverjanje podobnosti vsebine z drugimi deli s programsko opremo za preverjanje podobnosti vsebine, ki je povezana s študijskim informacijskim sistemom članice;
6. da na UL neodplačno, neizključno, prostorsko in časovno neomejeno prenašam pravico shranitve avtorskega dela v elektronski obliki, pravico reproduciranja ter pravico dajanja pisnega zaključnega dela študija na voljo javnosti na svetovnem spletu preko Repozitorija UL;
7. da dovoljujem objavo svojih osebnih podatkov, ki so navedeni v pisnem zaključnem delu študija in tej izjavi, skupaj z objavo pisnega zaključnega dela študija.
8. da dovoljujem uporabo mojega rojstnega datuma v zapisu COBISS.

V: Ljubljani
Datum: 24.10.2019

Podpis študenta:

Čebasek Eva

¹ Obkrožite varianto a) ali b).

Zahvala

Za vse ideje, potrpežljivost, pomoč ter usmerjanje na raziskovalni poti kakor tudi med nastajanjem te doktorske disertacije se iskreno zahvaljujem mentorju prof. dr. Matjažu Mihelju. Posebna zahvala gre tudi somentorici doc. dr. Urški Puh za pomoč pri interpretaciji rezultatov, izvedbi raziskave in nastajanju pričujočega dela.

Zahvala gre tudi vsem kolegom iz Laboratorija za robotiko, Fakultete za elektrotehniko v Ljubljani za njihov topel sprejem v delovni kolektiv, prijetno počutje tekom zadnjih let ter pomoč in sodelovanje pri meritvah raziskave. Posebna zahvala gre dr. Sebastjanu Šlajpahu za pomoč pri konstruktivnem reševanju nastalih problemov ter sodelavki Ani Mandeljc, mag. kin., za pomoč pri slovničnem oblikovanju disertacije. Za pomoč pri izvedbi meritev kliničnih testov se posebej zahvaljujem magistrskemu študentu fizioterapije Janu Pipanu ter Univerzitetnemu rehabilitacijskemu inštitutu Republike Slovenije-Soča. Za pomoč pri izvedbi meritev z robotom se posebej zahvaljujem Anžetu Strgarju. Posebna zahvala tudi vsem sodelujočim pri meritvah, ki so žrtvovali svoj čas in sodelovali pri meritvah vsakodnevnih dejavnosti.

Zahvala gre tudi Javni agenciji za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije (ARRS), mi je omogočila nadaljnje izobraževanje in me finančno podpirala med študijem.

Posebej bi se zahvalila svojim staršem za podporo na moji inženirske poti, ostali družini za potrpežljivost in pozitivno energijo ter možu Metodu za razumevanje, spodbudo in pomoč v času študija in nastanka doktorskega dela.

Kazalo

Seznam uporabljenih kratic	xi
Seznam uporabljenih simbolov	xiii
Povzetek	1
Abstract	3
1 Uvod	5
1.1 Cilji doktorske disertacije	8
2 Nosljivi merilni sistem	11
2.1 Merilni sistem in zajem signalov	11
2.1.1 Inercialna in magnetna merilna enota	12
2.1.2 Površinske elektromiografske elektrode	14
2.2 Sistem za zajem signalov dolgotrajnih meritev	15
2.2.1 Vzpostavitev sistema za zajem dolgotrajnih meritev	16
2.3 Kinematika zgornjih udov	21
3 Analiza kliničnih testov	27
3.1 Preiskovanci	28
3.2 Klinična testa	29
3.2.1 Funkcijski test zgornjega uda	29

3.2.2	Wolfov test motoričnih funkcij	31
3.3	Zajem signalov in predobdelava signalov	32
3.3.1	Segmentacija gibanja	32
3.4	Parametri analize gibanja	37
3.4.1	Čas gibanja	38
3.4.2	Gladkost giba	38
3.4.3	Podobnost trajektorij giba	39
3.4.4	Stabilnost trupa	41
3.4.5	Mišična aktivnost	42
3.4.6	Statistična analiza	42
3.5	Rezultati	43
3.6	Razprava	52
3.6.1	Veljavnost parametrov z ozirom na ocene kliničnih testov . . .	55
3.6.2	Prispevki sodelavcev	58
4	Analiza gibanja med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti	59
4.1	Metodologija študije	60
4.1.1	Preiskovanci	61
4.2	Analiza dejavnosti zgornjih udov na osnovi časovne kvantizacije . . .	61
4.2.1	Mišična aktivnost	62
4.2.2	Ocena moči v sklepih zgornjega uda	63
4.2.3	Rezultati	65
4.2.4	Razprava	68
4.3	Analiza dejavnosti zgornjih udov na osnovi segmentacije gibanja . . .	69
4.3.1	Segmentacija gibanja	69
4.3.2	Dolžina poti giba roke	71
4.3.3	Ocena gibanja glede na dolžino poti giba dominantne roke . . .	71
4.3.4	Ocena gibanja glede na pozicijo roke po višini	72

4.3.5	Koti v sklepih	72
4.3.6	Ocenjevanje koordinacije gibanja zgornjih udov	73
4.3.7	Mišična aktivnosti	76
4.4	Rezultati	77
4.5	Razprava	84
4.5.1	Prispevki sodelavcev	88
5	Ocenjevanje dvoročne vadbe z robotom	89
5.1	Preiskovanci	89
5.2	Merilni sistem	90
5.2.1	Naloge v navideznem okolju	91
5.3	Analiza dvoročne interakcije med robotsko vadbo	92
5.3.1	Dekompozicija sil interakcije z robotom	93
5.3.2	Ocenjevani parametri	93
5.3.3	Statistična analiza	100
5.4	Rezultati	100
5.5	Razprava	110
5.5.1	Prispevki sodelavcev	116
6	Sklepne ugotovitve	117
Izvirni prispevki doktorske disertacije		123
Literatura		125
Dodatek A: Dodatek poglavja <i>Analiza kinematičnih parametrov za ocenjevanje ter klasifikacijo gibov med izvajanjem kliničnih testov zgornjih udov</i>		137
Dodatek B: Dodatne slike parametrov poglavja <i>Analiza dolgotrajnih meritev in ocenjevanje posameznih dejavnosti zgornjih udov pri izvaj-</i>		

janju vsakodnevnih opravil

143

Dodatek C: Dodatne slike parametrov poglavja *Zasnova dvoročne vadbe*

z robotom in analiza sil interakcije med izvajanjem nalog 155

Slike

2.1	Merilni sistem IME in zapestnic EMG nameščen na zgornjih udih	12
2.2	(a) Magnetometer, (b) žiroskop, (c) pospeškometer [1]	13
2.3	Inercialna in magnetna merilna enota ter sprejemna enota	14
2.4	Senzor mišične aktivnosti na podlakti	15
2.5	Sistem za zajem signalov med dolgotrajnimi meritvami	16
2.6	Blokovna shema elementov sistema, namenjenih zajemanju in shranjevanju podatkov dolgotrajnih meritev.	19
2.7	Aplikacija na mobilnem telefonu	20
2.8	Aplikacija na mobilnem telefonu med izvajanjem meritve	20
2.9	Gumb v aplikaciji za izklop paličnega računalnika	21
2.10	Nosljivi merilni sistem za dolgotrajne meritve	22
2.11	Kinematični model trupa in zgornjih udov s sklepi.	23
3.1	Pripomočki, potrebni za izvedbo ARAT	29
3.2	Prikaz začetnih položajev za različne podskupine ARAT.	30
3.3	Trajektorije roke in sklepov zgornjega uda ter ustreznim EMG signalom	34
3.4	Segmentacija gibanja za nalogo, kjer preiskovanec prime kocko in jo prenese na polico	36
3.5	Premik roke zdravih preiskovancev in enega pacienta	41
3.6	Kvantifikacija gibanja med izvajanjem ARAT nalog	44
3.7	Kvantifikacija gibanja med izvajanjem WMFT naloge podlaket na škatlo	46
3.8	Razлага predstavitev statističnih značilnosti	47

3.9	Statistične značilnosti podskupin ARAT in štirih parametrov	48
3.10	Statistične značilnosti nalog WMFT in štirih parametrov	49
3.11	Mišična aktivnost \hat{w}_{n_i} za štiri naloge iz podskupine ARAT grobih prijemov	51
3.12	Statistične značilnosti za mišično aktivnost \hat{w}_{n_i} za štiri naloge iz podskupine ARAT grobih prijemov	52
3.13	Primerjava ARAT izida in parametra gladkosti giba pri podskupini grob prijemi	56
4.1	Vsakodnevne dejavnosti	60
4.2	Mišice znotraj podlakti z zaporednimi številkami elektrod EMG zapestnice.	63
4.3	Kvanti aktivnosti zgornjih udov	65
4.4	Kvanti EMG zgornjih udov	66
4.5	Kvanti mehanske moči v sklepih zgornjih udov	67
4.6	Trajektorija oblike pravilnega šestkotnika.	70
4.7	Slikovni prikaz kotov θ_1 in θ_2 za oceno gibanja glede na višino roke. . .	72
4.8	Simetrično gibanje zgornjih udov zdravega preiskovanca	74
4.9	Parameter koordinacije gibanja zgornjih udov κ za simetrično gibanje zdravega preiskovanca	76
4.10	Reprezentativni primeri koordiniranih gibov	76
4.11	Razmerje dolžin gibov zgornjih udov glede na različne metode segmentacije	78
4.12	Različne dolžine gibov zgornjih udov	79
4.13	Analiza gibanja zgornjih udov glede na višino roke.	80
4.14	Obseg kotov v sklepih ter razmerje sprememb kotov $\vartheta_{(1,2)}$, ϑ_4 in ϑ_7 . . .	81
4.15	Parameter koordinacije gibanja zgornjih udov κ	82
4.16	Mišična aktivnost zgornjih udov glede na segmentacijo gibanja	83
5.1	Držalo na robotu z opornico in prikaz pravilne uporabe opornice. . . .	90
5.2	Naloge v navideznem okolju.	92

5.3	Hitrost gibanja $\dot{\mathbf{p}}(\bar{s})$ in sila zgornjega uda $\mathbf{f}_{L,R}$ predstavljene za tri stopnje dušenja b .	102
5.4	Mera kooperativnosti \overline{M}_{ko} za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	103
5.5	Mera učinkovitosti sodelovanja \overline{M}_{us} za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	104
5.6	Mera pogajalske učinkovitosti \overline{M}_{pu} za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	105
5.7	Mera udobnosti sodelovanja \overline{M}_{ud} za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	106
5.8	Mera opravljenega dela \overline{M}_d desnega zgornjega uda za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	107
5.9	Gladkost giba določena kot mera na osnovi trzaja sile \overline{M}_{tr} dominantnega oziroma okvarjenega zgornjega uda za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	108
B.1	Kvanti aktivnosti zgornjih udov vseh vključenih pacientov	145
B.2	Kvanti EMG zgornjih udov vseh vključenih pacientov	146
B.3	Kvanti mehanske moči v sklepih zgornjih udov	147
B.4	Razmerje dolžin gibov zgornjih udov glede na različne metode segmentacije za vse paciente	148
B.5	Različne dolžine gibov zgornjih udov za vse paciente	149
B.6	Obseg kotov v sklepih ter razmerje sprememb kotov $\vartheta_{(1,2)}$, ϑ_4 in ϑ_7 .	150
B.7	Parameter koordinacije gibanja zgornjih udov κ za vse paciente	151
B.8	Mišična aktivnost zgornjih udov glede na segmentacijo gibanja za vse paciente	152
C.9	Mera individualne učinkovitosti sodelovanja $\overline{M}_{us_{L,R}}$ neokvarjenega in ne-dominantnega zgornjega uda za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	157

C.10 Mera individualne učinkovitosti sodelovanja $\overline{M}_{us_{L,R}}$ okvarjenega in dominantnega zgornjega uda za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	158
C.11 Delo $W_{L,R}$ neokvarjenega in nedominantnega zgornjega uda za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	159
C.12 Delo $W_{L,R}$ okvarjenega in dominantnega zgornjega uda za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	160
C.13 Mera podobnosti sil \overline{M}_{ps} za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	161
C.14 Mera pravičnosti sodelovanja \overline{M}_{pr} za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	162
C.15 Notranje sile \overline{M}_{ko} za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	163
C.16 Gladkost giba določena kot dolžina spektralnega loka $\overline{M}_{SAL_{(L,R)}}$ dominantnega in okvarjenega zgornjega uda za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	164
C.17 Mera optimalnosti sodelovanja \overline{M}_{os} za posamezne naloge s pripadajočimi statističnimi značilnostmi.	165

Preglednice

2.1	Denavit-Hartenberg parametri	24
3.1	Spearmanov korelacijski koeficient ρ_S za ARAT podskupine in štiri parametre analize gibanja	57
4.1	Delež koordiniranih, zmerno koordiniranih in nekoordiniranih gibov (%) glede na κ ter mediana dolžin giba dominantnega (neokvarjenega) uda ter nedominantnega (okvarjenega) uda izražena v metrih.	83
A.1	Naloge funkcijskega testa zgornjega uda	139
A.2	Naloge Wolfovega testa motoričnih funkcij	140

Seznam uporabljenih kratic

KRATICA	OPIS
AF-A2	Pacientova okvarjena stran s klinično oceno funkcjskega testa zgornjega uda 2
AF-A3	Pacientova okvarjena stran s klinično oceno funkcjskega testa zgornjega uda 3
AF-W2,3	Pacientova okvarjena stran s klinično oceno Wolfovega testa motoričnih funkcij 2 ali 3
AF-W4,5	Pacientova okvarjena stran s klinično oceno Wolfovega testa motoričnih funkcij 4 ali 5
ARAT	funkcijski test zgornjega uda (angl. action research arm test)
DH	Denavit-Hartenberg parametri
EMG	elektromiografija (angl. Electromyography)
H	Zdravi preiskovancev
HTTP	angl. Hyper text Transfer protocol
IME	inercialna in magnetna merilna enota (angl. Inertial and Magnetic Measurement Unit)
MEMS	mikro elektro mehanski sistem (angl. micro electro-mechanical system)
UAF	Pacientova neokvarjena stran
UDP	angl. User Datagram Protocol
USB	angl. Universal Serial Bus
UQP	angl. Universal Windows Program
WMFT	Wolf test motoričnih funkcij (angl. Wolf motor function test)

Seznam uporabljenih simbolov

SIMBOL	ENOTA	OPIS
\mathbf{g}	m/s^2	statični pospešek gravitacije Zemlje
L	m	dolžina poti gibanja
T_m	s	čas trajanja giba
$\vartheta_{(L,R),j}$	°	kot v sklepu j za levi (L) in desni (R) zgornji ud
ρ_S		Spearmanov koeficient korelacije
δ		indeks kooperativnosti
(x_T, y_T, z_T)	m	koordinatni sistem trupa
$\begin{bmatrix} \omega_{x_i} & \omega_{y_i} & \omega_{z_i} \end{bmatrix}^T$	/s	vektor kotnih hitrosti IME $_i$
$\mathbf{p}(t)$	m	trajektorija roke
$s(t)$	m	dolžina loka časovno parametrizirane trajektorije roke
\bar{s}	m	normalizirana dolžina loka
L	m	dolžina poti gibanja
T_{o_i}	s	čas začetka faze i
T_{t_i}	s	čas konca faze i
T_m	s	čas trajanja gibanja
$d(\bar{s})$	m	razdalja od začetne pozicije
η_{rot_i}		indeks rotacijskega trzaja za fazo i
$\boldsymbol{\omega}(t)$	/s	vektor kotne hitrosti roke
D_i		koren povprečnega kvadrata Evklidske razdalje za fazo i
$\nu(\bar{s})$		sprememba smeri gibanja roke
χ_i		parameter za oceno podobnosti trajektorije

ρ_i	°	indeks stabilnosti trupa med fazo i
\hat{w}_i	mV	mišična aktivnost faze i vseh osmih elektrod
\hat{w}_{n_i}		normalizirana vrednost EMG za posamezno obdobje gibanja i
ρ_S		Spearmanov koeficient korelacijskega
$AC_{(L,R)_i}$		kvanti aktivnosti levega (L) in desnega (R) zgornjega uda kvanta i
R_{AC_i}		razmerje kvantov aktivnosti
$MC_{(L,R)_i}$		kvanti mišične aktivnosti levega (L) in desnega (R) zgornjega uda kvanta i
R_{MC_i}		razmerje kvantov mišične aktivnosti
P_k	W	moč v sklepu k
τ_k	Nm	navor v sklepu k
$\dot{\vartheta}_k$	/s	kotna hitrost v sklepu k
$\ddot{\mathbf{p}}_{C_k}^k$	m/s^2	translacijski pospešek masnega središča segmenta
$PC_{(L,R)_i}$		kvanti mehanske moči levega (L) in desnega (R) zgornjega uda kvanta i
R_{PC_i}		razmerje kvantov mehanske moči
R_{L_m}		razmerje poti gibanja L_m giba m
$\theta_{1,2}$		kota za oceno gibanja glede na višino roke
L_U	m	dolžina nadlakti
L_F	m	dolžina podlakti
L_H	m	dolžina dlani
$\vartheta_{1,2}$		kot med trupom in nadlahtnico
PCC		Pearsonov linearni korelacijski koeficient
F	m	Fréchetovova razdalja
R_V		razmerje varianc
R_{L_m}		razmerje dolžine prepotovane poti roke znotraj giba m
κ		parameter koordinacije gibanja
b	Ns/m	stopnja dušenja
$\mathbf{f}_L, \mathbf{f}_R$	N	sila levega (L) in desnega (R) zgornjega uda
\mathbf{f}_{Σ}	N	vsota sil levega in desnega zgornjega uda

$\mathbf{f}_L^*, \mathbf{f}_R^*$	N	aktivni del sil levega (L) in desnega (R) zgornjega uda
δ		parameter kooperativnosti
\overline{M}_{ko}		mera kooperativnosti
\overline{M}_{us}		mera skupne učinkovitosti sodelovanja levega in desnega zgornjega uda
\overline{M}_{pu}		mera pogajalske učinkovitosti
\overline{M}_{ud}		mera udobnosti sodelovanja
\overline{M}_d		mera opravljenega dela levega W_L ali desnega W_R zgornjega uda
\overline{M}_{ps_k}		mera podobnosti sil
\overline{M}_{pr}		mera pravičnosti sodelovanja
\overline{M}_{ns}		mera notranjih sil
\overline{M}_{tr}		mera trzaja na osnovi sile
$\overline{M}_{SAL_{(L,R)}}$		mera gladkosti giba določena kot dolžina spektralnega loka levega (L) in desnega (R) zgornjega uda
\overline{M}_{os}		mera optimalnosti sodelovanja

Povzetek

SPREMLJANJE gibalnih sposobnosti zgornjih udov je pomembno skozi celo obdobje rehabilitacije. V doktorski disertaciji, ki jo sestavljajo tri študije, obravnavamo analizo dejavnosti zgornjih udov v kliničnem okolju, pri vsakodnevnih aktivnostih ter ocenjevanje interakcije zgornjih udov med vadbo z robotom.

Za potrebe raziskav smo razvili nosljiv meritni sistem, ki sestoji iz magneto-inerzialnih meritnih enot (IME) in senzorjev mišične aktivnosti. Senzorji so majhni in med uporabo ne ovirajo gibanja zgornjih udov. Predstavljen je postopek izračuna kinematike zgornjih udov iz podatkov orientacije IME.

Prva študija se osredotoča na ocenjevanje gibov, kot jih definirata dva standardna klinična testa, ARAT in WMFT. Testa sta bila izvedena na pacientih po možganski kapi ter na zdravih prostovoljcih. Med izvajanjem testov je imel preiskovanec na zgornjih udih nameščen nosljivi meritni sistem. V študiji smo za analizo gibanja izbrali štiri kinematične parametre (premik trupa, čas trajanja giba, gladkost giba, trajektorija gibanja glede na trajektorije zdravih preiskovancev) ter parameter za ocenjevanje sile prijema, izračunan na podlagi mišične aktivnosti med izvajanjem nalog ARAT. Posamezne naloge so bile z metodo segmentacije razdeljene na faze manipulacije s predmetom in faze gibanja, za katere so izračunani našteti parametri ocenjevanja. Pacienti so bili za statistično analizo razdeljeni v skupine glede na oceno kliničnih testov. Na osnovi predlaganih parametrov je mogoče razlikovati med različnimi skupinami patientov. Veljavnost parametrov je bila preverjena s primerjavo z ARAT oceno in kaže močno korelacijo pri parametrih časa trajanja giba ter gladkosti giba.

Cilj rehabilitacije pacientov po možganski kapi je ponovno učenje gibov, potrebnih za izvajanje vsakodnevnih dejavnosti. V drugi študiji v okviru disertacije je bil tako nosljivi meritni sistem uporabljen za spremljanje gibanja zgornjih udov med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti. V prvem koraku smo analizo gibanja izvedli na osnovi časovne kvantizacije meritev in izračuna kvantov aktivnosti, kvantov mišične

aktivnosti ter kvantov moči posameznega uda. Časovna kvantizacija omogoča primerjavo dejavnosti zgornjih udov že v kratkih časovnih intervalih. V drugem koraku smo analizo gibanja osnovali na metodi segmentacije, s katero preko sprememb hitrosti in smeri gibanja zgornjega uda, gibanje razdelimo na posamezne gibe. Na osnovi segmentacije smo analizirali dolžino poti giba roke, doseženo višino roke, kote v sklepih in mišično aktivnost. S parametri je mogoče razlikovati med dejavnostjo enega in drugega uda. Vpeljali smo parameter za ocenjevanje koordinacije gibanja, na osnovi katerega je mogoče ločevati med enoročnimi in dvoročnimi dejavnostmi.

V tretji študiji je bila izvedena analiza interakcije zgornjih udov med dvoročnim izvajanjem nalog z robotom. Predstavili smo robotski sistem, naloge v navideznem okolju in uvedli metode izračuna parametrov. Sistem smo uporabili s skupino zdravih preiskovancev in skupino pacientov po možganski kapi. Analizo smo zasnovali na meritvah sil interakcije med rokama in robotom. Izvedli smo primerjavo med skupinami preiskovancev pri določenem uporu robota in primerjavo vpliva upora robota znotraj posamezne skupine preiskovancev. Predlagana metoda omogoča kvantifikacijo aktivnosti posameznega uda in razlikovanje med stopnjami okvare. Analiza vpliva upora robota je v veliki meri pokazala statistično značilne razlike za večino izračunanih parametrov znotraj skupine zdravih preiskovancev, v manjši meri pa tudi znotraj skupin pacientov.

Ključne besede: nosljivi meritni sistemi, inercialne meritne enote, elektromiografija, rehabilitacijska robotika, možganska kap, rehabilitacija, vsakodnevne aktivnosti, ocenjevanje gibalnih sposobnosti zgornjih udov, ARAT, WMFT.

Abstract

MONITORING of upper limbs motor skills is important throughout the rehabilitation process. The doctoral thesis, consisting of three studies, deals with the analysis of upper limb activity in the clinical setting, during activities of daily living, and the evaluation of upper limb interaction during robot training.

Upper limb movement was measured with a wearable sensory system consisting of wireless inertial-magneto measurement units (IMU) and electromyography sensors. Sensors are small and do not interfere with upper limb movement. The methodology for computation of upper limb kinematics based on IMU data is presented.

First study focuses on measuring and quantifying upper limb and trunk movement while executing ARAT and WMFT motor tasks. Equipped with wearable sensory system, patients after stroke and healthy volunteers executed tasks of clinical tests according to the standard protocol. The movement was quantified with five parameters that are associated with clinical assessment: movement time, movement smoothness, similarity of hand trajectories, trunk stability, and fingers and wrist muscle activity. Tasks were segmented into object manipulation phases and movement phases, for which the five parameters were computed. Data were allocated into four groups. Patients who suffered stroke were grouped based on their clinical scores obtained for each task. Based on the proposed parameters, it is possible to differentiate between groups of patients. Numerical quantification of movement was additionally compared to the total ARAT scores obtained by each patient, and shows strong correlation for movement time and movement smoothness.

Throughout the rehabilitation process patients after stroke need to re-learn movements for performing activities of daily living. In the second study of the doctoral thesis we used wearable sensory system for monitoring upper limbs movement while performing activities of daily living. In the first step, time quantization of movement is used for computation of activity counts, counts of muscle activity and power counts

for each upper limb. Time quantization allows comparison of upper limb activities within short time intervals. In the second step, upper limb motion was segmented into individual movements based on changes in velocity and direction of movement of the upper limbs. On the basis of segmentation, we analysed path length of the hand movement, the achieved hand height, joint angles and muscle activity. The parameters can be used to distinguish between the activity of one and the other limb. We introduced a parameter for estimating movement coordination, based on which it is possible to distinguish between unimanual and bimanual activities.

In the third study, the analysis of the interaction of the upper limbs during a bimanual tasks with a robot was performed. Robot system, tasks in virtual environment, and methodology for computation of movement parameters are presented. The system was used with a group of healthy volunteers and a group of patients after stroke. The analysis was based on measurements of the interaction forces between the upper limbs and the robot. We performed a comparison between groups of subjects at a given robot resistance and a comparison of the impact of robot resistance within each group of subjects. The proposed method enables quantification of activities of each upper limb and differentiates between the groups with different degrees of impairment. Analysis of robot resistance shows to a large extent statistical significant differences for most of the computed parameters within the group of healthy subjects and to lesser extent within the groups of patients after stroke.

Key words: wearable measuring systems, inertial measuring units, electromyography, rehabilitation robotics, stroke, rehabilitation, activities of daily living, assessment of upper limb functions, ARAT, WMFT.

1 Uvod

Starostjo povezane bolezni so postale en izmed glavnih razlogov za smrt v razvitih državah. Možganska kapi je ena od najbolj pogostih nevroloških poškodb, ki vsako leto prizadene vedno večje število oseb in številka strmo narašča. V Sloveniji kap prizadene 4500, po vsem svetu pa kar 15 milijonov ljudi na leto in je drugi najpogostejši razlog za umrljivost pri starejših od 60 let [2]. Prvi mesec po možganski kapi prezivi 70–80 % prizadetih. Posledica kapi so nevrološke okvare, ki zmanjšajo sposobnost gibanja ter funkcionalne zmožnosti posameznika, zaradi česar vsaj 40 % pacientov po možganski kapi potrebuje usmerjen in učinkovit rehabilitacijski program [3]. Možganska kapi lahko povzroči popolno ali delno ohromelost mišic zgornjega in spodnjega uda ter trupa. Trajno zmanjšana zmožnost gibanja je prisotna pri približno polovici pacientov po možganski kapi, kar jim otežuje opravljanje vsakdanjih opravil oziroma dejavnosti. Ti pacienti po zdravljenju v zgodnjem obdobju potrebujejo še nadaljnjo rehabilitacijo.

Rehabilitacija pomeni obnovitev fizičnih, psihičnih in čutnih sposobnosti, ki so izgubljene zaradi poškodbe, nesreče, bolezni in drugih stanj (prirojenih ali pridobljenih). Zaradi staranja prebivalstva in s tem povezanih geriatričnih problemov potreba po rehabilitaciji iz različnih vzrokov vsako leto narašča [4–7].

Personalizirana medicina predstavlja model, ki za zasnovano primerne terapije upošteva značilnosti posameznika. Boljše razumevanje pacientovega življenjskega okolja pozitivno vpliva na njegovo oskrbo. Več podatkov o pacientu omogoča prilagojeno (osebno, usmerjeno, personalizirano) vadbo, ki v splošnem pripelje do boljših rezultatov.

Aktivna uporaba okvarjenega uda pri gibanju pozitivno vpliva na proces izboljšanja motoričnih sposobnosti. Zato se terapija ne konča v rehabilitacijski ustanovi, ampak mora potekati tudi izven nje. Pri procesu rehabilitacije je za hitrejše izboljšanje motoričnih sposobnosti udov pomembno izvajanje vsakodnevnih dejavnosti [8]. Za

namene prepoznavanja dejavnosti, senzorno podprte vadbe ali z golj spremljanja motoričnih sposobnosti raziskovalci uporabljajo različne senzorje, s katerimi pridobijo podrobnejše informacije, ki omogočajo boljše poznavanje pravilnosti gibanja udov med izvajanjem nalog [9, 10]. Za merjenje gibanja se v laboratorijskem okolju uporabljajo optoelektronski sistemi (Optotrak, Vicon, Codamotion, itd.), ki zagotavljajo visoko natančnost pridobljenih rezultatov. Zaradi visoke cene in omejenega merilnega območja optoelektronskih sistemov, so se na tem področju začele uveljavljati inercialne merilne enote (IME), ki predstavljajo nizkocenovno alternativo za merjenje kinematičnih parametrov [11]. Senzorji so majhni in nosljivi, zato merjencu ne omejujejo delovnega prostora [12]. Z nosljivimi senzorji nismo omejeni na prostor v laboratoriju ali rehabilitacijski ustanovi, saj jih preiskovanec lahko nosi v domačem okolju. To omogoča merjenje gibanja med vsakodnevnimi aktivnostmi. Dolgoročni cilji tako zasnovanih raziskav so identifikacija gibalnih dejavnosti, ugotovitev pogostosti posameznih dejavnosti ter ocenjevanje trajanja uporabe uda in same kakovosti izvedbe gibov [13].

Za razpoznavanje dejavnosti potrebujemo bazo gibanj, ki služi kot osnova za prepoznavo. Baza sestoji iz skupine temeljnih gibanj zgornjega uda med dejavnostmi vsakdanjega življenja, za katere poiščemo določene klasifikatorje, ki jih ločijo od ostalih. Parameter, večkrat omenjen v raziskavah, ki se navezujejo na robotiko, nevroznanost in ergonomijo, je trajektorija gibanja uda [14]. Iz trajektorije gibanja lahko izluščimo informacije glede kakovosti, hitrosti in gladkosti giba ter opravljene poti [15]. Za primerjavo trajektorij lahko uporabimo različne parametre, kot so evklidska razdalja, DTW (angl. Dynamic Time Warping), LCSS (angl. Longest Common Subsequence based Measures), Hausdorffova ali Frechetova razdalja [16–19]. Raziskovalci se osredotočajo tudi na časovni potek in ponovljivost posameznega giba ter končno pozicijo uda [20].

Za ocenjevanje gibanja se poleg senzorjev orientacije uporabljajo tudi senzorji za zaznavanje mišične aktivnosti (elektromografija-EMG) [21–23]. V robotiki se elektromiografija pogosto uporablja za vodenje robotov [24–26] ali po amputaciji uda za upravljanje proteze preko aktivnosti mišic krna [22, 27, 28]. Za raziskave izven laboratorija se uporabljajo nosljivi senzorji, denimo MYO zapestnica (Thalmic Labs) [29], ki zaznavajo površinsko električno aktivnost ob krčenju mišic podlakti. Preko EMG signalov iz mišic na podlakti lahko dobimo informacijo o premiku dlani in prstov, kar omogoča določanje prijema [30]. Posredno lahko ocenjujemo tudi silo prijema, s čimer se pri nekaterih nalogah lahko izognemo uporabi senzorja sile [31]. Za obdelavo su-

rovih EMG signalov se uporablajo različne metode, kot so polnovalno usmerjanje, povprečenje vrednosti, nizkopasovno filtriranje, spektralna analiza ali povprečne frekvence. Za klasifikacijo EMG signalov pa se uporablajo nevronske mreže, Gaussovi klasifikatorji, skriti modeli Markova in pragovi [32].

Cilj rehabilitacije zgornjih udov je ponovna vzpostavitev gibalnih sposobnosti za izvajanje vsakodnevnih dejavnosti. Rehabilitacijske ustanove sprejemajo paciente z različnimi stopnjami motoričnih sposobnosti, ki jih terapevt najprej oceni in glede na oceno pripravi program vadbe. Terapevt preko funkcijskih testov pridobi informacijo o motoričnih sposobnostih, vendar pa s tem ne pridobi informacije o dejanski uporabi posameznega uda pri izvajaju dejavnosti vsakdanjega življenja v domačem okolju. Funkcijski testi temeljijo na predvidevanju, da je kompleksno gibanje med dejavnostmi vsakodnevnega življenja mogoče oceniti z opazovanjem izvedbe nalog določenega (kliničnega) testa. Ti testi nadomeščajo ali posnemajo elemente gibanja iz vsakodnevnega življenja. Z njimi terapevti pridobijo integrirano oceno funkcije mišic, koordinacije, dinamičnega ravnotežja in druge, z nekaterimi tudi oceno kakovosti izvedbe gibanja. Eden največkrat uporabljenih in splošno znanih testov za oceno funkcijskih sposobnosti zgornjih udov pri rehabilitaciji po možganski kapi je Funkcijski test zgornjega uda (angl. action research arm test - ARAT, ARA-test) [33–35]. Terapevt pri testu ocenjuje usklajenost gibanja, uspešnost opravljanja naloge ter porabljjen čas [36,37]. Iz IME senzorjev lahko preračunano kinematične parametre zgornjih udov, preko katerih ocenimo gibanje uda, gladkost giba, kote v sklepih in delovni prostor [38–40]. S pomočjo EMG senzorjev lahko ocenimo tudi sočasno interakcijo obeh zgornjih udov med dvoročnim prijemanjem oziroma rokovanjem s predmeti [41].

Ob odpustu iz rehabilitacijske ustanove so okvare zgornjega uda po možganski kapi deloma še vedno prisotne, zato je pomembno, da pacienti okvarjeni zgornji ud čim več uporablajo med opravljanjem vsakodnevnih opravil že med rehabilitacijo in tudi doma. Glavni cilj rehabilitacije je pripraviti pacienta na izvajanje vsakodnevnih opravil, zaradi česar je spremljanje pacienta v domačem okolju oziroma pri izvajaju vsakodnevnih dejavnosti [42, 43] eden izmed naslednjih korakov v rehabilitaciji. Iz rezultatov meritev lahko prepoznavamo dejavnosti [44], ugotavljamo delež enoročnih oz. dvoročnih dejavnosti, preračunamo, v kolikšni meri je preiskovanec uporabljal posamezni telesni segment [45] in v katerem sklepu so večje težave pri izvajaju dejavnosti. Na podlagi teh parametrov lahko vadbo prilagodimo tako, da je ta bolj osredotočena na sklep, katerega gibanje je težavno. Na podlagi meritev lahko dodatno vzpodbjamo uporabo

okvarjenega uda (na primer, z uporabo elektro-taktilne stimulacije) ali načrtujemo (robotsko podprt) vadbo. Robotska vadba omogoča terapijo preko ponavljanja naj-pomembnejših in najpogostejše uporabljenih gibov v vsakodnevnu življenju. Robot preko senzorjev podaja informacijo o uporabljeni sili ter objektivno oceno giba [46].

Skupen cilj raziskav na področju rehabilitacijske robotike je razvoj učinkovitih metod za vadbo pacientov s senzorno-motoričnimi okvarami, ki bi dopolnjevale standardno obravnavo [47, 48]. Ker okvara zgornjega uda omejuje gibalne zmožnosti, rehabilitacijske ustanove pa vedno težje obvladujejo obravnavo vedno večjega števila pacientov za daljše obdobje, so se na področju rehabilitacije začele razvijati vadbene naprave za domačo uporabo. V pomoč je tudi uporaba robotskih sistemov, ki zmanjšajo obremenitev terapevta [49].

Rehabilitacijska robotika lahko pomaga pri ponovnem učenju gibanj ali pri vadbi pacientov z zmanjšanimi zmožnostmi gibanja, ki so posledica možganske kapi, poškodb glave, hrbtenjače ali uda [50, 51]. Robot v rehabilitaciji je primeren kot pomoč terapevtu, hkrati pa lahko preko vgrajenih senzorjev sil in leg spremljamo napredek gibalnih sposobnosti med vadbo [52]. Motorji robota pomagajo pacientu izvajati vnaprej določene gibe ali pa te otežujejo in s tem omogočijo hitrejše izboljšanje motoričnih sposobnosti [53]. S haptičnim robotom lahko med drugim preko sil in navorov usmerjamo ud po določeni trajektoriji [54]. Z rehabilitacijsko robotiko je mogoče zasnovati vadbo usmerjeno v izboljšanje motoričnih sposobnosti, povečanje delovnega območja zgornjih udov ter izboljšanje natančnosti gibov [55, 56]. Do danes so že razvite metode vodenja robotov, ki tokom vadbe prilagajajo robotsko pomoč glede na posameznikove motorične sposobnosti in želeno gibanje [49, 57].

1.1 Cilji doktorske disertacije

Za namene spremeljanja gibanja zgornjih udov smo uporabili sistem, ki vsebuje sedem IME, po tri na vsaki roki in enega na trupu, ter dve EMG zapestnici na podlakti vsake roke. EMG zapestnici uporabljamo za zajem mišične aktivnosti med izvajanjem nalog motoričnih testov ter vsakodnevnih aktivnosti. V disertaciji bomo izvedli sledeče vmesne cilje:

1. **Analiza kinematičnih parametrov za ocenjevanje ter klasifikacijo gibov med izvajanjem kliničnih testov zgornjih udov.** Za ocenjevanje mo-

toričnih sposobnosti zgornjih udov se v rehabilitaciji uporabljata standardizirana klinična testa. Osredotočili se bomo na objektivno senzorno podprtou analizo gibanja z uporabo funkcijskoga testa zgornjega uda (ARAT) ter Wolfovega testa motoričnih funkcij (angl.angl. Wolf motor function test - WMFT). Na podlagi meritev zdravih oseb bomo predlagali referenčne trajektorije gibov ter jih uporabili pri ocenjevanju pacientov z okvarjenim gibanjem zgornjih udov. Izvedli bomo analizo gibov posameznih preiskovancev, primerjavo zdravih preiskovancev s pacienti in primerjavo med različnimi pacienti.

2. **Analiza dolgotrajnih meritev in ocenjevanje posameznih dejavnosti zgornjih udov pri izvajjanju vsakodnevnih opravil.** Pri vsakodnevnih dejavnostih lahko v grobem gibe ločimo na enoročne in dvoročne. Iz dolgotrajnih meritev vsakodnevnih dejavnosti bomo ocenili gibanje znotraj delovnega prostora zgornjega uda, razmerje dejavnosti rok, ugotavliali prijemanje z obema rokama in koordinirano gibanje obeh zgornjih udov. Za analizo gibanja zgornjih udov lahko uporabimo različne parametre, ki objektivno pokažejo uporabo, natančnost in kakovost izvajanih gibov. V omejenem obsegu je mogoce tudi ločevanje enoročnega in dvoročnega koordiniranega gibanja zgornjih udov.
3. **Zasnova dvoročne robotske vadbe in analiza sil interakcije med koordiniranim izvajanjem nalog.** Z uporabo dvoročnega prijemala in senzorjev na robotskem sistemu bomo ocenili dvoročno gibanje rok in določili parametre koordiniranega gibanja obeh zgornjih udov. Glede na meritve pacientov pri motoričnih testih in spremeljanju med vsakodnevnimi dejavnostmi bomo na osnovi ugotovljenega delovnega obsega roke in motoričnih zmožnosti zasnovali usmerjeno vadbo z robotom. Vadba z robotom bo zasnovana na način, da bo spodbujala čim večjo uporabo okvarjenega zgornjega uda. Pri analizi se bomo osredotočili predvsem na sile interakcije med udoma in robotom pri dvoročni vadbi.

2 Nosljivi merilni sistem

V tem poglavju je predstavljen sistem za spremjanje gibanja zgornjih udov. Opisali bomo namen uporabljenih senzorjev in predstavili potek izračuna kinematike zgornjega uda z uporabo inercialnih in magnetnih merilnih enot (IME).

Implementacija algoritmov, zajem podatkov ter statistična analiza so bili izvedeni s programskim okoljem MATLAB R2016a (MathWorks, Massachusetts, ZDA). V pričajoči doktorski disertaciji se izraz ‐roka‐ nanaša na dlan s prsti, izraz ‐zgornji ud‐ pa zajema nadlaket, podlaket, roko in prste.

2.1 Merilni sistem in zajem signalov

V raziskavah doktorske dizertacije smo za spremjanje gibanja zgornjih udov uporabili sedem brezžičnih inercialnih in magnetnih merilnih enot (IME), ki merijo orientacijo posameznih segmentov uda ter dve elektromiografski (EMG) zapestnici (Myo zapestnici, Thalmic labs), ki merita elektromiografske signale.

IME smo namestili na oba zgornja uda ter trup na naslednja mesta: hrbtno stran dlani, hrbtno stran podlakti v višini zapestja, hrbtno stran nadlakti tik nad pregibom komolca ter na zgornji del prsnice. EMG zapestnici smo namestili na obe podlakti, na največjem premeru. Namestitev senzorjev na osebi je prikazana na sliki 2.1. Na zgornji del prsnice ter hrbtno stran dlani smo IME pritrdili z obojestranskim lepilnim trakom, ostale IME pa smo pritrdili s pomočjo elastičnega traku, ki je imel na notranji strani natiskan silikon, ki zavira premikanje senzorja. EMG elektrode so vstavljene v sklenjeno gumijasto tesnilo, ki omogoča prileganje zapestnice različnim premerom podlakti. Za manjše premere podlakti imamo dodatne sponke za prilaganje velikosti. Preiskovancev nosljivi senzorji niso ovirali ali motili med meritvijo ali ovirali gibanja zgornjih udov. Vsi senzorji imajo majhno lastno maso, so brežični in napajani preko



Slika 2.1: Merilni sistem z IME in zapestnicama EMG nameščen na zgornjih udih.

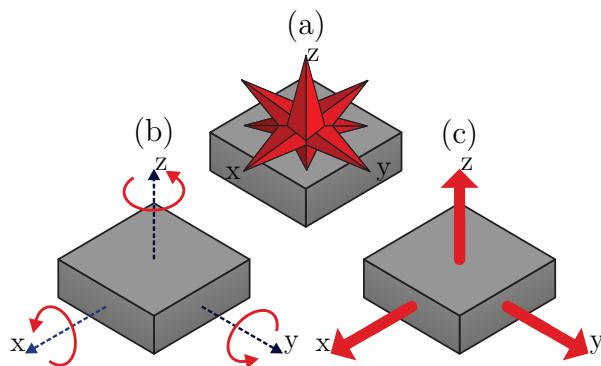
baterij, kar predstavlja veliko prednost pri namestitvi in uporabi merilnega sistema izven laboratorijskega okolja.

Senzorje je mogoče namestiti v dveh minutah, v kolikor so predpripravljeni (elastični trakovi deloma že vpeti na IME, obojestranski lepilni trak prilepljen na IME). Časovno kratka namestitev merilnega sistema je pomembna za uporabo v kliničnem okolju.

2.1.1 Inercialna in magnetna merilna enota

Uporabljena inercialna merilna enota (IME) sestoji iz žiroskopa, pospeškometra in magnetometra, kjer vsak senzor zaznava eno veličino v treh ortogonalnih oseh, kar prikazuje slika 2.2. IME je bila razvita v Laboratoriju za robotiko, Fakultete za elektrotehniko, Univerze v Ljubljani v okviru doktorskega dela dr. Tadeja Beravsa [1, 58]. Senzorji so temperaturno odvisni, zato je pomembno, da so pred meritvijo segreti na delovno temperaturo.

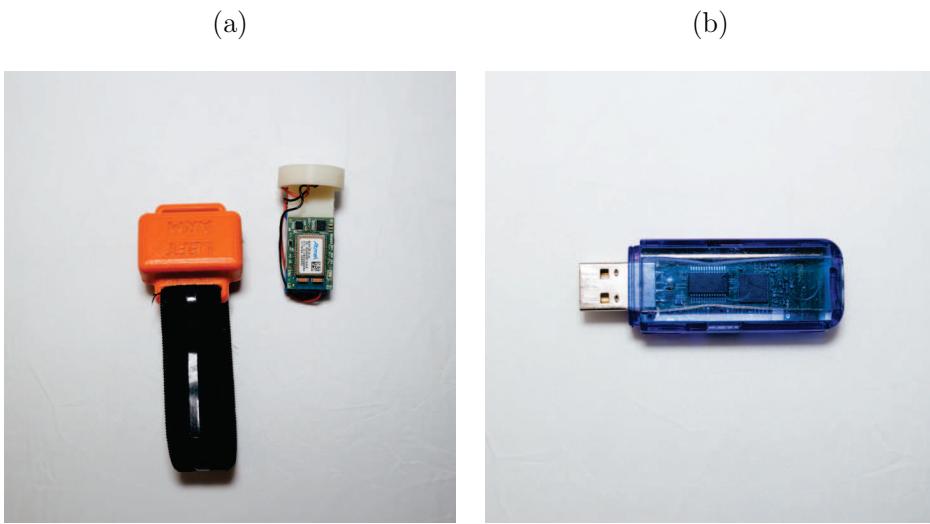
Senzorji so zgrajeni na osnovi tehnologije MEMS (mikro-elektromehanični sistemi). Z žiroskopom merimo rotacijsko hitrost okoli ortogonalnih osi. Orientacija, izračunana iz kotne hitrosti, je zaradi uporabljene integracije časovno nestabilna in leže, kar poveže do nezanemarljivih napak [59]. Zaradi teh napak se za oceno orientacije v kombinaciji z žiroskopom uporabljava tudi pospeškometer (slika 2.2(c)) in magnetometer



Slika 2.2: (a) Magnetometer, (b) žiroskop, (c) pospeškometer [1]

(slika 2.2(a)), ki preko zajetih podatkov popravlja orientacijo glede na smer Zemljine gravitacije in magnetnega polja. Premik telesa z maso je sorazmeren pospešku, ki deluje na telo. Na telo hkrati deluje tudi gravitacijski pospešek, zato pospeškometer meri linearni pospešek vzdolž posamezne osi, ki je vsota dinamičnega pospeška (ta je posledica gibanja) in statičnega pospeška gravitacije Zemlje g . Magnetometer (slika 2.2(a)) meri gostoto magnetnega pretoka. S pomočjo IME lahko določimo orientacijo merjenega sistema glede na Zemljino gravitacijsko in magnetno polje. Magnetometer in pospeškometer sta podvržena šumu zaradi dinamičnih pospeškov, ki so posledica gibanja, in motenj v magnetnem polju, ki so posledica bližine feromagnetnih teles in virov elektromagnetnega valovanja. Stacionarni vpliv motenj je mogoče v določeni meri zmanjšati s kalibracijo, zato vsako IME pred uporabo ustreznno kalibriramo [58]. Inercijalne meritve so opremljene z mikrokrmlniškimi sistemmi, ki brezčično posredujejo informacijo v surovi ali že obdelani obliki.

Senzor IME sestavlja triosni žiroskop Invensense IMU-3000, triosni pospeškometer STM LIS331DLH in triosni magnetometer Honeywell HMC5883. Nastavljena meritna območja za žiroskop so $\pm 1000^\circ/s$ s frekvenco vzorčenja 1 kHz, za pospeškometer $\pm 2 g$ s frekvenco vzorčenja 1 kHz in za magnetometer $\pm 130 \mu T$ s frekvenco vzorčenja 160 Hz. Za prenos podatkov smo uporabili sprejemno enoto Dizic (slika 2.3(b)). Merilna enota brez in z ohišjem je prikazana na sliki 2.3(a). Ohišja IME, ki so nameščena na podlakti v višini zapestja in na nadlakti nad komolcem, imajo odprtino za elastični trak s silikonom, s pomočjo katerega ohišja enot pričvrstimo na svoje mesto (slika 2.3(a)). Vzorčenje in prenos sedmih IME je potekala s frekvenco 80 Hz. Sprejemna enota omogoča sprejem 7 IME. Natančnost merjenega kota IME je manjša od $2,5^\circ$ pri stacionarnih pogojih in manjša od 5° pri dinamičnih. Glede na relativno upočasnjeno



Slika 2.3: Inercialna in magnetna merilna enota v ohišju in izven njega (a) ter sprejemna enota IME senzorjev (b)

gibanje zgornjih udov pri pacientih po možganski kapi, lahko za ta parameter privzamemo kvazi stacionarne pogoje. Namestitev IME lahko vpliva na oceno kinematike zgornjih udov. Ob upoštevanju pravilne namestitve senzorjev in z vključitvijo redundance meritev [60], meritve z IME ne vplivajo na kakovost kinematične analize.

2.1.2 Površinske elektromiografske elektrode

Gibanje zgornjega uda izvajajo skeletne mišice ramenskega obroča, nadlakti in podlakti. V raziskavi smo poleg grobih gibov zgornjega uda spremljali, ocenjevali in analizirali tudi mišično aktivnost. To so mišice, ki jih vsakodnevno uporabljamo ob različnih dejavnostih, na primer za držanje zobne ščetke, stiskanje tube kreme, držanje noža za rezanje, držanje kozarca, zalivanje rož, pisanje s pisalom ipd.

Za spremjanje mišične aktivnosti smo uporabili Myo zapestnico (Thalmic Labs) (slika 2.4). Sestavljena je iz osmih elektromiografskih (EMG) elektrod, ki zaznavajo električno aktivnost ob krčenju mišic. Potek signala nam pove, kdaj je mišica aktivna. Procesiranje EMG signalov sestoji iz več korakov, in sicer predprocesiranja (odstranitev šuma), izbora značilnosti (statistične značilnosti, skrite značilnosti) in klasifikacije [21]. Myo zapestnica zaznava aktivnost mišic, ki sodelujejo pri stisku roke (poudarek je na prijemanju in rokovovanju predmetov s prsti).

EMG zapestnica je sestavljena iz elektrod iz nerjavečega jekla, ki zajemajo EMG



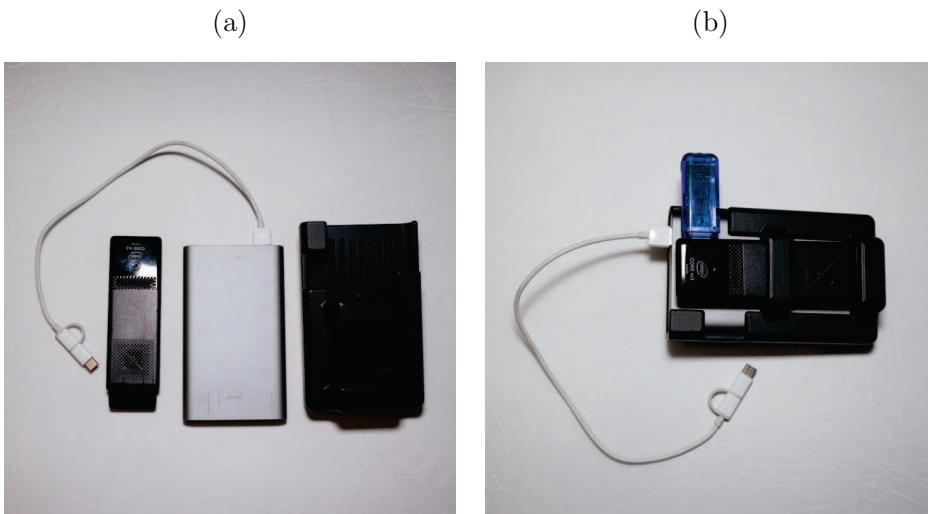
Slika 2.4: Zapestnici z osmimi EMG elektrodami za merjenje mišične aktivnosti na podlakti.

signale z vzorčno frekvenco 200 Hz in so z računalnikom povezane preko Bluetooth povezave. Pravilna postavitev EMG elektrod je ključna, saj z njo vplivamo na analizo mišične aktivnosti in kakovost zajetih signalov. V raziskavi smo uporabili dve EMG zapestnici (slika slika 2.4), pri čemer je bila bela zapestnica vedno nameščena na levo podlaket, črna pa na desno.

2.2 Sistem za zajem signalov dolgotrajnih meritev

Za zajem podatkov pri merjenju gibanja med izvajanjem kliničnih testov smo uporabili prenosni računalnik. Vendar pa to pri meritvah, pri katerih ne želimo ovirati gibanja zgornjih udov ali omejiti gibanja na del prostora, ni bilo izvedljivo. Zato smo za potrebe merjenja vsakodnevnih dejavnosti sestavili sistem za zajem signalov, ki je prenosen, enostaven za uporabo in dovolj robusten. Za zajemanje in shranjevanje podatkov smo uporabili palični računalnik (Intel compute stick CORE m3) z operacijskim sistemom Windows 10. Za sprejemanje signalov iz EMG zapestnic potrebujemo Bluetooth sprejemnik, za sprejemanje signalov iz IME pa Dizic sprejemnik. Za napajanje paličnega računalnika smo uporabili prenosno baterijo, ki omogoča približno 6 ur delovanja med izvajanjem meritv.

Celoten sistem v ohišju je prikazan na sliki 2.5. Za zagotavljanje nemotenih meritv mora biti sprejemnik signalov postavljen v neposredno bližino senzorjev, zato smo izdelali ohišje, ki ga preko zanke namestimo na hlače oziroma pas hlač. Pri zasnovi



Slika 2.5: Ohišje, prenosna baterija ter palični računalnik (a) in ohišje z vstavljenim paličnim računalnikom, prenosno baterijo in Dizic sprejemnikom signalov iz IME (b).

ohišja smo bili pozorni na omogočanje hlajenja paličnega računalnika, zato smo ohišje naredili deloma odprto ter pustili prostor med paličnim računalnikom in prenosno baterijo.

Določili smo zahteve za rokovanje s sistemom, zajem in shranjevanje signalov. Sistem mora delovati brez monitorja, miške in tipkovnice. Želeli smo jasno signalizacijo ob prižigu paličnega računalnika. Največji izviv je predstavljal komunikacija s paličnim računalnikom brez uporabe miške, tipkovnice in monitorja. Za zajem in shranjevanje signalov smo izbrali sledeč vrstni red:

- prižig računalnika,
- signalizacija, da je računalnik prižgan in da sta komunikacija s sprejemnikom ter Bluetooth povezava z EMG zapestnicam vzpostavljeni,
- vnos osnovnih podatkov v uporabniški vmesnik (ime, okvarjen desni ali levi zgorjni ud, starost preiskovanca), shranjevanje podatkov ter začetek meritve in
- zaključek meritve s pritiskom na gumb v uporabniškem vmesniku.

2.2.1 Vzpostavitev sistema za zajem dolgotrajnih meritve

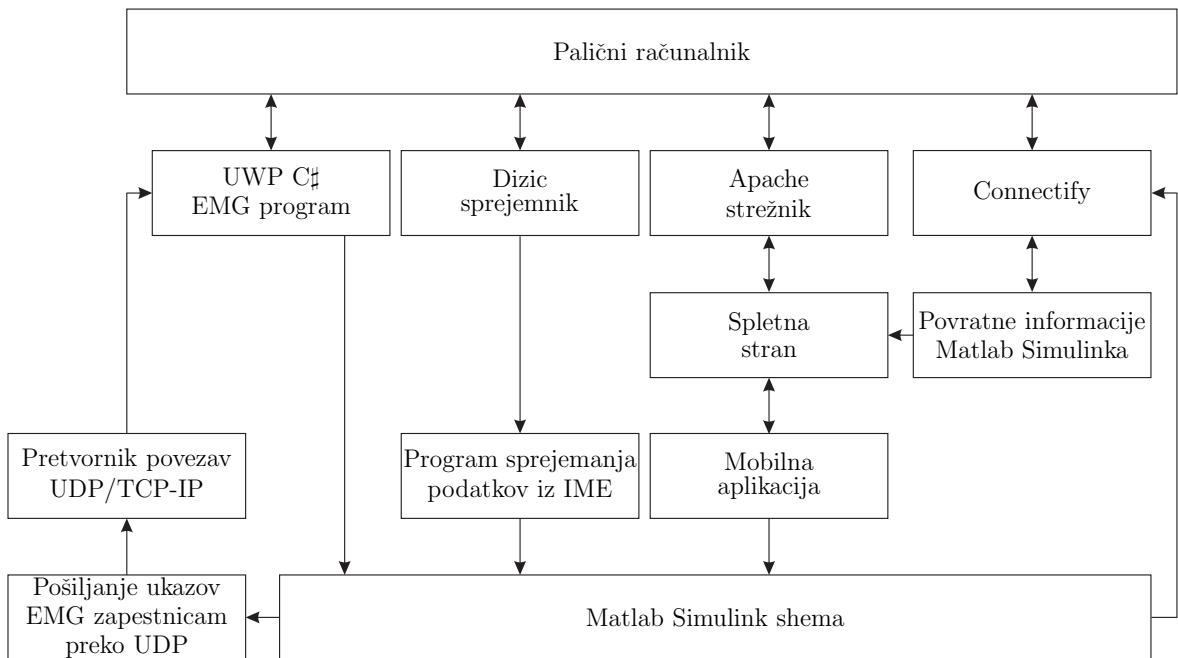
Sistem za zajemanje in shranjevanje signalov iz IME in EMG zapestnic se razlikuje od sistema, ki smo ga uporabljali za zajemanje podatkov senzorjev med izvajanjem

kliničnih testov. Blokovna shema na sliki 2.6 prikazuje sistem z aplikacijami in povezavami med njimi. Palični računalnik mora delovati z Windows 10 operacijskim sistemom, saj je ta ključen za zajem signalov iz EMG zapestnic preko Bluetooth povezave. Če računalnik ne uporablja operacijskega sistema Windows 10, potrebujemo Bluetooth sprejemnike za EMG zapestnice, ki jih priključimo preko USB vhoda. Problem pri tem je, da ima palični računalnik le en USB vhod, na katerega je že priklopljen Dizic sprejemnik za signale iz IME.

Da smo se izognili napakam med merjenjem, smo morali zagotoviti opozorilne signale ob nekaterih neželenih situacijah, denimo nevstavljenem USB sprejemniku, ugasnjениh oziroma nedelujočih IME ali prazni bateriji IME. Opozorilni signali morajo biti jasni in nedvoumni. Zato smo uporabili vgrajeno vibriranje in signalno lučko na EMG zapestnicah. Glavni program za EMG zapestnice je UWP C# (angl. Universal Windows Program) aplikacija, ki služi za komunikacijo z EMG zapestnicami. Belo zapestnico smo izbrali za primarno, kar pomeni, da program najprej zazna črno zapestnico ter nato dalje išče belo. V kolikor sistem ne zazna črne zapestnice (prazna baterija, izven dosega sprejemnika), se odzove in spremeni barvo LED lučke na beli zapestnici v rdečo barvo. Po vzpostavitvi komunikacije z EMG zapestnicama ti inicijaliziramo (onemogočimo program "spanja" zapestnic) ter pošljemo EMG signale v Matlab Simulink shemo. Iz Matlab Simulink sheme lahko dostopamo do ukazov za EMG zapestnice, kot sta vibriranje in spremjanje barve LED luči. Preko UDP (angl. User Datagram Protocol) povezave pošljemo ukaze za EMG zapestnice, ki gredo preko pretvornika povezav UDP/TCP-IP do UWP C# aplikacije. Ob zagonu aplikacije UWP C# se LED lučka na EMG zapestnicahobarva v sivo in kasneje v zeleno (ko Matlab prejema signale iz vseh IME) ali rdečo (ko Matlab ne prejema niti enega signala iz IME) barvo. Oranžna barva LED na zapestnicah pomeni odsotnost sprejemnika za IME. Pri meritvah gibanja je lahko med brezžičnim prenosom podatkov iz IME na sprejemnik, prihajalo do izgube nekaj paketov podatkov. Zato smo pri daljših meritvah, denimo pri merjenju vsakodnevnih aktivnosti, pozorni na daljše pakete izgubljenih podatkov (daljše od pet sekund). V primeru odsotnosti signala za več kot pet sekund, EMG zapestnica zavibrira, LED lučka pa seobarva rdeče. Barva LED lučke se spremeni nazaj v zeleno v istem trenutku, ko sprejemnik znova zazna vse signale. Blokovna shema na sliki 2.6 prikazuje glavne elemente sistema, potrebne za zajemanje in shranjevanje podatkov, ki smo jih opisali spodaj:

- *palični računalnik* z Windows 10 operacijskim sistemom,

- *UWP C# EMG program*, narejen v Visual Studio 2017 s programskim jezikom C#. Omogoča povezavo EMG Bluetooth nizkoenergijskih zapestnic brez uporabe Bluetooth vmesnika (angl. dongle) in s tem inicializacijo elektrod EMG zapestnic,
- *Dizic sprejemnik*, ki je povezan s paličnim računalnikom preko USB vhoda in sprejema IME podatke,
- *Apache strežnik*, ki je HTTP (angl. Hyper text Transfer protocol) strežnik,
- *Connectify*, ki ustvari navidezni usmernik z Wi-Fi točko, kar nam omogoča povezovanje na Apache strežnik preko katerekoli naprave, ki omogoča Wi-Fi - mobilni telefon, tablični računalnik, prenosni računalnik in podobno,
- *spletna stran*, na katero se povežemo preko Wi-Fi z uporabo lokalnega IP naslova 192.168.137.1,
- *povratne informacije Matlab Simulink sheme*, denimo pretečeni čas od začetka meritev, EMG aktivnost ter stanje baterije EMG zapestnic,
- *mobilna aplikacija* (slike 2.7, 2.8 ter 2.9), preko katere lahko začnemo ali ustavimo meritev, ugasnemo palični računalnik ali namensko vibriramo EMG zapestnice in tudi preverimo in prenesemo podatke meritve,
- *program sprejemanja podatkov iz IME*, ki pošilja podatke iz IME v Matlab preko UDP povezave,
- *pretvornik povezav UDP/TCP-IP*, ki sprejema podatke iz *Matlab Simulink sheme* in jih pošilja na *UWP C# EMG program*,
- *pošiljanje ukazov EMG zapestnicam* preko UDP povezave,
- *Matlab Simulink shema*, v kateri potekata zajem in shranjevanje podatkov iz EMG zapestnic in IME, preverjanje prisotnosti oziroma odsotnosti signalov iz IME ter pošiljanje ukazov za vibriranje ali sprememjanje barve LED luči EMG zapestnicam.

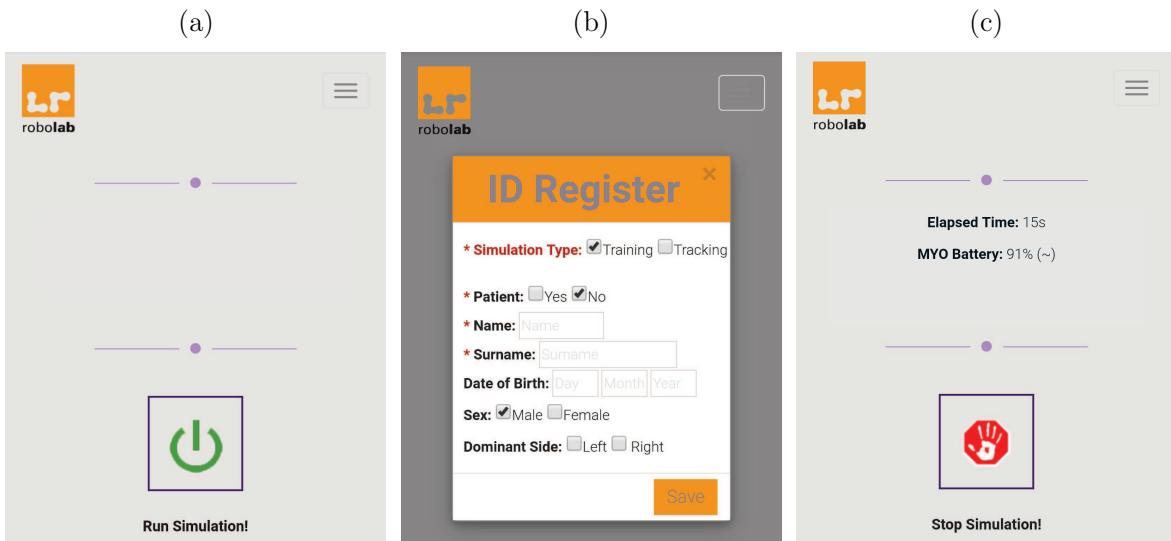


Slika 2.6: Blokovna shema aplikacij v ozadju za zajemanje in shranjevanje dolgotrajnih meritov

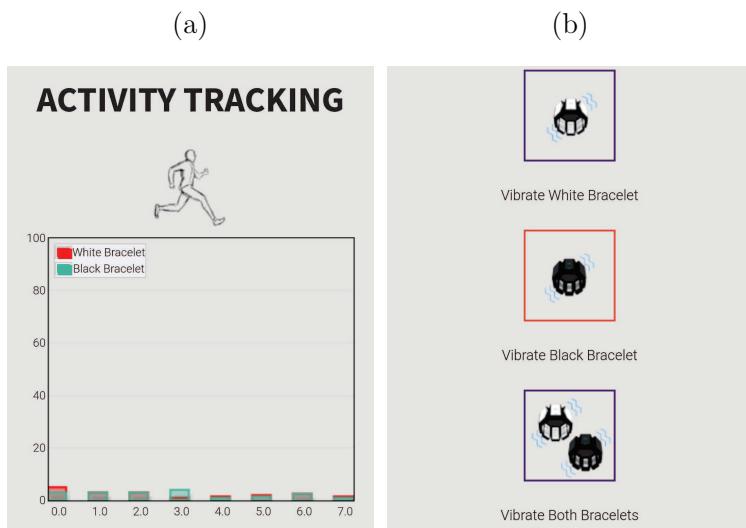
2.2.1.1 Mobilna aplikacija za komunikacijo in zajem meritov

Komunikacijo med paličnim računalnikom in merilcem smo omogočili preko HTML aplikacije za mobilni telefon, ki je z računalnikom povezana preko lokalnega strežnika (Apache Server). Aplikacija je vmesnik, s pomočjo katerega komuniciramo z računalnikom. Slika 2.7(a) prikazuje začetno okno v mobilni aplikaciji po vzpostavitvi povezave. Ob pritisku na zeleni gumb se odpre okno (slika 2.7(b)), v katerega vnesemo osnovne podatke o preiskovancu (ali je pacient, ime, priimek, datum rojstva, spol ter dominantna stran), ki se ob pritisku na gumb “save” shranijo v .csv (angl. comma-separated values) datoteko. Slika 2.7(b) prikazuje okno aplikacije med zajemanjem meritov. Zeleni gumb s slike 2.7(a) se ob začetku meritve spremeni v rdečo barvo, s ponovnim pritiskom nanj pa meritve ustavimo. Nad gumbom se med meritvijo prikazuje in osvežuje čas trajanja meritve ter stanje baterije EMG zapestnic.

Ob začetku meritov se v spodnjem delu okna aplikacije (slika 2.8(a)) prikažejo vrednosti vseh osmih elektrod EMG zapestnic. Rdeča barva prikazuje vrednosti bele EMG zapestnice, ki jo vedno namestimo na levo podlaket, zelena pa črne EMG zapestnice, ki jo namestimo na desno podlaket. Prikaz služi zgolj kot potrditev o delovanju in uspešnem zajemanju podatkov. Med meritvijo lahko s pritiskom na enega izmed



Slika 2.7: Mobilna aplikacija pred začetkom meritev (a), ob pritisku gumba za začetek meritev (b) ter med izvajanjem meritev (c).



Slika 2.8: Prikaz mišične aktivnosti med izvajanjem meritev (a) ter tri možnosti sprožitve vibriranja EMG zapestnic (b).

gumbov na sliki 2.8(b) sprožimo krajše vibriranje EMG zapestnice, bodisi črne, bodisi bele ali obeh naenkrat. Tudi to je en od načinov preverjanja in potrditve, da sprejemamo EMG signale. Ko želimo meritev zaključiti, pritisnemo na gumb za ustavitev meritve (slika 2.7(c)), s katerim prekinemo zajemanje signalov iz IME ter EMG zapestnic. Meritve se shranijo v ločeno mapo, ki je poimenovana z imenom in primkom preiskovanca (podatek, ki smo ga v aplikacijo vnesli pred začetkom meritev,



Slika 2.9: Gumb v aplikaciji za izklop paličnega računalnika

slika 2.7(a)). V primeru, da je to edina ali zadnja meritev, računalnik ugasnemo s pritiskom na gumb "Shutdown the System" (slika 2.9), s čimer prekinemo komunikacijo in ugasnemo palični računalnik. Ob nedelovanju mobilne aplikacije je računalnik mogoče ugasniti tudi fizično, s pritiskom na gumb za zagon na samem računalniku.

Prednosti nosljivega merilnega sistema, ki je prikazan na sliki 2.10, so sledeče:

- merilni sistem za zajem in analizo gibanja zgornjih udov je celovit sistem, ki ga lahko uporabljamo v domačem okolju ali zunaj na prostem in njegova uporaba ni omejena na laboratorijsko okolje,
- za uporabo in začetek meritev potrebujemo poleg merilnega sistema le telefon z možnostjo povezave na WiFi,
- aplikacija za zagon meritev je enostavna za uporabo,
- senzorji so fizično majhni in ne ovirajo osebe pri gibanju zgornjih udov,
- sistem omogoča merjenje gibanja do šest ur.

2.3 Kinematika zgornjih udov

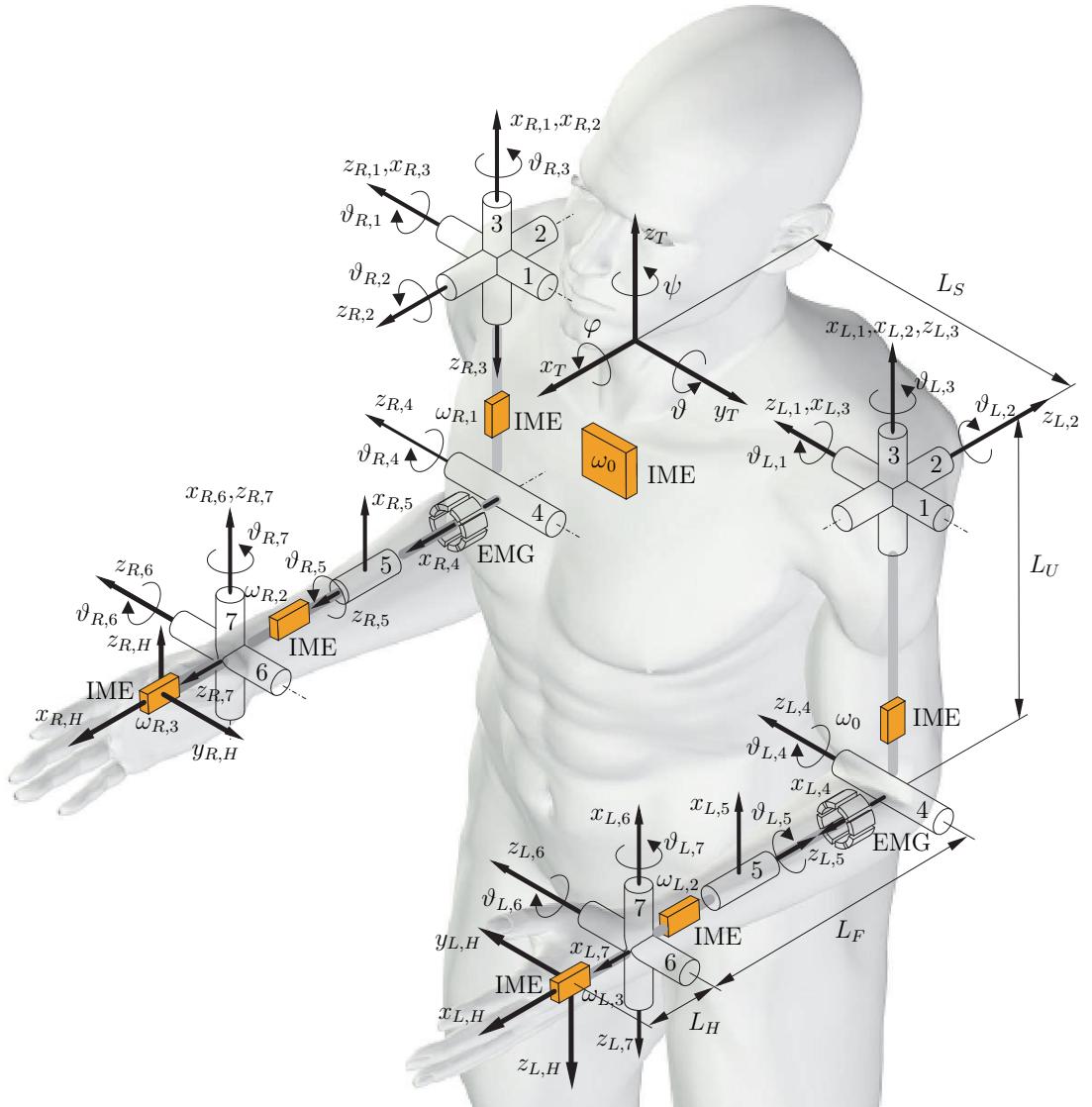
V disertaciji smo za potrebe analize gibanja uporabili kinematične parametre, ki smo jih izračunali preko IME nameščenih na oba zgornja uda in trup. IME na trupu predstavlja referenčni koordinatni sistem za analizo, za samo kinematiko pa so pomembne vse IME. Na sliki 2.11 vidimo shematski prikaz uporabljenega sistema, s sedmimi IME, ki so predstavljeni z oranžnimi škatlicami, ter dve EMG zapestnici, ki sta predstavljeni



Slika 2.10: Nosljivi merilni sistem za dolgotrajne meritve in upravljanje aplikacije na mobilnem telefonu

s črnima prekinjenima valjema. Posamezni segmenti na sliki 2.11 predstavljajo prostostne stopnje zgornjega uda. Prikazana pozicija zgornjih udov predstavlja ničelne vrednosti kotov v vseh sklepih. V poglavju je predstavljen kinematični model, v katerem so sklepi zgornjega uda definirani v naslednjem vrstnem redu od proksimalnega do distalnega (+ in – znaki predstavljajo pozitivne in negativne kote v sklepih):

- fleksija (–) in ekstenzija (+) rame,
- abdukcija (–) in addukcija (+) rame,
- notranja (–) in zunanjega (+) rotacija rame,
- ekstenzija (–) in fleksija (+) komolca,
- pronacija (–) in supinacija (+) zapestja,
- ulnarna (–) in radialna (+) deviacija zapestja,
- ekstenzija (–) in fleksija (+) zapestja.



Slika 2.11: Kinematicni model trupa in zgornjih udov s sklepi (cilindri), segmenti in koordinatnimi sistemi. Oranžno obarvani kvadri predstavljajo IME, dva segmentna cilindra predstavlja zapestnici z EMG elektrodami.

Pri analizi gibalnih sposobnosti zgornjega uda smo upoštevali kinematične parameter, kot so koti v sklepih, pozicije rok in njihovi odvodi.

Zanimale so nas pozicija in orientacija vrha zgornjega uda oziroma roke ter rotacije v posameznih sklepih, ki smo jih izračunali iz znanih spremenljivk sklepov preko enačb za direktno kinematiko.

Za izračun matrike, ki določa transformacijo med sosednjima sklepoma in upoštevanimi koordinatnimi sistemi, kot smo jih definirali na sliki 2.11, smo upora-

bili Denavit-Hartenbergove (DH) parametre (preglednica 2.1) [61].

Tabela 2.1: Denavit-Hartenberg parametri

Leva stran				Desna stran			
ϑ	d	a	α	ϑ	d	a	α
$\vartheta_{L,1} + 0$	0	0	$-\pi/2$	$\vartheta_{R,1} + 0$	0	0	$\pi/2$
$\vartheta_{L,2} - \pi/2$	0	0	$-\pi/2$	$\vartheta_{R,2} + \pi/2$	0	0	$-\pi/2$
$\vartheta_{L,3} + \pi/2$	$-L_U$	0	$\pi/2$	$\vartheta_{R,3} - \pi/2$	L_U	0	$-\pi/2$
$\vartheta_{L,4} + \pi/2$	0	0	$-\pi/2$	$\vartheta_{R,4} + \pi/2$	0	0	$\pi/2$
$\vartheta_{L,5} + 0$	$-L_F$	0	$\pi/2$	$\vartheta_{R,5} + 0$	L_F	0	$-\pi/2$
$\vartheta_{L,6} - \pi/2$	0	0	$\pi/2$	$\vartheta_{R,6} - \pi/2$	0	0	$-\pi/2$
$\vartheta_{L,7} + 0$	0	L_H	0	$\vartheta_{R,7} + 0$	0	L_H	0

Parameter L_x , predstavlja dolžino segmenta x : U nadlakti, F podlakti in H zapestja.

Na podlagi DH parametrov smo z enačbo (2.1) določili homogene transformacijske matrike \mathbf{H}_j^{j-1}

$$\mathbf{H}_j^{j-1} = \text{Rot}(z_{j-1}, \vartheta_j) \cdot \text{Tran}(z_{j-1}, d_j) \cdot \text{Tran}(x_j, a_j) \cdot \text{Rot}(x_j, \alpha_j). \quad (2.1)$$

Spremenljivke v sklepih so oštevilčene od 1 do 7 za oba zgornja uda. Matriko, ki opisuje relativne transformacije med dvema odvisnima koordinatnima sistemoma kot funkcijo kotov v sklepih $\vartheta_{(L,R),j}$ (indeksa (L,R) predstavljata levi in desni zgornji ud), lahko zapišemo kot $\mathbf{H}_{(L,R),j}^{j-1}(\vartheta_{(L,R),j})$. Lego roke $\mathbf{H}_{(L,R)H}$ relativno na trup (x_T, y_T, z_T) dobimo kot zmnožek matrik

$$\mathbf{H}_{(L,R)H} = \prod_{j=1}^7 \mathbf{H}_{(L,R),j}^{j-1}(\vartheta_{(L,R),j}), \quad (2.2)$$

lego komolca $\mathbf{H}_{(L,R)E}$ relativno na trup (x_T, y_T, z_T) pa kot zmnožek matrik

$$\mathbf{H}_{(L,R)E} = \prod_{j=1}^3 \mathbf{H}_{(L,R),j}^{j-1}(\vartheta_{(L,R),j}). \quad (2.3)$$

Enačba velja za oba uda, pri čemer moramo upoštevati ustrezne kote v sklepih.

V analizi nismo posebej razlikovali med parametri za levi in desni zgornji ud, zato bomo indekse (L, R) izpustili. Kote v sklepih smo izračunali iz podatkov IME, na

podlagi metodologije iz [60]. Za razliko od metodologije v [60] smo kinematiko obeh zgornjih udov izračunali relativno na trup.

Zgornji ud je predstavljen kot zaporedje sklepov, povezanih s posameznimi segmenti. Žiroskop v IME_i vrne vektor kotnih hitrosti $\boldsymbol{\omega}_i = [\omega_{x_i} \ \omega_{y_i} \ \omega_{z_i}]^T$. Jacobijevu matriko \mathbf{J} , ki povezuje rotacijske hitrosti sklepov $\dot{\boldsymbol{\vartheta}} = [\dot{\vartheta}_1 \dots \dot{\vartheta}_7]^T$ z vektorjem vseh kotnih hitrosti posameznih segmentov, smo definirali kot

$$\begin{bmatrix} \boldsymbol{\omega}_1 \\ \boldsymbol{\omega}_2 \\ \boldsymbol{\omega}_3 \end{bmatrix} = \boldsymbol{\Omega} = \mathbf{J}\dot{\boldsymbol{\vartheta}}, \quad (2.4)$$

kjer so $\boldsymbol{\omega}_1$ do $\boldsymbol{\omega}_3$ kotne hitrosti izmerjene preko žiroskopa v IME senzorju na levem oziroma desnem zgornjem udu. Jacobijeva matrika ni kvadratne oblike, saj imamo 7 rotacijskih hitrosti v sklepih in 9 izmerjenih rotacijskih hitrosti. Obratno razmerje se uporablja za izračun rotacijskih hitrosti v sklepih, ki ustrezajo izmerjenim kotnim hitrostim. V enačbi (2.5) je $\dot{\boldsymbol{\vartheta}}$ optimalna (glede na zmanjšanje korena povprečne kvadratne napake) ocena rotacijskih hitrosti v sklepu, \mathbf{J}^\dagger pa predstavlja Moore-Penrose levo psevdo-inverzno Jacobijevu matriko

$$\dot{\boldsymbol{\vartheta}} = (\mathbf{J}^T \mathbf{J})^{-1} \mathbf{J}^T \boldsymbol{\Omega} = \mathbf{J}^\dagger \boldsymbol{\Omega}. \quad (2.5)$$

Kote v sklepih $\boldsymbol{\vartheta}$ smo ocenili z integracijo rotacijskega vektorja hitrosti v sklepih $\dot{\boldsymbol{\vartheta}}$ kot

$$\boldsymbol{\vartheta} = \boldsymbol{\vartheta}_0 + \int_0^t \dot{\boldsymbol{\vartheta}} dt. \quad (2.6)$$

Zaradi merilnega šuma, zlasti lezenja izhoda žiroskopa, v praktični aplikaciji ta pristop uporabimo le za kratka časovna obdobja ter pri znanih vrednostih začetnih položajev sklepov $\boldsymbol{\vartheta}_0$. To metodo smo uporabili za analizo kratkih gibov med izvedbo nalog kliničnih testov ARAT in WMFT, kjer smo se želeli izogniti napakam magnetometra.

Da izničimo lezenje lahko iz izmerjenega pospeška in magnetnega polja, ocenimo absolutno orientacijo IME (npr. q-metoda [62]). Napako ocene orientacije lahko izračunamo kot Δ in enačbo (2.5) znova zapišemo kot

$$\dot{\boldsymbol{\vartheta}} = \mathbf{J}^\dagger (\boldsymbol{\Omega} + \mathbf{K}_\Delta \Delta), \quad (2.7)$$

kjer \mathbf{K}_Δ predstavlja matriko korekcije napake [60].

Vse kinematične parametre smo izračunali glede na IME nameščeno na trupu. Iz znanih kotov in rotacijskih hitrosti v sklepih smo lahko izračunali kinematične parametre, kot so pozicija in orientacija roke ter njuni časovni odvodi.

IME, nameščena na trupu, je omogočala ocenjevanje rotacije trupa okrog vseh treh osi, kot prikazuje slika 2.11. Podatke IME smo obdelali z uporabo Kalmanovega filtra [58], tri rotacijske kote trupa (φ, ϑ, ψ) pa smo izračunali iz podatkov o orientaciji IME.

3 Analiza kinematičnih parametrov za ocenjevanje ter klasifikacijo gibov med izvajanjem kliničnih testov zgornjih udov

Z načrtovanje terapevtskega programa in ugotavljanje učinkov fizi oterapevti in delavni terapevti uporabljajo različne klinične teste, s pomočjo katerih pridobijo zanesljive in objektivne podatke o posameznikovih gibalnih sposobnostih. Standardizirani klinični testi za ocenjevanje temeljijo na različnih funkcijskih nalogah. V tem poglavju sta predstavljena izbrana klinična testa, ARAT in WMFT. Preiskovanci so imeli med izvedbo kliničnih testov nameščen merilni sistem, opisan v predhodnem poglavju. Izbrani parametri za kvantifikacijo gibanja, ki smo jih izračunali preko kinematičnih parametrov, so predstavljeni v več podpoglavljih. Nadalje je predstavljen pristop k statistični analizi. Del analize je tudi ugotavljanje veljavnosti parametrov glede na ocene ARAT. Na koncu poglavja so predstavljeni in opisani rezultati meritev.

Klinična testa je izvedel fizioterapevt. Opremljeni z nosljivim merilnim sistemom so preiskovanci z upoštevanjem standardnega protokola izvedli naloge ARAT [33–35] in naloge WMFT [63, 64]. Za izvedbo smo uporabili stol in mizo iz neferomagnetenega materiala. Najprej smo meritve in testiranje sistema izvedli na zdravih prostovoljcih, nato pa smo teste izvedli še s pacienti po možganski kapi. Vsi preiskovanci so izvedli naloge z obema zgornnjima udoma. Zdravi preiskovanci so testa izvedli v dveh ločenih meritvah, medtem ko so pacienti v sklopu enih meritev opravili oba testa. Vrstni red obeh testov je bil za paciente naključen. Pri pacientih je fizioterapevt hkrati med meritvijo kinematičnih in EMG parametrov ocenjeval izvedbo nalog s kliničnimi ocnami, opisanimi v podpoglavlju Funkcijski test zgornjega uda in podpoglavlju Wolfov

test zgornjega uda.

3.1 Preiskovanci

V raziskavo smo vključili paciente, ki so ustrezali merilom za vključitev:

- so doživeli možgansko kap v povirju srednje možganske arterije in so bili vključeni v rehabilitacijske programe po možganski kapi na URI-Soča,
- imajo enostransko hemiparezo z delno ohranjeno aktivno gibljivostjo okvarjenega zgornjega uda (sposobnost grobega prijema in dviga predmeta s podlage ter sposobnost polaganja podlakti na mizo iz izhodiščnega položaja z roko na stegnu v sedečem položaju),
- so sposobni razumevanja verbalnih navodil in nimajo hujših kognitivnih okvar (KPSS 25),
- nimajo hujših okvar vida in sluha,
- nimajo predhodnih poškodb ali okvar mišično-kostnega sistema zgornjih udov,
- nimajo drugih okvar živčnega sistema, ki vplivajo na funkcijo zgornjih udov in
- niso v slabem splošnem zdravstvenem stanju.

V raziskavo smo vključili 28 pacientov po možganski kapi, starih 38–74 let (srednja vrednost 57; standardni odklon 9,1) in 5–80 tednov po možganski kapi (srednja vrednost 25; standardni odklon 17,3), od tega 64 % moških. Približno polovica preiskovancev (53 %) je imela hemiparetični levi zgornji ud, ostali desnega. Pred možgansko kapjo so imeli vsi dominanten desni zgornji ud.

Zdrave osebe, ki smo jih vključili v raziskavo, smo izbrali glede na razpoložljivost v Laboratoriju za robotiko in Fakulteti za elektrotehniko. Med 12 sodelujočimi je bilo 75 % moških, sodelujoči so bili v času raziskave stari 26–55 let (srednja vrednost 36; standardni odklon 8,0). V tem vzorcu so imeli vsi razen enega dominanten desni zgornji ud.

Izvedbo raziskave na pacientih je odobrila Komisija za medicinsko etiko URI – Soča na seji 12. septembra 2016. Celotno raziskavo je odobrila Komisija za medicinsko etiko

Republike Slovenije (80/03/15). Vsi sodelujoči v raziskavi so podpisali privolitveni obrazec o sodelovanju in uporabi podatkov v znanstvene namene.

3.2 Klinična testa

3.2.1 Funkcijski test zgornjega uda

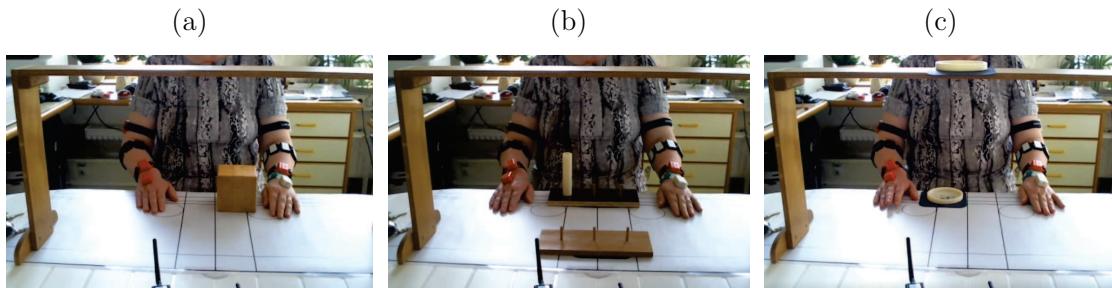
Funkcijski test zgornjega uda (ARAT) [33,34] je zanesljiv in uveljavljen standardizirani klinični test za oceno gibalnih sposobnosti zgornjega uda. Vsebuje 19 nalog za zgornji ud in je razdeljen na 4 podskupine, preko katerih se ocenjuje grobe prijeme, cilindrične prijeme, pincetne prijeme in grobe gibe. Ocenjevalec pri vsaki nalogi meri čas izvedbe in ocenjuje kakovost izvedbe [35]. Slika 3.1 prikazuje predmete in podlogo za namestitev predmetov.



Slika 3.1: Prikazani so podloga ARAT z označenimi mesti za postavitev predmetov v začetni položaj, lesena polica ter predmeti. Od leve proti desni na sliki vidimo lesene kocke, žogico za kriket, prazen kozarec, kamen, širšo in ožjo cevko, podložko, poln kozarec ter kroglice dveh velikosti, ki ju uporabljamo pri nalogah iz podskupine pincetnih prijemov. Pod polico sta dve leseni deski z zatiči za izvedbo nalog iz podskupine cilindričnih prijemov [35].

Pri grobih, cilindričnih in pincetnih prijemih se ocenjuje pacientovo sposobnost pobiranja predmetov različnih velikosti, oblik in mas z mize ter polaganja teh predmetov

na polico višine 370 mm. Preiskovanec sedi na stolu z naslonjalom, roki ima položeni na mizi pred seboj, polica pa je od preiskovanca oddaljena za dolžino, ki jo, skladno s potrebami testa, določi fizioterapevt. Polica se uporablja pri grobih in pincetnih prijemih. Pred začetkom testa jo terapevt postavi pred preiskovanca tako, da je oddaljena za dolžino preiskovančevega iztegnjenega zgornjega uda. Ta dolžina je določena kot razdalja med dlanjo in trupom, ko preiskovanec iztegne komolec pri odlaganju predmeta, a se pri tem s trupom ne nagne naprej. Z merjenjem časa izvedbe naloge ocenjevalec začne, ko preiskovanec premakne ocenjevano roko iz začetnega položaja (slika 3.2), z njim pa preneha, ko preiskovanec roko vrne v začetni položaj. Začetni položaj uporabljenih predmetov in s tem tudi roke je določen po standardu za izvedbo testa [34]. Vsi predmeti in podloga za namestitev predmetov so prikazani na sliki 3.1.



Slika 3.2: Prikaz začetnih položajev za podskupine ARAT: grobi prijemi (a), cilindrični prijemi (b) in pincetni prijemi (c).

Podskupina testov grobih prijemov (naloge 1 – 6 v preglednici A.1) uporablja 6 predmetov in sicer: 4 lesene kocke z dolžinami robov 100 mm, 75 mm, 50 mm in 25 mm, žogico za kriket s premerom 75 mm in kamen velikosti $(100 \times 25 \times 10)$ mm. Predmet, postavljen na mizo pred preiskovancem, mora preiskovanec prijeti, dvigniti ter prenesti in odložiti na polico, nato pa roko vrniti v začetni položaj na mizi.

Podskupina testov cilindričnih prijemov (naloge 7 – 10 v preglednici A.1) vključuje 4 naloge. Pri prvi sta za izvedbo potrebna dva kozarca, en napoljen s približno 120 ml vode, drugi pa prazen. Preiskovanec ima pred začetkom naloge roki na mizi v začetnem položaju, kozarca pa pripravljena pred seboj. Njegova naloga je dvigniti kozarca, preliti tekočino iz polnega v prazen kozarec, nato pa oba odložiti nazaj na mizo in roki vrniti v začetni položaj. Pri drugi in tretji nalogi se uporablja cevki velikosti $(\phi 25 \times 115)$ mm ter $(\phi 10 \times 160)$ mm. Cevka je nataknjena na zatič, naloga preiskovanca pa je cevko dvigniti in natakniti na zatič, ki je oddaljen za dolžino njegove iztegnjene roke. Pri četrtni, zadnji nalogi te podskupine, je na zatič nataknjena podložka

z zunanjim premerom 35 mm in notranjim premerom 15 mm. Naloga preiskovanca je enaka kot pri prejšnjih dveh nalogah, podložko mora s prvega zatiča premakniti na, za dolžino iztegnjene roke, oddaljeni zatič.

Podskupina testov pincetnih prijemov (naloge 11 – 16 v preglednici A.1) vključuje 6 nalog. Naloga preiskovanca je s palcem in določenim prstom (kazalcem, sredincem ali prstancem) prenesti kroglice dveh različnih premerov (6 mm in 15 mm) z mize na polico, torej obe velikosti kroglic z vsakim parom prstov.

Zadnja podskupina testov ne uporablja predmetov, sestavlja jo 3 grobi gibi zgornjega uda (naloge 17 – 19 v preglednici A.1). Preiskovanec sedi na stolu z naslonjalom, roko ima pred začetkom naloge položeno na stegno, glede na nalogo pa jo mora nato premakniti na vrh glave, za glavo ali na usta.

V vsaki podskupini si naloge sledijo hierarhično po zahtevnosti (glej preglednico A.1). Sposobnost in kakovost vsake naloge oceni ocenjevalce po 4 stopenjski lestvici. Z najvišjo oceno, oceno 3, oceni nalogo, ki je izvedena znotraj 5 sekund, s primerno telesno držo ter kontroliranim gibanjem roke in zgornjega uda. Z oceno 2 oceni nalogo, ki je izvedena z večjimi težavami, za izvedbo vzame dlje časa (5 do 60 sekund) ali pa hrbet med izvajanjem naloge izgubi stik z naslonjalom stola. Z oceno 1 nalogo, ki je delno izvedena znotraj 60 sekund, denimo v primeru, ko preiskovanec prime in dvigne predmet, a ga ne zmore odložiti na končno mesto. Ocena 0 pripada neizvedeni nalogi, denimo v primeru, ko preiskovanec znotraj 60 sekund ne zmore niti dvigniti predmeta.

3.2.2 Wolfov test motoričnih funkcij

Wolfov test motoričnih funkcij [63, 64] je uveljavljen standardiziran klinični test za ocenjevanje gibalnih sposobnosti zgornjih udov. Vsebuje 17 nalog, ki smo jih prikazali v preglednici A.2. Za razliko od ARAT so naloge WMFT sestavljene iz manjšega števila hkratnih gibov in niso združene v podskupine. Pri prvih dveh nalogah se ocenjuje gibalne sposobnosti ramenskega sklepa izbranega zgornjega uda, pri čemer je glavni gib abdukcija (do 45° in 90°), komolec pa je v fleksiji. Pri tretji in četrtni nalogi je ramenski sklep v položaju abdukcije (45°), glavna giba pa sta ekstenzija komolca ter zunanja rotacija ramenskega sklepa. Peta, šesta in sedma nalog, prav tako kot prvi dve, ocenjujejo gibalne sposobnosti ramenskega sklepa, osma nalog pa ocenjuje gibalne sposobnosti komolčnega sklepa testiranega zgornjega uda. Ostale naloge ocenjujejo

gibale sposobnosti roke in izbranega zgornjega uda v celoti.

Ocenjevalec pri vsaki nalogi meri čas in ocenjuje kakovost izvedbe naloge. Sposobnost in kakovost izvedbe naloge je ocenjena na 6 stopenjski lestvici. Kot izhodišče za ocenjevanje primerjamo izvedbo gibanja z izvedbo z drugim, manj oziroma ne okvarjenim zgornjim udom, pri čemer upoštevamo dominatnost pred nastalo okvaro. Najvišja ocena 5 pripada izvedbi naloge, ki je opravljena popolnoma brez napak. Ocena 4 pripada izvedbi z manjšimi napakami ter odstopanjem od idealnega gibanja, denimo je nekoliko počasnejše ali pa manj natančno in tekoče pri finih gibih. Ocena 3 pripada nalogi, ki je sicer izvedena v celoti, vendar med gibanjem prihaja do koaktivacije sinergistov, je izvedba počasna ali pa za preiskovanca pretirano naporna. Ocena 2 pripada nalogi, ki je prav tako še izvedena v celoti, vendar preiskovanec med gibanjem z netestiranim udom izvaja manjše popravke in spremembe položaja testiranega uda, za izvedbo potrebuje več kot dva poskusa ali pa je izvedba zelo počasna. Z oceno 1 ocenimo izvedbo, pri kateri preiskovanec sicer izvede nalogo, vendar tako, da z netestiranim udom premika testirani ud. Z oceno 0 ocenimo nalogo, pri kateri preiskovanec s testiranim zgornjim udom niti ne poskuša izvesti naloge.

3.3 Zajem signalov in predobdelava signalov

Za nemoteno izvedbo nalog smo naredili grafični vmesnik v programskem okolju MATLAB, kjer s pritiskom na gumb beležimo čas začetka ter konca naloge in podatke shranimo v matriko časov. Grafični vmesnik je bil ustvarjen posebej za ARAT in posebej za WMFT test. Fizioterapevt je označil, s katerim zgornjim udom (levi ali desni), bo preiskovanec izvedel naslednjo nalogu, izbral je tudi nalogu iz nabora. Podatke iz senzorjev smo shranili za celotno obdobje izvajanja testa ter jih v grobem razdelili na krajše dele glede na čase začetka in konca izvajanja nalog ± 5 sekund ter glede na levo ali desno stran izvedbe. Iz IME podatkov smo izračunali kinematične parametre po postopku, predstavljenem v poglavju 2.3.

3.3.1 Segmentacija gibanja

Cilj segmentacije gibanja je bil razdeliti posamezno nalogu na dele gibanja in dele mirovanja ali manipulacije s predmetom. Metodologija segmentacije gibanja je prikazana na primeru naloge iz podskupine ARAT grobih prijemov, pri kateri preiskovanec prime

kocko z dolžino roba 100 mm, jo dvigne in prenese na polico. Slika 3.3 prikazuje trajektorijo roke in potek aktivacije mišic desnega zgornjega uda zdravega preiskovanca med izvajanjem opisane naloge. Prve tri sekunde predstavljajo čas mirovanja roke na mizi, sledi faza gibanja, v kateri preiskovanec roko premakne proti kocki, nato del naloge, v katerem priskovanec kocko prenaša na polico pred seboj, in nazadnje del naloge, v katerem roko vrne v začetni položaj na mizi.

Opisano gibanje smo razdelili na sedem faz:

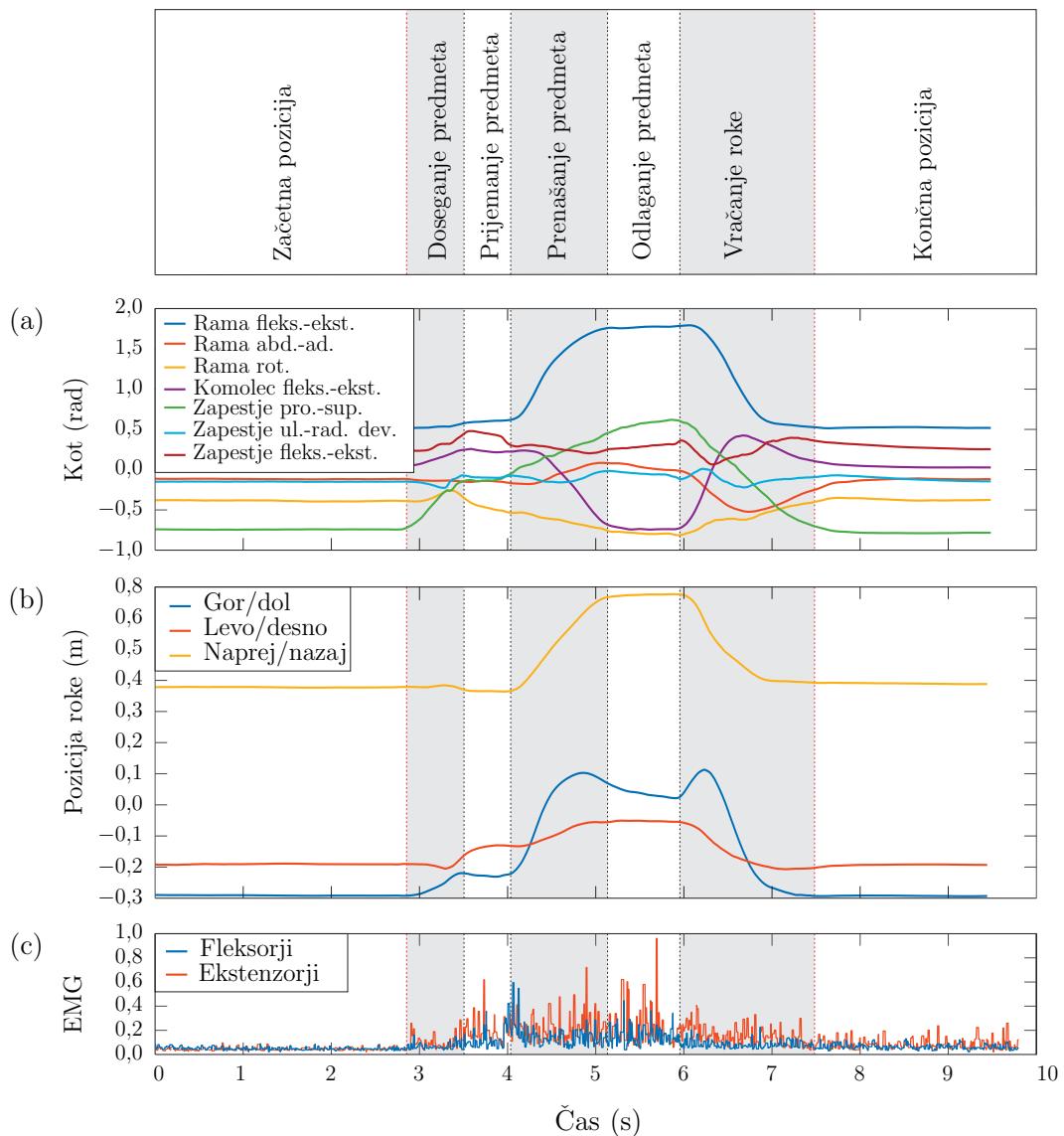
- fazo mirovanja roke v začetnem položaju pred pričetkom naloge,
- fazo premikanja roke do predmeta,
- fazo grobega prijema predmeta,
- fazo prenašanja predmeta do police,
- fazo odlaganja predmeta na polico,
- fazo vračanja roke v začetni položaj na mizi,
- fazo mirovanja roke v začetnem položaju po izvedeni nalogi.

Vendar pa vse naloge ARAT nimajo enakega števila faz mirovanja in faz gibanja. Za posamezne naloge smo določili število obdobjij gibanja in mirovanja in tako določili grobo razdelitev, v kolikor jo naloga ima.

Slika 3.3(a) prikazuje kote v sklepih zgornjega uda, ki smo jih izračunali iz IME podatkov. Trajektorijo premika roke, ki smo jo izračunali iz kotov v sklepih zgornjega uda prikazuje slika 3.3(b). Pozicijo roke smo definirali relativno glede na referenčni koordinatni sistem trupa (x_T, y_T, z_T). Slika 3.3(c) prikazuje normaliziran signal EMG aktivnosti mišic fleksorjev in ekstenzorjev zapestja in prstov, ki smo jih merili preko elektrod zapestnice na podlakti.

V zgornjih alinejah smo zapisali faze tipične naloge kliničnega testa ARAT. Vidimo, da naloge sestojijo iz obdobjij gibanja in manipulacije s predmetom. V metodologiji bomo obdobja gibanja imenovali faze gibanja in obdobja manipulacije predmeta faze manipulacije. V skupnem se bomo na faze sklicevali kot faze naloge.

Trajektorija roke $\mathbf{p}(t)$ je pot \mathbf{p} , ki ji roka sledi skozi prostor kot funkcija časa t . Trajektorijo roke lahko delimo na analizo poti in hitrosti. V osnovi lahko hitrost in obliko



Slika 3.3: Trajektorija roke in koti v sklepih zgornjega uda za nalogu podskupine ARAT grobi prijemi, pri kateri preiskovanec seže do kocke, jo prenese na polico in roko vrne v začetni položaj: (a) predstavlja kote v sklepih zgornjega uda, (b) predstavlja pozicijo roke relativno gledano na referenčni koordinatni sistem trupa in (c) predstavlja normalizirano EMG aktivnost fleksorjev in ekstenzorjev prstov ter zapestja v odvisnosti od časa.

ločimo s parametrizacijo dolžine loka [65]. Dolžino loka $s(t)$ časovno parametrizirane trajektorije roke $\mathbf{p}(t)$ podamo s

$$s(t) = \int_0^t \|\dot{\mathbf{p}}(t)\| dt. \quad (3.1)$$

Dolžino poti gibanja L lahko izračunamo kot

$$L = \int_0^{T_m} \|\dot{\mathbf{p}}(t)\| dt, \quad (3.2)$$

kjer je T_m čas trajanja gibanja. Trajektorijo lahko parametriziramo kot normalizirano dolžino loka

$$\bar{s} = \frac{s(t)}{L} \quad (3.3)$$

in predstavimo $\mathbf{p}(\bar{s})$ kakor prikazuje slika 3.4(a). Prav tako je smiselno, da diskretiziramo dolžino loka s $\Delta\bar{s}$. Poti na sliki 3.4(a) smo odšteli začetno pozicijo in jo s tem preoblikovali tako, da se gibanje začne na ničelni poziciji (vse tri koordinate so nič pred začetkom gibanja). Razdaljo od začetne pozicije izračunamo kot

$$d(\bar{s}) = \|\mathbf{p}(\bar{s}) - \mathbf{p}(0)\|. \quad (3.4)$$

Če primerjamo pot, prikazano na sliki 3.4(a), s trajektorijo roke na sliki 3.4(b), vidimo, da so zaporedne točke v časovni domeni, kjer je hitrost gibanja enaka nič, preoblikovane v eno točko v predstavitvi, ki temelji na normalizirani dolžini loka.

Posamezne naloge smo preko sprememb v smeri gibanja in sprememb hitrosti razdeliti na opisane faze gibanja in manipulacije predmeta. Enotski tangetni vektor $\mathbf{r}(\bar{s})$ na krivulji v točki $\mathbf{p}(\bar{s})$ lahko izračunamo kot

$$\mathbf{r}(\bar{s}) = \frac{\mathbf{p}'(\bar{s})}{\|\mathbf{p}'(\bar{s})\|}, \quad (3.5)$$

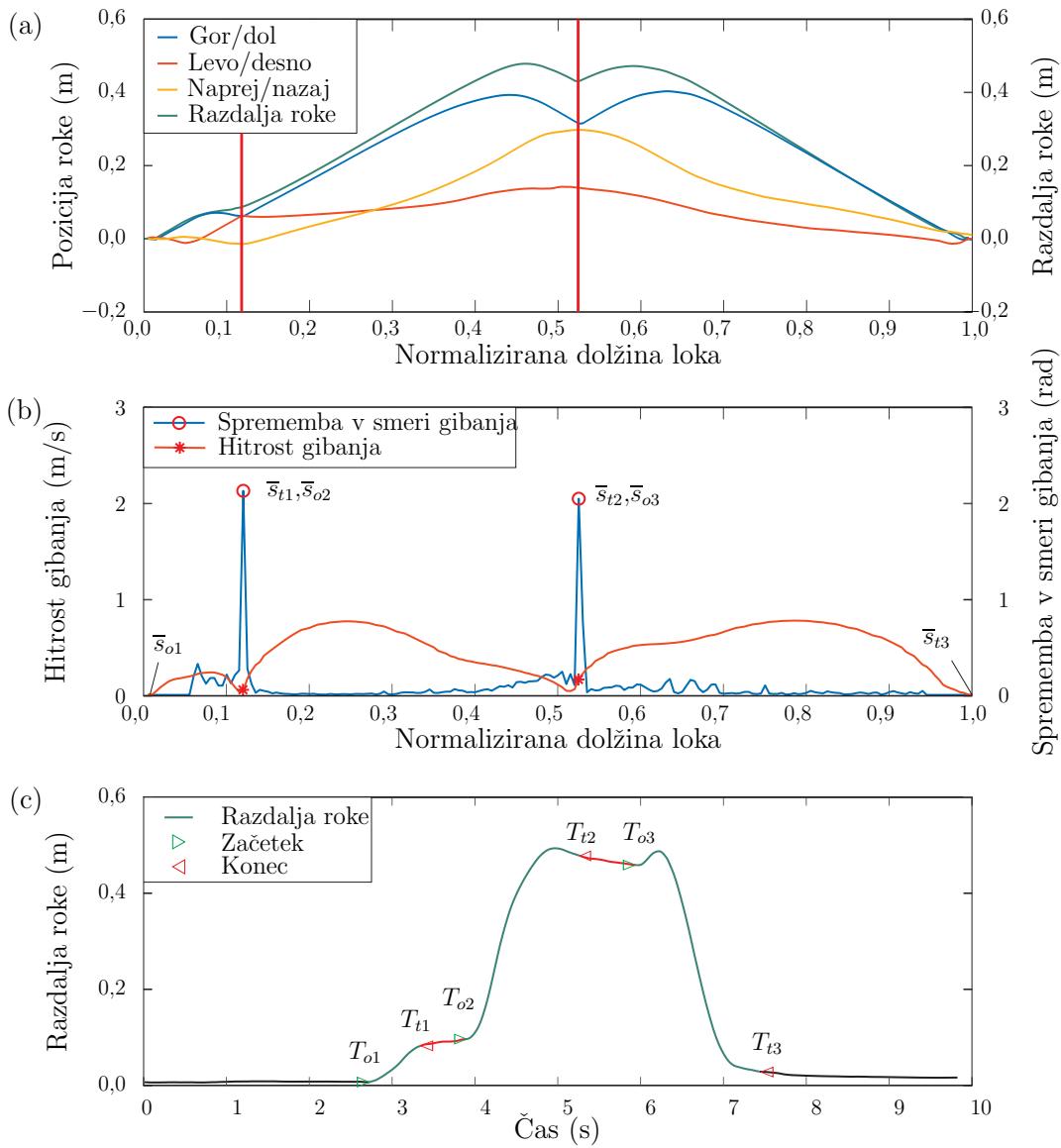
kjer $\mathbf{p}'(\bar{s})$ predstavlja odvod krivulje v točki $\mathbf{p}(\bar{s})$. Ob upoštevanju dveh enotskih tangentnih vektorjev in dveh zaporednih točk na $\mathbf{p}(\bar{s})$, $\mathbf{r}(\bar{s})$ in $\mathbf{r}(\bar{s} + \Delta\bar{s})$, je sprememba smeri gibanja izračunana kot kot ν med tangentnima vektorjema teh dveh zaporednih točk

$$\nu(\bar{s}) = \arctan (\|\mathbf{r}(\bar{s}) \times \mathbf{r}(\bar{s} + \Delta\bar{s})\|, \mathbf{r}(\bar{s}) \cdot \mathbf{r}(\bar{s} + \Delta\bar{s})), \quad (3.6)$$

kjer arctan predstavlja štiri-kvadrantno inverzno tangentno funkcijo.

Slika 3.4(b) predstavlja spremembe v smeri gibanja $\nu(\bar{s})$. Na isti sliki vidimo hitrost gibanja $\|\dot{\mathbf{p}}(\bar{s})\|$ parametrizirano z normalizirano dolžino loka. Vrh spremembe smeri sovpada z minimalno vrednostjo hitrosti gibanja.

Kot smo prikazali zgoraj, ima naloga tri faze gibanja: fazo seganja po predmetu, fazo prenašanja in fazo vračanja roke. Vse tri faze gibanja jasno vidimo na sliki 3.4(b). Tako lahko nalogo razdelimo na faze z upoštevanjem položaja roke, spremembe smeri



Slika 3.4: (a) prikazuje trajektorije roke parametrizirano z normalizirano dolžino loka, (b) prikazuje spremembe v smeri gibanja in hitrosti gibanja parametrizirano z normalizirano dolžino loka, (c) prikazuje transformacijo razdeljene poti v časovno domeno. T_{o_i} čas začetka faze za fazo i in T_{t_i} predstavlja čas konca faze.

gibanja in hitrosti gibanja. Ustrezne točke so označene z oznakami na sliki 3.4(b). Pogosto je pot gibanja zgornjega uda pacienta med izvedbo nalog bolj zapletene oblike, zaradi česar je za segmentacijo težje razumljiva. Zapletene oblike je običajno pri patientovem okvarjenem udu, saj je faza manipulacije daljša in tako pot gibanja roke ni enaka kot pri zdravih osebah. Pacienti po možganski kapi potrebujetejo več časa za doseganje police in znotraj te faze roke ne premikajo povsem linearne proti cilju (npr.

vrhu police). Vse trajektorije smo samodejno segmentirali na podlagi predstavljene metodologije. Vse segmentacije smo nato vizualno pregledali in po potrebi popravili (v manj kot 15 % samodejno segmentiranih trajektorij smo bili primorani izvesti dodatne manjše prilagoditve, da so segmentirane trajektorije bolje ustrezaли vizualnemu opazovanju). Izračunane točke predstavljajo tudi približne vrednosti za določanje trajanja faze gibanja. Točen čas začetka in čas prenehanja gibanja smo izpeljali iz trajektorije gibanja, ki je predstavljena v časovni domeni.

Točka, predstavljena z normalizirano dolžino loka, lahko ustreza več točkam v časovni domeni (vsem zaporednim točkam, v katerih je hitrost gibanja blizu ničle). Torej, preoblikovanje iz domene dolžine loka v časovno domeno ni enolična. Da bi se točke na $\mathbf{p}(\bar{s})$ ujemale s tistimi na $\mathbf{p}(t)$, smo uporabili algoritmom minimalne razdalje na podlagi [66], ki isče točke v časovni domeni trajektorije, ki so najbližje točkam trajektorije dolžine loka. V izogib iskanju podobnih položajev ob različnih časovnih trenutkih, je bilo iskanje omejeno na bližino zadnje najdene točke v časovni domeni. Transformacijo prikazuje slika 3.4(c).

Natančno zaznavanje začetka in konca gibanja za vsako fazo gibanja je temeljilo na preprosti regresiji in sledi metodi minimalnega trzaja z omejitvenim modelom, pri katerem začetno fazo gibanja zvonaste oblike modeliramo s kubično potenco časa [67]. Z enačbo (3.7) povzamemo začetek (zaključek) zaznavanja, kjer x_o predstavlja oceno začetnega statičnega položaja pred začetkom gibanja, η_m je ocena začetnega trzaja, ki najbolje ustreza podatkom, t_o pa je ocena trenutka časa, ki nas zanima

$$x(t) = \begin{cases} x_o & t \leq t_o \\ x_o + \frac{1}{6}\eta_m(t - t_o)^3 & t_o \leq t \leq t_1 = t_o + \Delta T. \end{cases} \quad (3.7)$$

Začetek in konec gibanja smo določili za vsako fazo gibanja, kot to prikazuje slika 3.4(c). Začetek naloge smo določili kot trenutek, ko preiskovanec začne premikati roko, medtem ko je konec gibanja določen s postavitvijo roke v končni položaj.

3.4 Parametri analize gibanja

Za vse naloge smo merili trajektorijo roke, kote v sklepih in mišično aktivnost. Za analizo gibanja in primerjavo motoričnih funkcij zgornjega uda znotraj in med preiskovanci so bili določeni različni parametri. V sledečem podoglavlju bomo predstavili izbrane parametre za kvantifikacijo gibanja (čas gibanja, gladkost giba, podobnost trajektorij

giba, stabilnost trupa in mišično aktivnost).

3.4.1 Čas gibanja

Čas potreben za popolno izvedbo naloge je prvi in najbolj očiten parameter, ki ga opazujemo, saj je to tudi eno od meril pri podajanju klinične ocene. ARAT omejuje čas naloge na 60 sekund, WMFT pa na 120 sekund. Pri ARAT preiskovanec postavi roki na začetni položaj (slika 3.2) ter, ko je pripravljen, začne z izvajanjem naloge, terapevt pa izmeri čas, ki je potreben za izvedbo naloge [35]. Terapevt, ki testira preiskovanca, določi začetek in konec giba s štoparico (v našem primeru preko grafičnega vmesnika), medtem ko trajanje posameznih faz gibanja in manipulacije predmeta med izvedbo nalog ni mogoče določiti. Pri WMFT preiskovanec začne z izvedbo naloge ob znaku terapevta, ki zabeleži začetek in konec giba [64].

Ob izvedbi nalog z opisanim merilnim sistemom lahko za gibanje zgornjega uda določimo in izračunamo čas trajanja posameznih faz kot

$$T_{m_i} = T_{t_i} - T_{o_i}, \quad (3.8)$$

kjer je T_{m_i} čas gibanja za fazo i , izračunan kot razlika časa konca T_{t_i} in časa začetka T_{o_i} faze i . Čas, potreben za celotno izvedbo naloge, predstavlja spremenljivka T_m , definirana kot razlika med časom konca zadnje faze in časom začetka prve faze naloge.

3.4.2 Gladkost giba

Gladke trajektorije gibanja so značilne za koordinirano gibanje zdrave osebe. Gladkost gibanja opazujemo tudi pri pacientih po možganski kapi, kjer z okrevanjem opazimo izboljšanje gladkosti [68]. Gladkost giba lahko ocenimo preko različnih parametrov [69, 70], med katerimi je tudi nekaj takih, ki temeljijo na trzaju.

Trzaj je običajno definiran kot tretji odvod pozicije po času. Za izračun trzaja v tej raziskavi smo uporabili različne metode:

- tretji odvod pozicije roke v času,
- prvi odvod pospeška roke, izmerjenega prek pospeškometra v IME nameščene na hrbtno stran roke, po času,

- drugi odvod kotne hitrosti, izmerjene preko žiroskopa v IME nameščene na hrbtno stran roke, po času.

Za trzaj, ki smo ga izračunali iz podatkov iz žiroskopa, (tretji od naštetih v predhodnjem odstavku) bomo v nadalnjem besedilu uporabljali naziv rotacijski trzaj. Razlog za takšno definicijo trzaja je ta, da rotacijski trzaj ne upošteva le gladkosti trajektorije položaja roke, temveč tudi stabilnost usmerjenosti roke. Spremembu položaja roke je posledica rotacijskih gibov v posameznih sklepih zgornjega uda. Tako se v rotacijskem trzaju odraža tudi gladkost trajektorije položaja roke. Primerjalna analiza je pokazala, da rezultati rotacijskega trzaja omogočajo najboljše razlikovanje med različnimi pogoji (analiza je vključevala tudi parameter, ki ne temelji na trzaju, dolžino sprektralnega loka – SAL spektralni lok [71]).

Rotacijski trzaj smo najprej izračunali za vse tri rotacijske osi, nato pa smo velikost rotacijskega trzaja roke izračunali kot normo vektorja rotacijskega trzaja. Parameter indeks trzaja [72] izračunamo kot logaritem trzaja, ga povprečimo v času trajanja gibanja in normaliziramo glede na amplitudo in trajanje seganja [73,74]. Indeks trzaja smo uporabili za izračun indeksa rotacijskega trzaja

$$\eta_{rot_i} = \ln \sqrt{\frac{(T_{t_i} - T_{o_i})^5}{2\theta^p} \int_{T_{o_i}}^{T_{t_i}} \left\| \frac{d^2\omega(t)}{dt^2} \right\|^2 dt}, \quad (3.9)$$

kjer η_{rot_i} predstavlja indeks rotacijskega trzaja za fazo i , $\omega(t)$ je vektor kotne hitrosti roke, s parametrom θ pa normaliziramo indeks trzaja s kotnim premikom rotacijskega gibanja, da dosežemo brezdimenzijski rezultat. V večini nalog ARAT in WMFT (z izjemo naloge ARAT prelivanje vode iz kozarca v kozarec ter WMFT naloge z obračanjem kart in obračanjem ključa v ključavnici) mora preiskovanec obdržati usmerjenost roke. Normalizacijo smo izvedli s kotnim premikom $\theta^0 = 1$. Indeks rotacijskega trzaja smo izračunali posebej za vsako nalogu in posebej za vsako fazo gibanja.

3.4.3 Podobnost trajektorij giba

Trajektorije gibanja okvarjenega zgornjega uda lahko primerjamo s trajektorijami, pridobljenimi z meritvami zdravih preiskovancev ali s trajektorijami neokvarjenega zgornjega uda. Za dano nalogu lahko v namen iskanja podobnosti trajektorije izračunamo različne parametre [75]. Za namene te raziskave smo primerjali več pristopov (pristopi

na osnovi dinamičnega upogibanja, pristopi urejanja razdalj, Evklidska razdalja, Haudorffova razdalja in Fréchetova razdalja). Na koncu smo izbrali uteženo kombinacijo dveh parametrov.

Prvi izbrani parameter je Evklidska razdalja, ki je uveljavljena standardizirana mera za ugotavljanje podobnosti trajektorij. Ko so trajektorije predstavljene z normalizirano dolžino loka, Evklidsko razdaljo lahko izračunamo za posamezno točko vzdolž normalizirane dolžine loka. Parameter definiramo kot

$$D_i = \sqrt{\frac{1}{\bar{s}_{t_i} - \bar{s}_{o_i}} \int_{\bar{s}_{o_i}}^{\bar{s}_{t_i}} \|\mathbf{p}(\bar{s}) - \mathbf{p}_r(\bar{s})\|^2 d\bar{s}}, \quad (3.10)$$

pri čemer D_i predstavlja koren povprečnega kvadrata Evklidske razdalje za fazo i , $\mathbf{p}_r(\bar{s})$ pa je referenčna trajektorija, definirana kot skupna trajektorija zdravih preiskovancev (kontrolna skupina). Skupno trajektorijo smo izračunali kot mediano trajektorij za točno določeno nalogu, parametrizirano z dolžino loka. \bar{s}_{o_i} in \bar{s}_{t_i} predstavljata začetek in konec gibanja faze i , izražene z normalizirano dolžino loka (glej sliko 3.4(b)). Kot primer, je na sliki 3.5 z modro barvo prikazana mediana kot referenca razdalje roke. S škatlastimi grafi smo predstavili porazdelitev razdalje rok za zdrave preiskovance, z rdečo krivuljo pa je označen primer pacientove razdalje (podobne krivulje smo dobili tudi za pozicijo roke, vendar zaradi jasnosti slike te na njej niso prikazane).

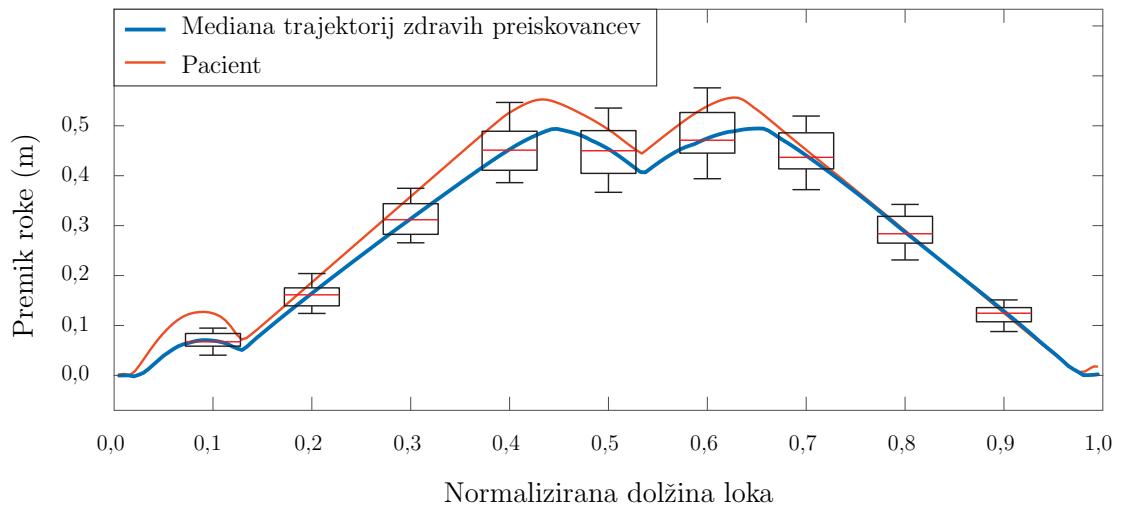
Drugi parameter za ocenjevanje podobnosti trajektorije je sprememba smeri gibanja roke $\nu(\bar{s})$ med izvajanjem naloge (enačba (3.6)). Izračunali smo jo kot koren povprečnih kvadratov vrednosti $\nu(\bar{s})$ med fazo gibanja i , normaliziran s π , ki predstavlja največjo možno spremembo smeri.

$$\hat{\nu}_i = \frac{1}{\pi} \sqrt{\frac{1}{\bar{s}_{t_i} - \bar{s}_{o_i}} \int_{\bar{s}_{o_i}}^{\bar{s}_{t_i}} \nu^2(\bar{s}) d\bar{s}}. \quad (3.11)$$

Parameter za oceno podobnosti trajektorije definiramo z uteženo vrednostjo med obema opisanima parametromi

$$\chi_i = \alpha D_i + \beta \hat{\nu}_i, \quad (3.12)$$

kjer sta $\alpha = 0.5 \text{ m}^{-1}$ in $\beta = 0.5$ uteži v enačbi. Izbrali smo enaki vrednosti uteži, ker D_i in $\hat{\nu}_i$ v meritvah pripadajo podobne vrednosti.



Slika 3.5: Premik roke zdravih preiskovancev in enega pacienta za nalogo, kjer preiskovanec seže proti kocki, jo prenese na polico in vrne roko v začetni položaj. Modra krivulja predstavlja mediano zdravih preiskovancev, skupaj z devetimi škatlastimi diagrami, kjer rdeča črta predstavlja mediano tega trenutka, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo in največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom. Rdeča krivulja je primer premikanja pacientove roke.

3.4.4 Stabilnost trupa

Terapevt pri podajanju klinične ocene pri ARAT upošteva tudi premike trupa v sagitalni ravni. To je en od meril, ki loči izvedbi nalog ocenjenih z oceno 2 in z oceno 3. Pri ARAT se pri večini nalog ocenjuje sposobnost in kakovost premika predmeta na polico. Postavitev je določena z razdaljo, do katere preiskovanec seže z roko ob iztegu komolca pri odlaganju predmeta, vendar mu za ta gib ni potrebno premakniti trupa. Med parametre za ocenjevanje gibanja zgornjega uda smo vključili stabilnost trupa, za kar smo uporabili vse tri rotacijske kote (slika 2.11) in ne le ocenjevani premik trupa v sagitalni ravni. Kote smo združili v indeksu stabilnosti trupa ρ_i kot najvišjo vrednost geometrijske vsote vrednosti vseh kotnih odstopanj od začetne vrednosti $(\varphi(0), \vartheta(0), \psi(0))$

$$\rho_i = \max_{\bar{s} \in [\bar{s}_{o_i}, \bar{s}_{t_i}]} \left(\sqrt{(\varphi(\bar{s}) - \varphi(0))^2 + (\vartheta(\bar{s}) - \vartheta(0))^2 + (\psi(\bar{s}) - \psi(0))^2} \right). \quad (3.13)$$

3.4.5 Mišična aktivnost

Osem EMG elektrod je bilo enakomerno razporejenih okrog preiskovančeve podlakti v bližini komolčnega sklepa. Elektrode smo v raziskavi [76] razdelili v elektrode za merjenje aktivnosti fleksorjev in elektrode za merjenje aktivnosti ekstenzorjev prstov ter zapestja. Med grobim prijemom smo opazili sočasno mišično aktivnost fleksorjev in ekstenzorjev. Posledično smo pri analizi mišične aktivnosti na podlagi EMG signalov upoštevali podatke iz vseh osmih elektrod, skupno vrednost pa smo izračunali kot

$$\hat{w}_i = \frac{1}{T_{m_i}} \int_{T_{o_i}}^{T_{t_i}} \sqrt{\sum_{n=1}^8 w_n^2(t)} dt, \quad (3.14)$$

kjer $w_n(t)$ predstavlja izhodno vrednost iz elektrode n .

Signal smo nato normalizirali z najvišjo vrednostjo \hat{w}_{MAX} , ki smo jo izračunali z enačbo (3.14), pri čemer smo uporabili podatke iz meritve jakosti prijema roke z dinamometrom (WMFT naloga jakost prijema roke). Normalizirano vrednost EMG \hat{w}_{n_i} za posamezno obdobje gibanja i smo tako izračunali kot

$$\hat{w}_{n_i} = \frac{\hat{w}_i}{\hat{w}_{MAX}}. \quad (3.15)$$

3.4.6 Statistična analiza

Za analizo razlik v kinematičnih parametrih in EMG analizo med različnimi skupinami preiskovancev smo uporabili Mann-Whitney test. Test smo uporabili pri vseh parametrih ter pri vsaki fazi gibanja in skupnemu gibanju za celotno nalogo, z izjemo primerjave časov gibanja zdravih preiskovancev. Podatke smo razdelili v štiri skupine glede na ocene kliničnih testov preiskovancev.

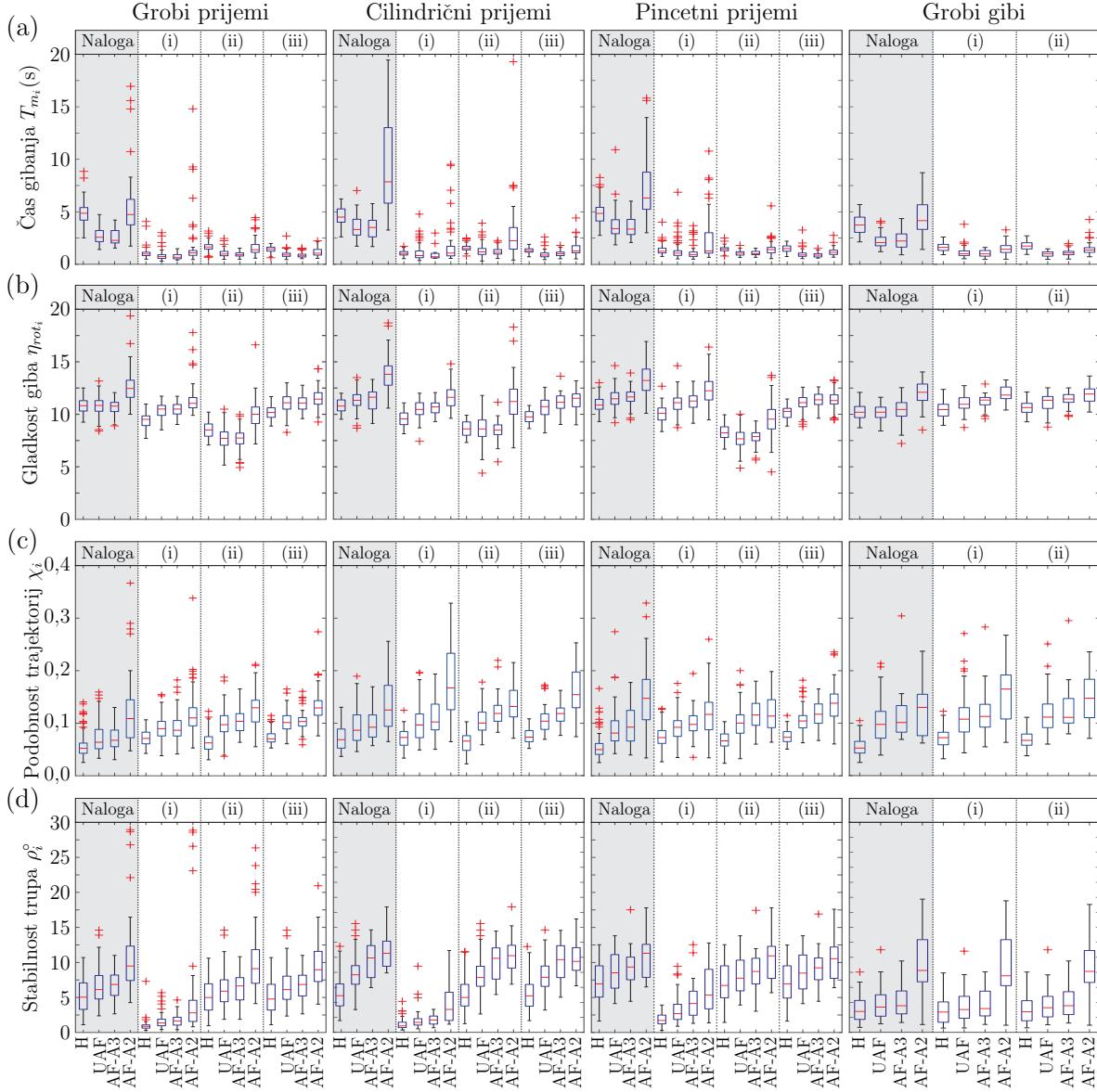
Prvo skupino predstavljajo podatki pridobljenih od zdravih preiskovancev (H), pri katerih nismo opazili statistično značilnih razlik med dominantnim in nedominantnim zgornjim udom. Tako smo podatke leve in desne strani združili za nadaljnjo analizo in s tem povečali vzorčno skupino zdravih preiskovancev. Podatke pacientov po možganski kapi smo združili v skupine glede na klinično oceno posamezne naloge, posebej za ARAT in WMFT. V analizo smo vključili le podatke pacientov, ki so nalogo izvedli v celoti, torej so dosegli klinični oceni ARAT 2 ali 3 ter klinične ocene WMFT 2, 3, 4 ali 5. Drugo skupino smo oblikovali na podlagi podatkov pacientovega neokvarjenega zgornjega uda (UAF), ki smo jih pridobili preko najvišje podane klinične ocene izvedbe

naloge (ARAT: 3; WMFT: 5). V nekaj primerih (10 % ARAT nalog in 7 % WMFT nalog) pacient pri izvedbi naloge z neokvarjenim zgornjim udom ni dosegel najvišje klinične ocene in teh podatkov nismo uporabili v analizi gibanja. V tretjo skupino smo vključili podatke o patientovem okvarjenem zgornjem udu, s katerim je pacient za izvedbo naloge prejel najvišjo oceno pri ARAT 3 (AF-3) in najvišji oceni pri WMFT 4 ali 5 (AF-W4,5). Te rezultate smo poimenovani kot *normalno izvajanje naloge*. V zadnji, četrtri skupini, smo zajeli podatke patientov, ki so nalogo izvedli z okvarjenim zgornjim udom in pri tem prejeli klinično oceno ARAT 2 (AF-2) in WMFT 2 ali 3 (AF-W2,3). Te rezultate smo poimenovani kot *zmerno izvajanje naloge*. Skupino patientov, ki je dosegla rezultat 0 ali 1 pri ARAT in WMFT, kar pomeni, da naloge niso uspeli izvesti do konca ali naloge niso niti začeli izvajati, smo izključili iz nadaljnje analize. Te rezultate smo poimenovali kot *nedokončano izvajanje naloge*. Trajektorije gibanja, ki izhajajo iz *nedokončanega izvajanja naloge*, se bistveno razlikujejo od trajektorij opravljenih nalog in jih ni mogoče ovrednotiti z naborom definiranih parametrov. Analiza nedokončanih nalog presega namen te raziskave. Mann-Whitney analizo smo opravili z mejo statistično značilnih vrednosti $p \leq 0,05$.

Povezavo med kliničnimi ocenami in vrednostmi merilnega sistema smo analizirali z izračunom Spearmanovega koeficiente korelacije (ρ_S) za posamezne faze nalog. V tej analizi podatkov patientov nismo razdelili v skupine glede na klinične ocene. Analizo smo opravili za patientov okvarjen zgornji ud. Povezavo med kliničnimi ocenami in vrednostmi merilnega sistema smo analizirali le za ARAT, saj imamo pri tem testu možnost združevanja nalog v manjše podskupine, s čimer pridobimo večje vzorčno skupino, s tem pa bolj zanesljivo statistično analizo.

3.5 Rezultati

Kljud vključitvenim merilom za raziskavo, vsi pacienti niso zmogli opraviti vseh nalog. V tem primeru smo tisto nalogo posameznega pacienta izvzeli iz analize gibanja. Pri nekaterih opravljenih nalogah je bila kvaliteta signala iz IME senzorjev premajhna (razlog so izgubljeni paketi podatkov med brezžičnim prenosom podatkov iz IME na sprejemnik), zaradi česar smo podatke teh nalog prav tako izključili iz analize. Skupno je bilo izvedenih in pomerjenih 1440 ARAT in 1200 WMFT nalog, od tega smo v analizo vključili 1150 ARAT in 1045 WMFT izvedenih nalog (290 smo jih izločili zaradi zgoraj naštetih razlogov). Točno število patientov vključenih v analizo smo za posamezne



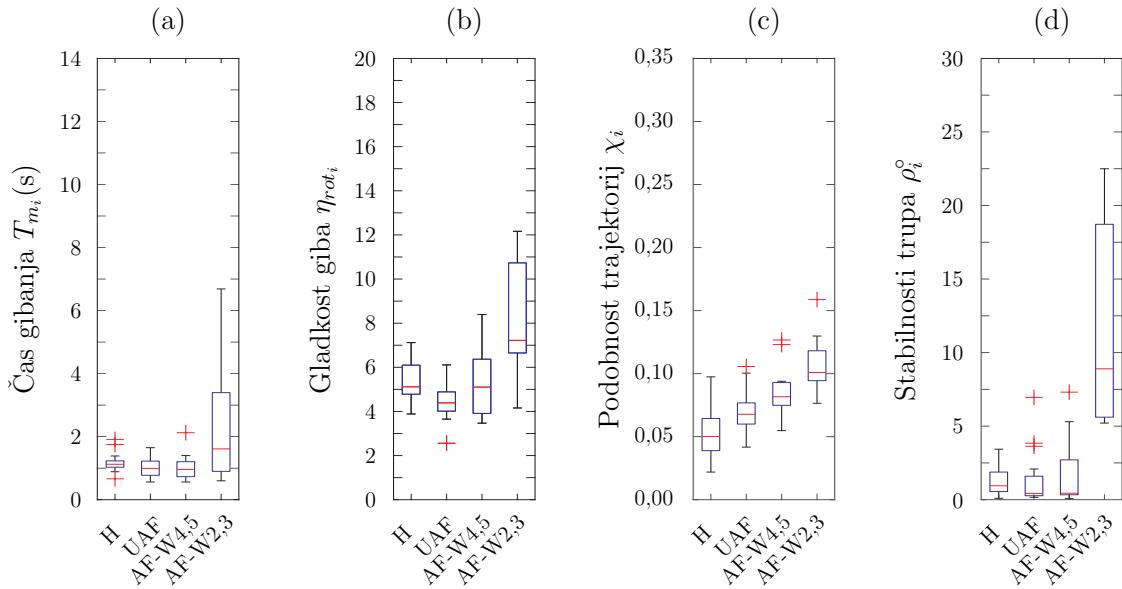
Slika 3.6: Parametri analize gibanja: (a) čas gibanja T_{mi} , (b) gladkost giba, predstavljena kot indeks rotacijskega trzaja η_{roti} , (c) podobnost trajektorij giba χ_i in (d) indeks stabilnosti trupa ρ_i . Vrednosti posameznih parametrov so predstavljene za celo nalogo (sivo območje) in posamezne faze gibljenja, (i) fazo premika roke k predmetu, (ii) fazo prenašanja ter (iii) fazo vračanja roke. Od leve proti desni so rezultati razdeljeni glede na podskupine: 1) grobi prijemi (različne kocke, žogica za kriket in kamen), 2) cilindrični prijemi (cevki in podložka), 3) pincetni prijemi (različni kroglici) in 4) grobi gibi. Oznaka H predstavlja skupino zdravih preiskovancev, UAF neokvarjen ud pacienta, AF-Ax pa okvarjen ud pacienta z oceno x . Rdeča črta predstavlja mediano, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo oziroma največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom. Rdeči markerji označujejo minimalne oziroma maksimalne izmerjene vrednosti.

naloge ali podskupine podali v desnem stolpcu slik 3.9 in 3.10. Podrobne kinematicne rezultate smo predstavili s škatlastim diagramom za tri specifične pogoje nalog, ki imajo podobno trajektorijo premika zgornjega uda, vendar so po težavnosti različne.

Na sliki 3.6 so predstavljeni rezultati naloge ARAT testa. Na sliki 3.7 so prikazani rezultati WMFT naloge 6, pri kateri je cilj premikanje roke na škatlo pred seboj. Slika 3.6 je sestavljena iz 4×4 matrike, v kateri vrstice predstavljajo različni parametri (čas gibanja, gladkost giba kot indeks rotacijskega trzaja, podobnost trajektorij ter stabilnost trupa), stolpci pa predstavljajo različne poskupine: od leve proti desni (grobni prijemi, cilindrični prijemi, pincetni prijemi ter grobi gibi). Prvi stolpec predstavlja podskupino grobi prijemi (naloge od 1 – 6), pri čemer preiskovanec pobere predmet (kocke različnih velikosti, žogico za kriket in kamen), ga prenese na polico in roko vrne v začetni položaj. Drugi stolpec predstavlja podskupino cilindrični prijemi (naloge 8 – 10), z izjemo naloge prelivanja vode iz kozarca v kozarec, pri katerih preiskovanec z zatiča sname cevki različnih velikosti ter podložko in jih prenese na oddaljen zatič. Tretji stolpec predstavlja podskupino pincetni prijemi (naloge 11 – 16), pri katerih preiskovanec s paroma prstov prime kroglici različnih premerov in ju prenese na polico pred seboj. Zadnji stolpec na sliki predstavlja podskupino grobi gibi (naloge 17 – 19), pri katerih preiskovanec premakne roko do različnih delov glave. Zaradi velikega števila parametrov smo za ARAT in WMFT naloge statistično značilne razlike predstavili ločeno na slikah 3.9 in 3.10.

Slika 3.6(a) prikazuje rezultate za parameter čas gibanja T_{m_i} ARAT podskupin posamezno, in sicer za celotno nalogu in posamezne faze gibanja. Na sliki 3.7 je prikazan isti parameter pri nalogi WMFT. Zdravi preiskovanci so naloge izvajali z zmerno hitrostjo in kontroliranim gibanjem zgornjega uda, zato so časi gibanja zdravih preiskovancev običajno daljši od časov pacientov, ki so naloge izvajali kolikor hitro so zmogli. Rezultati kažejo, da so si časi, potrebni za izvedbo naloge pri zdravih preiskovancih in pacientih, ki so nalogo izvajali z neokvarjeno stranko, podobni. Čas izvajanja naloge pa narašča pri zmerno izvedenih nalogah. Pacienti, ki naloge ARAT niso izvedli v 60 sekundah, v analizo niso bili vključeni.

Na slikah 3.6(b) in 3.7(b) je prikazana vrednost indeksa rotacijskega trzaja η_{rot_i} . Tem manjša je vrednost indeksa rotacijskega trzaja, bolj gladek je gib. Indeks je običajno najmanjši pri zdravih preiskovancih. Normalno izvedene naloge pacientov z okvarjenim zgornjim udom in naloge, ki so jih pacienti izvajali z neokvarjenim zgornjim

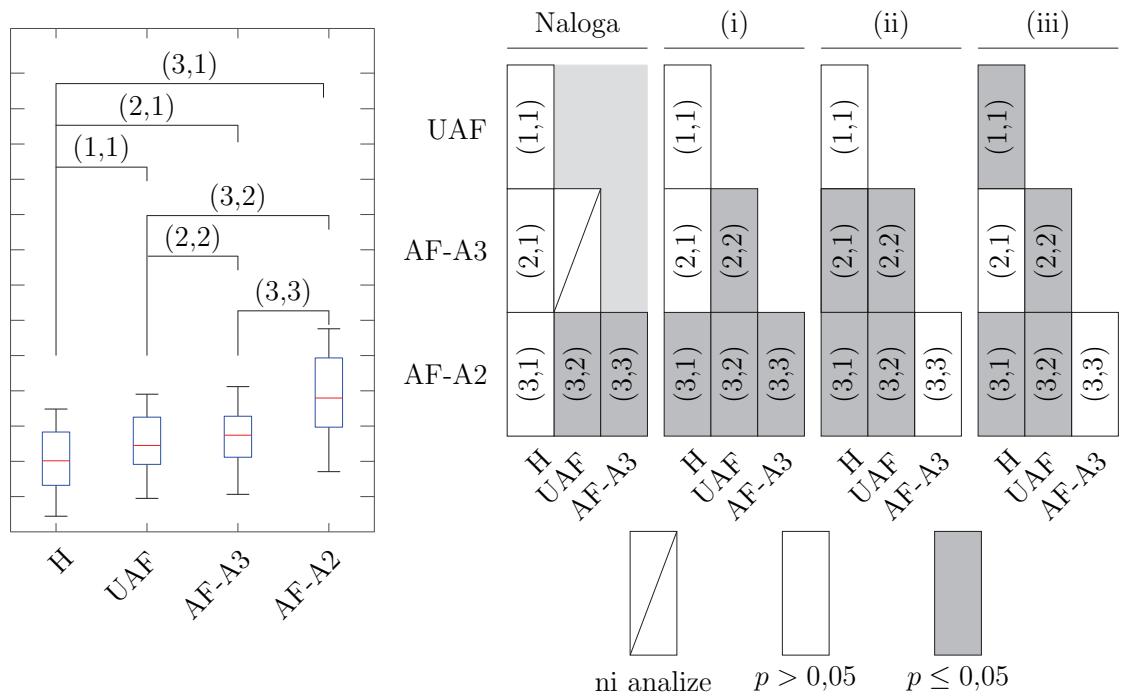


Slika 3.7: Parametri analize gibanja: (a) čas gibanja T_{m_i} , (b) gladkost giba, predstavljena kot indeks rotacijskega trzaja η_{rot_i} , (c) podobnost trajektorij giba χ_i in (d) indeks stabilnosti trupa ρ_i . Oznaka H predstavlja skupino zdravih oseb, oznaka UAF paciente, ki so nalogo opravljali z neokvarjenim udom, oznaka AF-W x pa paciente z okvarjen udom z oceno x . Rdeča črta predstavlja mediano, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo oziroma največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom. Rdeči markerji označujejo minimalne oziroma maksimalne izmerjene vrednosti.

udom, imajo podoben indeks rotacijskega trzaja.

Slike 3.6(c) in 3.7(c) prikazujeta vrednosti parameterja podobnosti trajektorij roke χ_i . Referenčno trajektorijo za izračun Evklidske razdalje D_i smo izračunali iz trajektorij roke zdravih preiskovancev. Zbrali smo trajektorije vseh zdravih preiskovancev, združili smo leve in desne strani in izračunali srednjo vrednost. Zaradi načina izračuna so vrednosti parameterja χ_i najmanjše pri skupini zdravih preiskovancev. Pacienti z zmerno izvedbo nalog kažejo bistveno povečanje parameterja podobnosti χ_i . Enako velja za parameter za izračun podobnosti trajektorij D_i in $\hat{\nu}_i$. Razlike v parametru podobnosti trajektorij χ_i opazimo tudi pri izvajanjtu nalog pacientov z neokvarjenim zgornjim udom in normalno izvedeno nalogu pacientov z okvarjenim zgornjim udom.

Indeks stabilnosti trupa ρ_i je prikazan na slikah 3.6(d) in 3.7(d). Indeks je občutljiv na premike trupa manjše od ene stopinje. Višji indeks kaže na manjšo stabilnost trupa. Zdravi preiskovanci so imeli najnižji indeks stabilnosti trupa. Pri nekaterih težjih

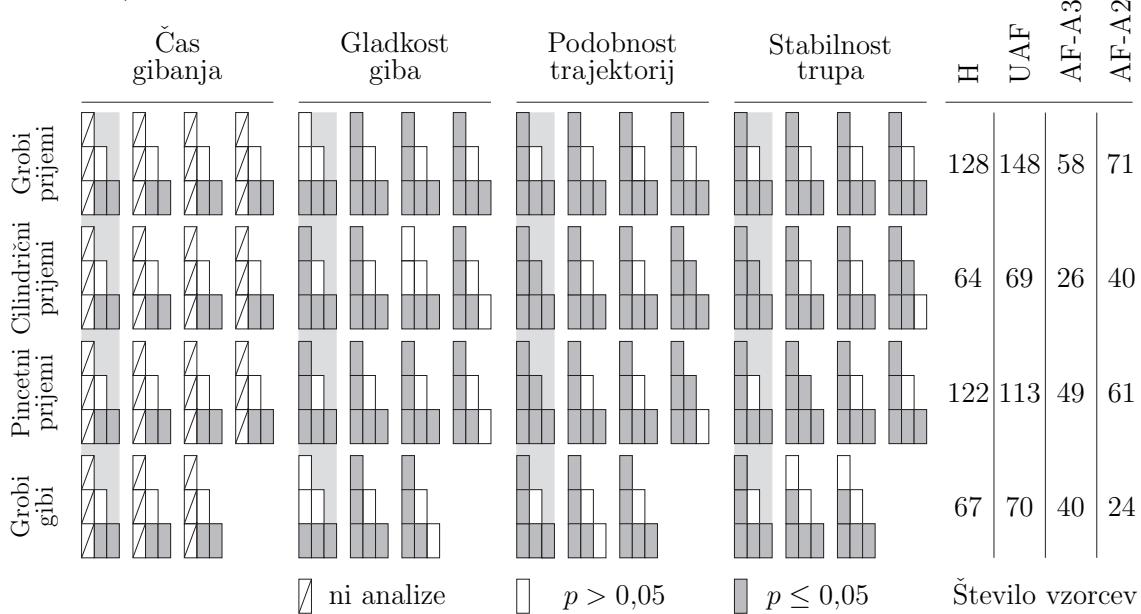


Slika 3.8: Na levi strani slike je primer škatlastih diagramov za posamezne faze gibanja. Vrednosti v oklepajih nad škatlastim diagramom predstavljajo možne primerjave med različnimi skupinami preiskovancev. Statistično značilne razlike so prikazane na desni strani slike. Prvi stolpec vsake faze prikazuje primerjavo skupine zdravih preiskovancev z ostalimi skupinami, zadnja vrstica pa prikazuje primerjavo skupine pacientov z zmerno izvedbo naloge in ostalimi skupinami. Oznaka H predstavlja skupino zdravih oseb, UAF pacientov z neokvarjenim udom, AF-Ax pacientov okvarjen ud z oceno x .

nalogah tudi pri zdravih preiskovancih opazimo do 10° premika trupa, kljub temu, da niso hiteli z izvajanjem nalog in so imeli navodilo, da naj se v trupu ne premikajo. Pri pacientih z zmerno izvedenimi nalogami je bila stabilnost v trupu bistveno slabša.

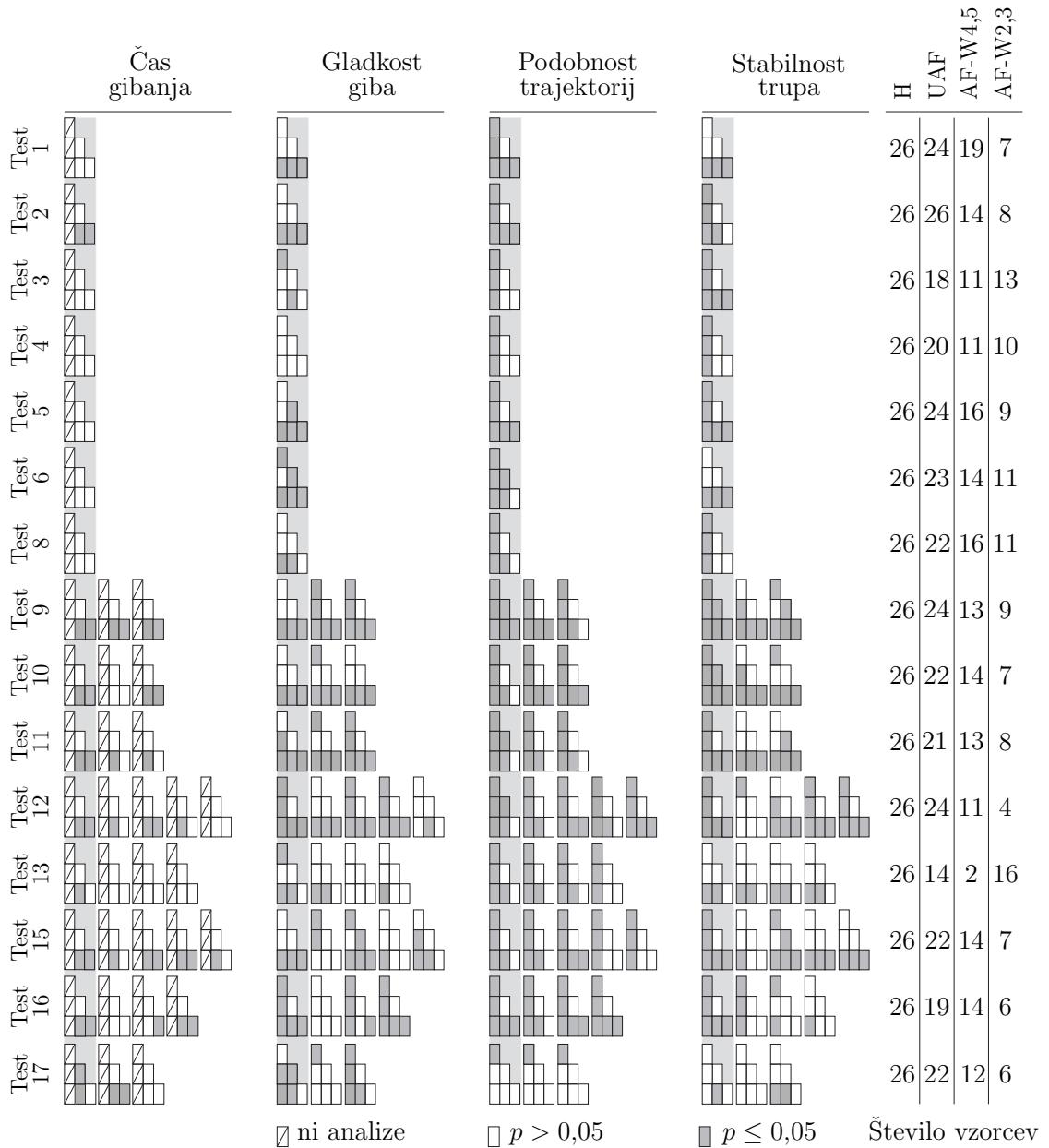
Podobno analizo, kot je prikazana na sliki 3.7, smo opravili tudi za vse naloge WMFT, skupaj z analizo statistično značilnih razlik. Statistično značilne razlike smo izračunali za oba testa, rezultate te analize pa smo združili na poseben način, prikazan na sliki 3.8. Na levi strani slike 3.8 so prikazani škatlasti diagrami, kot smo jih že uporabljali za prikazovanje rezultatov pri različnih fazah gibanja na slikah 3.6 in 3.7. Vrednosti v oklepajih nad škatlastim diagramom predstavljajo možne primerjave med različnimi skupinami preiskovancev. Statistično značilne razlike so prikazane na desni strani slike 3.8. Levi sklop stolpcev predstavlja statistično značilne razlike za celotno izvedbo naloge, vsak naslednji sklop stolpcev pa fazo po vrsti od prve do zadnje pri

posamezni nalogi. Prazni pravokotniki predstavljajo statistično neznačilne razlike med skupinami ($p > 0,05$), sivo obarvani pravokotniki predpostavljajo statistično značilne razlike s $p \leq 0,05$, pravokotniki s polno črto preko diagonale pa predstavljajo primere, pri katerih statistično značilnih razlik nismo računali zaradi manjkajočih podatkov (npr. časi gibanja zdravih preiskovancev, ki jih nismo upoštevali v analizi gibanja zgornjih udov).



Slika 3.9: Statistične značilnosti za štiri podskupine ARAT: podskupina grobih prijemov, cilindričnih prijemov, pincetnih prijemov in grobih gibov, kvantificirane s štirimi parametri: čas gibanja T_{m_i} , gladkost giba, predstavljena kot indeks rotacijskega trzaja η_{rot_i} , podobnost trajektorij giba χ_i in indeks stabilnosti trupa ρ_i . Statistične značilnosti prikazuje slika 3.8. Stolpec na skrajni desni strani slike prikazuje število trajektorij vključenih v posamezno analizo za posamezno skupino preiskovancev. Oznaka H predstavlja skupino zdravih oseb, UAF pacientov neokvarjen ud, AF- x pacientov okvarjen ud z oceno x .

Slika 3.9 prikazuje statistično značilne razlike med podskupinami ARAT. Vidimo lahko, da pri vseh nalogah in vseh ocenjevanih parametroh (z izjemo časa gibanja, ki ga nismo zajeli v analizo), prihaja do značilnih razlik med skupino zdravih preiskovancev (H) in ostalimi skupinami. Značilne razlike vidimo tudi med skupinami z zmerno izvedbo nalog in ostalimi skupinami za večino parametrov. Slika 3.10 prikazuje statistično značilne razlike med nalogami WMFT. Naloge od 1 do 8 imajo zgolj eno fazo, saj so zasnovane kot en premik v eni smeri brez manipulacije predmetov. Enako



Slika 3.10: Statistične značilnosti za naloge WMFT predstavljene v tabeli A.2 s štirimi parametri: čas gibanja T_{m_i} , gladkost giba, predstavljena kot indeks rotacijskega trzaja η_{rot_i} , podobnost trajektorij giba χ_i in indeks stabilnosti trupa ρ_i . Statistične značilnosti so urejene kot prikazuje slika 3.8. Stolpec na skrajni desni strani slike prikazuje število trajektorij vključenih v posamezno analizo za posamezno skupino preiskovancev. Oznaka H predstavlja skupino zdravih oseb, UAF pacientov neokvarjen ud, AF-Wx pacientov okvarjen ud z oceno x .

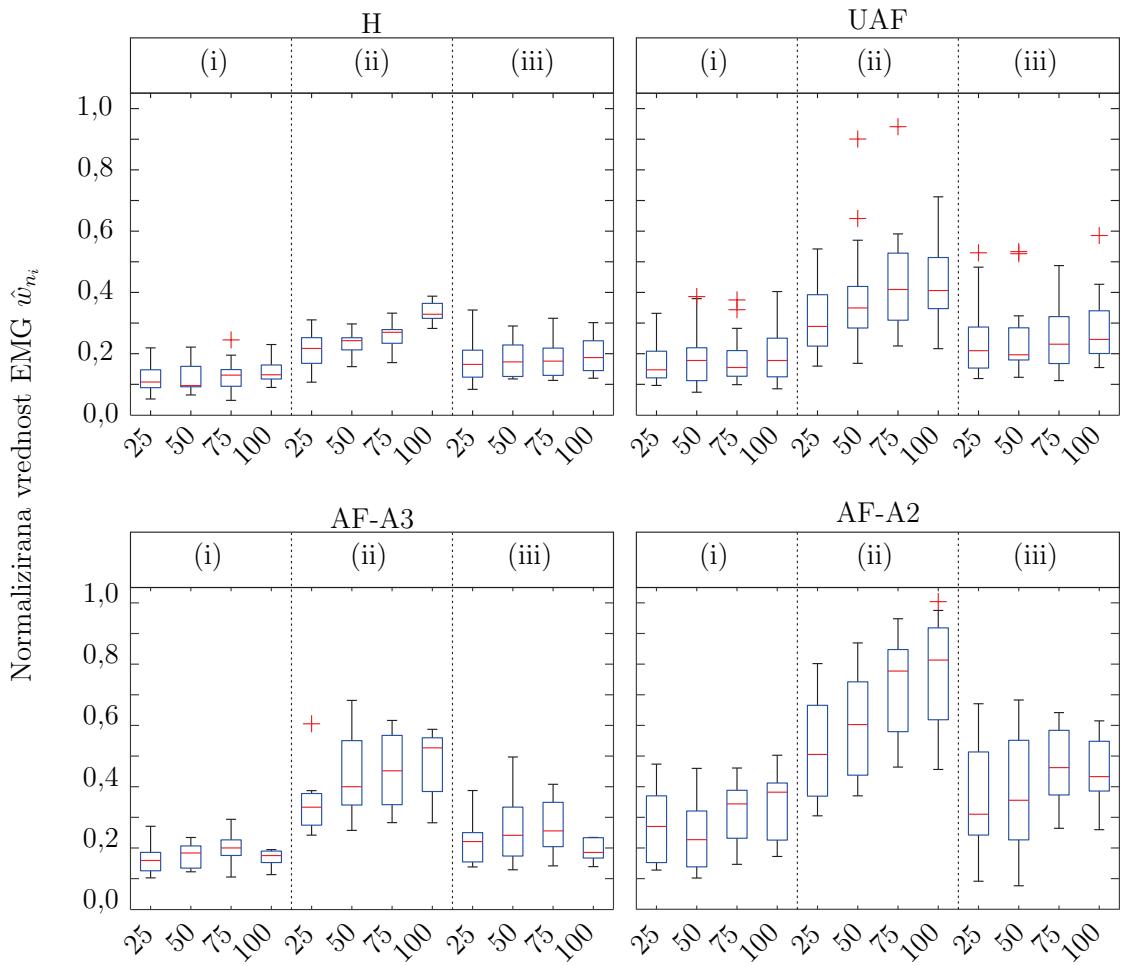
kot pri ARAT tudi pri WMFT nalogah vidimo bistvene razlike med skupino zdravih

preiskovancev (H) in ostalimi skupinami. Razlike za večino parametrov so prisotne pri vseh nalogah, kot tudi med skupinami z zmerno izvedenimi nalogami in ostalimi skupinami. Rezultate nalog WMFT nismo organizirali v podskupine, zato te niso združene in posledično je statistična moč vzorcev manjša kot pri ARAT analizi.

Rezultate analize aktivnosti mišic fleksorjev ter ekstenzorjev prstov in zapestja smo prikazali na sliki 3.11 kot normaliziran EMG parameter \hat{w}_{n_i} . Prikaz rezultatov EMG aktivnosti se razlikuje od prikaza ostalih parametrov, saj nalog nismo združili v skupine. Za analizo tega parametra smo izbrali naloge ARAT, in sicer prenašanje kock različnih velikosti (25 mm, 50 mm, 75 mm, in 100 mm) na polico. Vrednost parametra EMG je v splošnem povezana s prijemanjem oziroma stiskanjem predmeta. Tako se parameter \hat{w}_{n_i} spreminja glede na dve fazi gibanja znotraj naloge (fazo, ko preiskovanec roko prosto premika po prostoru in fazo, pri kateri prenaša predmet). Zaradi tega smo rezultate prikazali posebej za posamezno fazo in ne za celotno izvedbo nalog skupaj. Pričakujemo razlike vrednosti EMG parametra med različnimi fazami gibanja znotraj nalog. Osredotočali smo se na drugo fazo, pri kateri je preiskovanec na polico prenašal kocco, ki jo je držal v roki. Normaliziran EMG parameter monotono narašča z večanjem roba kocke. Zanimivo je, da se \hat{w}_{n_i} razlikuje tudi med skupinami preiskovancev z najnižjo normalizirano EMG aktivnostjo, ugotovljeno pri zdravih preiskovancih, in najvišjo normalizirano EMG aktivnostjo, izmerjeno za paciente z zmerno izvedbo nalog.

Slika 3.12 prikazuje statistično značilne razlike za fazo prenašanja (druga faza), ki ustrezajo mišični aktivnosti predstavljeni na sliki 3.11.

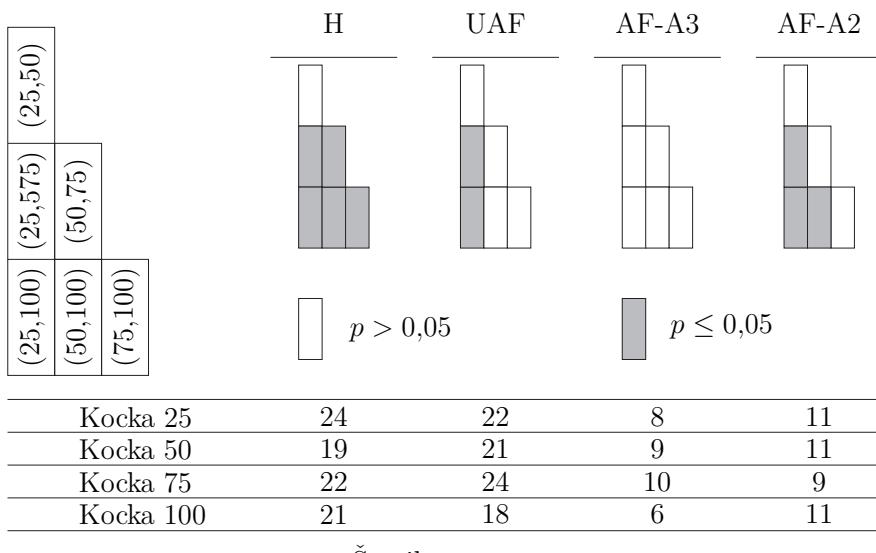
Z uporabo senzornih merilnih sistemov in spremeljanjem različnih parametrov imamo možnost ovrednotenja gibanja zgornjih udov. Hkrati merilni sistemi preko analize posameznih faz naloge omogočajo podrobnejši vpogled v omejitve uporabe zgornjih udov [77]. Razlike med preiskovanci smo analizirali s primerjavo zdravih preiskovancev, pacientov z normalno izvedbo nalog in pacientov z zmerno izvedbo nalog. Analiza primerjave zgornjih udov temelji na primerjavi okvarjenega in neokvarjenega zgornjega uda pacientov po možganski kapi. Analiza statistično značilnih razlik med skupinami (slika 3.9) je pokazala pomembne razlike med skupinami zdravih preiskovancev in treh skupin pacientov. Razlike med skupino zdravih preiskovancev in pacientov z zmerno izvedenimi nalogami (ARAT ocena 2 in WMFT ocena 2 ali 3) so večje kot med skupino zdravih preiskovancev in ostalimi skupinami. Pri večini nalog in za večino izračunanih parametrov nismo ugotovili statistično značilnih razlik med pacientovim neokvarjenim zgornjim udom in pacientovim okvarjenim udom s kliničnimi ocenami, ki označujejo



Slika 3.11: Primerjava nalog ARAT štirih kock z robovi: 25 mm, 50 mm, 75 mm, in 100 mm za (i) fazo premika roke k predmetu, (ii) fazo prenašanja, (iii) fazo vračanja roke v začetni položaj. Rezultati so razdeljeni v sledeče skupine: (a) H – zdravi preiskovanci, (b) UAF – pacientov neokvarjen zgornji ud, (c) AF-A3 – pacientov okvarjen ud z oceno ARAT 3, (d) AF-A2 – pacientov okvarjen ud z oceno ARAT 2. Rdeča črta predstavlja mediano, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo oziroma največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom. Rdeči markerji označujejo minimalne oziroma maksimalne vrednosti.

normalno gibanje (ARAT 3 in WMFT 4 ali 5).

Za statistično analizo smo naloge ARAT združili v podskupine tega kliničnega testa. Čeprav so si naloge znotraj podskupin z vidika trajektorije gibanja roke podobne, se v težavnosti razlikujejo. Analiza skupin je omogočila lažjo predstavo in večje vzorčne skupine, s čimer smo povečali statistično moč. WMFT tega ne omogoča, zato nalog v



Slika 3.12: Statistične značilnosti za mišično aktivnost pri nalogah ARAT kockah z robovi: 25 mm, 50 mm, 75 mm in 100 mm med fazo prenašanja predmeta. Rezultati so razdeljeni v sledeče skupine: (a) H – zdravi preiskovanci, (b) UAF – pacientov neokvarjen zgornji ud, (c) AF-3 – pacientov okvarjen ud z oceno ARAT 3, (d) AF-2 – pacientov okvarjen ud z oceno ARAT 2. Tabela na dnu slike prikazuje število vzorcev vključenih v posamezno analizo za posamezno skupino preiskovancev.

namene statistične analize nismo združevali.

3.6 Razprava

Za podrobno analizo gibanja smo izbrali nalogo WMFT, polaganje dlani na škatlo (pred sabo), z eno fazo gibanja (slika 3.7), pri kateri je preiskovanec položil roko z mize na škatlo pred seboj, ter podskupine ARAT (slika 3.6). Pri podskupini grobi prijemi preiskovanec seže po predmetu (kocka, žogica, kamen) in ga prenese na polico pred seboj. Pri podskupini cilindričnih prijemov je cilj naloge premik dveh različnih cevk in podložke z bližnjega zatiča na oddaljeni zatič. Podskupina pincetnih prijemov testira fine motorične sposobnosti preko prenašanja majhnih kroglic z dvema izbranimi prstoma (palcem ter kazalcem, sredincem in prstancem). Pri podskupini grobih gibov zgornjega uda pa preiskovanec premika roko za glavo, na glavo in na usta.

Čas gibanja je uveljavljen parameter za ocenjevanje gibanja zgornjih udov. V standardnem kliničnem ocenjevanju je čas gibanja določen kot čas, potreben za celotno

izvedbo naloge. Študije kažejo na močno povezanost med izmerjenim časom izvajanja ARAT naloge in klinično oceno [78]. Z razdelitvijo naloge na posamezne faze gibanja imamo možnost obravnavati čas za vsako fazo posebej. Naloge, ki vključujejo prijemanje in prenašanje predmeta, smo tako razdelili na faze povezane z gibanjem roke in manipulacije s prsti (fine motorične sposobnosti). Predstavljena analiza v tej študiji razkriva različne omejitve v motoričnih funkcijah zgornjega uda. Za izračun kinematike v fazi pred-prijema in fazi manipulacije moramo izpustiti gibanje prstov. Iz analize časa gibanja, potrebnega za celotno izvedbo naloge in posamezne faze gibanja, na slikah 3.9 in 3.10 ne vidimo razlik med izvedbo s pacientovim neokvarjenim udom in normalno izvedbo naloge s pacientovim okvarjenim udom (ARAT ocena 3 in WMFT ocena 4 ali 5). Bistvene razlike smo ugotovili med pacienti z zmerno izvedbo nalog in ostalimi skupinami. Razlike so očitne za vse ARAT podskupine in WMFT naloge z več kot eno fazo gibanja. Razlike v času gibanja opazimo tudi med celotno izvedbo nalog in posameznimi fazami gibanja. Zdravi preiskovanci niso vključeni v časovno analizo gibanja, saj nalog niso izvajali z največjo možno hitrostjo, temveč z zmerno hitrostjo in kontroliranim gibanjem zgornjega uda.

Gladkost giba smo analizirali z različnimi parametri. Za ocenjevanje gladkosti giba smo izbrali indeks rotacijskega trzaja, ki ga prikazujeta sliki 3.7(b) in 3.6(b). Ugotovili smo razlike med skupino zdravih preiskovancev v primerjavi z ostalimi, kar je skladno s statističnimi podatki na slikah 3.9 in 3.10. Parameter razlikuje tudi med pacientovo zmerno izvedbo naloge in ostalimi skupinami, ne razlikuje pa med gibanjem pacientevega neokvarjenega uda in normalno izvedbo naloge pacienta z okvarjenim zgornjim udom (ocena ARAT 3 in WMFT 4 in 5). Razlike v vrednosti parametra smo ugotovili tudi med celotno izvedbo nalog in posameznimi fazami nalog. Čas gibanja in gladkost giba sta uveljavljena parametra, ki razlikujeta med motoričnimi sposobnostmi oseb z okvarjenim zgornjim udom in zdravih oseb [79].

Predlagali smo parameter χ_i , ki predstavlja merilo podobnosti trajektorij. Parameter združuje dve značilnosti trajektorije, 1) odstopanje od *idealne* poti, po kateri potuje roka zdravih preiskovancev in 2) spremembe v smeri gibanja. S parametrom opisujemo podobnost trajektorij, kjer manjše vrednosti χ_i pomenijo, da sta si primerjani trajektoriji bolj podobni. Predpostavljamo, da imata primerjani trajektoriji pri grobih premikih roke manjše vrednosti χ_i , kot pa pri bolj kompleksnih nalogah. Pri slednjih je več manjših premikov in fine manipulacije, zato mora biti gibanje bolj koordinirano za optimalno gibanje po trajektoriji. Sliki 3.6(c) in 3.7(c) in statistična analiza

prikazana na slikah 3.9 in 3.10 potrjujejo to hipotezo. Ugotovili smo očitne razlike med skupinami glede na parameter podobnosti trajektorij. Parameter razlikuje med kakovostjo gibov v vseh fazah. V večini primerov nismo ugotovili statistično značilnih razlik med pacientovo izvedbo nalog z neokvarjenim zgornjim udom in z okvarjenim zgornjim udom z oceno ARAT 3 in WMFT 4 in 5.

Z uporabo IME na zgornjih udih in trupu v primerjavi z uporabo zgolj IME na zapestju [80], razširimo kvantifikacijo gibanja na ocenjevanje gibanja zgornjih udov relativno na trup ter sočasno ocenjevanje premikov v trupu. Veliko gibov zgornjega uda spremišča gibanje trupa, s katerim povečamo delovni prostor zgornjega uda in kompenziramo njegove funkcijalne omejitve. Predvsem pri ARAT nalogah za pravilno izvedbo ni potrebno gibanje v trupu, saj so zastavljene tako, da zajemajo le delovni prostor zgornjih udov. Tako lahko izmerjene premike v trupu pripišemo predvsem kompenzacijskemu gibanju. Indeks stabilnosti trupa smo prikazali na slikah 3.6(d) in 3.9 za ARAT naloge in na slikah 3.7(d) in 3.10 za WMFT naloge. Iz slik lahko ugotovimo značilne razlike med različnimi skupinami preiskovancev, in med različnimi fazami nalog. Pri fazah prenašanja predmeta (ARAT grobi prijemi) in vračanja roke v začetni položaj opazimo enako spremembo v položaju trupa, a v nasprotnih smereh. Opozoriti moramo, da smo premike trupa, ki so večji od 10° , zaznali tudi pri zdravih preiskovančih. Skupina pacientov z zmerno izvedbo naloge (ocene ARAT 2 in WMFT 2 in 3) se statistično značilno razlikuje od ostalih skupin za večino nalog ARAT in WMFT.

Za dejavnosti vsakodnevnega življenja sta pomembni sposobnost prijemanja in manipulacija s predmeti. V poglavju smo se osredotočali na analizo gibanja (trajektorij zgornjih udov), čeprav oba testa hkrati ocenjujeta tudi prijemanje in rokovanie s predmeti pri različnih nalogah. Te sposobnosti niso izmerjene neposredno. V nekaterih predhodnih raziskavah so ugotavljal možnost označevanja spastičnosti iz EMG signala [81, 82]. V naši raziskavi smo preverili uporabnost EMG signala fleksorjev in ekstensorjev prstov ter zapestja pri prepoznavanju prijemanja (slika 3.11). Da bi razlikovali med različnimi prijemi, smo se osredotočili na štiri naloge ARAT, pri katerih je naloga preiskovanca prijeti kocke različnih velikosti in mas, jih odložiti na polico in roko vrniti v začetni položaj. Osredotočili smo se na fazo prenašanja kocke, v kateri preiskovanec prenese kocko na polico. Rezultati kažejo na razlike med fazo, v kateri ima preiskovanec kocko v rokah, in ostalimi fazami. Izmerjena mišična aktivnost je pokazatelj moči, potrebne za prijem kocke. Normalizirana mišična aktivnost pokaže, da pacienti z okvarjenim zgornjim udom in ARAT oceno 2 izkoristijo mišično aktivnost

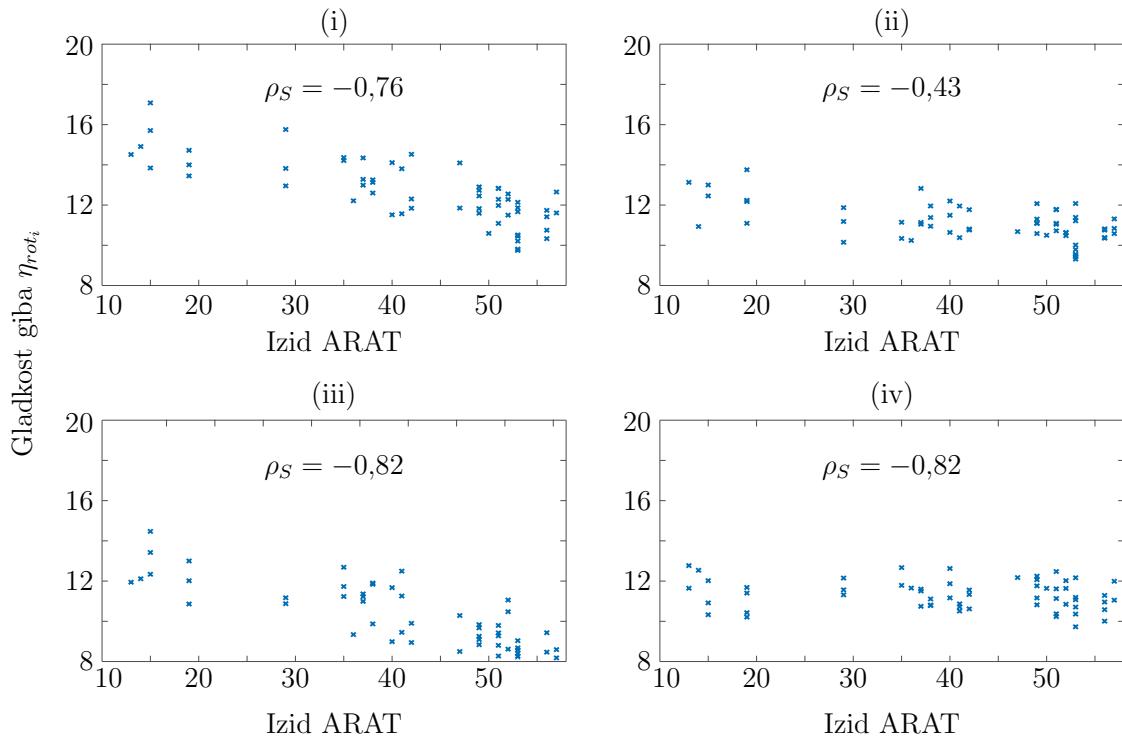
skoraj do njihove največje zmožnosti pri premiku največje kocke. Za primerjavo je pri zdravih osebah ta vrednost le tretjina njihove največje aktivnosti. Razlike v mišični aktivnosti med prijemanjem kock različnih velikosti in mas so statistično značilne za zdrave osebe. Razlike pri skupinah pacientov so manj značilne. To lahko pojasnimo tudi z manjšo močjo vzorca skupin za statistično analizo. Meritve EMG aktivnosti med izvedbo ARAT nalog lahko vključimo v analizo trajektorij in jih uporabimo kot pokazatelja aktivnosti prijemanja.

3.6.1 Veljavnost parametrov z ozirom na ocene kliničnih testov

Veljavnost parametrov z ozirom na ocene kliničnih testov smo izračunali za ARAT, pri čemer smo naloge združili glede na podskupine kliničnega testa in s tem pridobili večji vzorec za primerjavo. WMFT tega ne omogoča, zato so vzorci premajhni za takšno ugotavljanje veljavnosti parametrov. Na sliki 3.9 so pacienti združeni v skupine glede na njihove klinične ocene, pridobljene med meritvami za posamezne naloge. Numerično opredelitev gibanja smo dodatno primerjali z izidom ARAT za posameznega pacienta. Slika 3.13 predstavlja primer take analize, kjer smo uporabili parameter indeks rotacijskega trzaja η_{rot_i} za pacientovo okvarjeno stran, ki smo ga izračunali za podskupino grobi prijemi in tri faze gibanja znotraj naloge. Monotona zveza med gladkostjo giba in ARAT kliničnimi izidi je jasno vidna. Pri tem primeru smo štiri grafe opremili z linearno regresijsko premico in Spearmanovim koeficientom korelacije ρ_S .

V preglednici 3.1 smo združili rezultate Spearmanovega koeficiente korelacije. Vsi, z izjemo korelacij označenih s poševno napisano številko, imajo $p \leq 0,05$. Negativni predznak koeficiente predstavlja višjo vrednost parametra ob manjšem kliničnem izidu ARAT. Večino močnih korelacij ($\rho_S \geq 0,60$) smo ugotovili pri parametrih časa gibanja T_{m_i} in gladkosti giba η_{rot_i} za celotno izvedbo naloge in za prvo ter drugo fazo gibanja. Zmerno korelacijo ($\rho_S \geq 0,40$) smo ugotovili pri indeksu stabilnosti trupa ρ_i za podskupini grobih prijemov in grobih gibov ter parametru podobnosti trajektorij χ_i za podskupini grobih in cilindričnih prijemov. Šibko ($\rho_S < 0,40$) ali neznačilno korelacijo smo ugotovili pri indeksu stabilnosti trupa pri podskupini cilindričnih in pincetnih prijemov in pri podobnosti trajektorij za pincetne prijeme in grobe gibe.

Spearmanov koeficient korelacije ρ_S smo izračunali za analizo razmerja med numerično kvantifikacijo in izidi ARAT (zajeto v preglednici 3.1). Koeficient smo izračunali za vse podskupine ARAT (celotne izvedbe in posamezne faze nalog). Od



Slika 3.13: Primerjava ARAT izida pacientovega okvarjenega uda s parametrom gladkosti giba, izračunanega z indeksom rotacijskega trzaja η_{rot_i} . Rdeča linearne premice predstavljajo regresijsko premico na grafih (i) za celotno nalogo, (ii) fazo premika roke k predmetu, (iii) fazo prenašanja, (iv) fazo vračanja roke. ρ_S je pripadajoč Spearmanov koeficient korelacije. Najvišji izid ARAT je 57.

60 izračunanih koeficientov jih je 8 statistično neznačilnih. Za čas gibanja T_{m_i} in gladkost giba η_{rot_i} ρ_S pokaže visoko korelacijo za celotno izvedbo naloge s pacientovimi kliničnimi ocenami. To pomeni, da imata ta dva parametra večji vpliv na klinično oceno v primerjavi s parametrom podobnosti trajektorij χ_i in indeksa stabilnosti trupa ρ_i . Zmerno korelacijo z ARAT ocenami smo ugotovili pri parametru podobnosti trajektorij pri podskupinah grobi prijemi in cilindrični prijemi, slabšo korelacijo pri podskupini pincetni prijemi in statistično neznačilne vrednosti za podskupino grobi gibi. Slabšo ali zmerno korelacijo smo pričakovali pri podobnosti trajektorij, saj tega parametra ni mogoče ocenjevati med kliničnim ocenjevanjem izvedbe nalog. Zmerno korelacijo z ARAT izidi smo ugotovili pri indeksu stabilnosti trupa ρ_i za podskupini grobi prijemi in grobi gibi, medtem ko vidimo nižjo korelacijo tega parametra pri podskupini pincetni prijemi ter podskupini cilindrični prijemi. Ker so premiki v trupu eden od kriterijev pri kliničnem ocenjevanju izvedbe nalog, smo pričakovali višjo korelacijo z

Tabela 3.1: Spearmanov korelacijski koeficient ρ_S za ARAT podskupine grobi prijemi, cilindrični prijemi, pincetni prijemi in grobi gibi ter štiri parametre kvantifikacije (čas gibanja T_{m_i} , gladkost giba, predstavljena kot indeks rotacijskega trzaja η_{rot_i} , podobnost trajektorij giba χ_i in indeks stabilnosti trupa ρ_i). Sivi stolpec označuje ρ_S za celotno izvedbo naloge, i), ii) in iii) pa za posamezne faze nalog. S poševno pisavo so zapisani korelacijski koeficienti s $p > 0,05$.

	Grobi prijemi			Cilindrični prijemi				
	naloga	(i)	(ii)	(iii)	naloga	(i)	(ii)	(iii)
$T_{m_i}(s)$	-0,77	-0,61	-0,60	-0,50	-0,81	-0,54	-0,68	-0,61
η_{rot_i}	-0,80	-0,41	-0,78	-0,22	-0,76	-0,43	-0,82	-0,23
χ_i	-0,47	-0,49	0,36	-0,28	-0,62	-0,38	-0,66	-0,39
$\rho_i(^{\circ})$	-0,46	-0,46	-0,43	-0,37	-0,15	-0,33	-0,09	-0,06

	Pincetni prijemi			Grobi gibi			
	naloga	(i)	(ii)	(iii)	naloga	(i)	(ii)
$T_{m_i}(s)$	-0,62	-0,43	-0,66	-0,38	-0,64	-0,64	-0,45
η_{rot_i}	-0,67	-0,47	-0,69	-0,30	-0,64	-0,48	-0,22
χ_i	-0,41	-0,29	-0,26	-0,33	0,03	0,02	-0,03
$\rho_i(^{\circ})$	-0,29	-0,39	-0,27	-0,26	-0,57	-0,55	-0,59

ARAT ocenami. Res pa je, da je premike v trupu težje oceniti zgolj z opazovanjem. V predhodni raziskavi [83] so poročali o močni povezavi med parametrom gladkosti giba ter kliničnimi ocenami ter da linearni regresijski model iz pospeškometra na trupu, lahko zazna kompenzacijске premike v trupu pri pacientih z nižjimi kliničnimi ocenami. V naši raziskavi smo ugotovili, da parametra stabilnost trupa in podobnosti trajektorij bolje razlikujeta med skupinami preiskovancev kot pa parameter gladkosti gibanja (sliki 3.6 in 3.9), čeprav nimata močne korelacije s kliničnimi ocenami ARAT. Klinična ocena upošteva čas izvedbe giba in subjektivno ocenjene značilnosti giba, zato nismo pričakovali visoke korelacije med izračunanimi parametri gibanja in kliničnimi ocenami ARAT.

Z analizo koeficientov korelacije ρ_S skozi različne faze gibanja pridemo do nekaterih ključnih opažanj. Pri parametrih čas gibanja in gladkost gibanja smo ugotovili najvišje vrednosti korelacije pri najbolj zahtevnih fazah gibanja (faza prenašanja). Močna ali zmerna korelacija časa gibanja je prisotna tudi pri ostalih fazah gibanja. Po drugi

strani, smo ugotovili močno povezanost parametra gladkosti giba pri prvi fazi (premik roke do predmeta), vendar ta korelacija ni močna pri zadnji fazi, v kateri preiskovanec врачи руку в начальный положение (за исследованием најдлъжна фаза движение). При параметру за оценяване стабилности тела е вредност коффициента ρ_S највишя при први фази, из чесар скlepamo, да je premik trupa pomemben faktor, ki na oceno vpliva že od začetka izvedbe naloge. Podobnost trajektorij za podskupini grobi prijemi in pincetni prijemi je najbolj ključna v prvi fazi gibanja in v drugi, najzahtevnejši, fazi gibanja podskupine cilindrični prijemi. V drugi in tretji fazi gibanja ter celotni izvedbi naloge podskupine cilindrični prijemi za parametre stabinosti trupa ni bilo statistično značilne povezave s kliničnimi ocenami. Prav tako je ni bilo pri prvi in drugi fazi podskupine grobi gibi za parameter podobnosti trajektorij. Vzrok je visoka spremenljivost rezultatov.

Po analizi veljavnosti parametrov (čas gibanja T_{m_i} , gladkost giba, predstavljena z indeksom rotacijskega trzaja η_{rot_i} , podobnost trajektorij χ_i in indeks stabinosti trupa ρ_i) s kliničnimi ocenami ARAT, smo ugotovili, da predstavljeni parametri razlikujejo med skupinami pacientov in njihovimi motoričnimi sposobnostmi. Dva parametra (čas gibanja in gladkost giba), ki sta upoštevana med kliničnim ocenjevanjem izvedbe nalog ARAT, imata visoko korelacijo s kliničnimi ocenami. Podobnost giba in stabiost trupa imata slabšo ali zmerno korelacijo s klinično oceno, kar pa ne pomeni, da sta ta parametra manj pomembno orodje pri ocenjevanju motoričnih sposobnosti pacientov.

3.6.2 Prispevki sodelavcev

Pri raziskavi *Analiza kinematičnih parametrov za ocenjevanje ter klasifikacijo gibov med izvajanjem kliničnih testov zgornjih udov* je magistrski študent fizioterapije Jan Pipan izvedel klinične teste na preiskovancih.

4 Analiza dolgotrajnih meritev in ocenjevanje posameznih dejavnosti zgornjih udov pri izvajjanju vsakodnevnih opravil

NOSLJIVI meritni sistem (slika 2.10) smo uporabili med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti v daljem časovnem obdobju z namenom primerjave gibanja obeh zgornjih udov in ugotavljanja razlik med gibanjem zgornjih udov preiskovancev z različnimi stopnjami gibalnih sposobnosti. Uporabili smo dopolnjen nosljivi meritni sistem, ki je primeren za uporabo v domačem okolju ali na prostem. Sistem smo testirali v različnih okoljih. Za meritve gibanja zgornjih udov med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti smo postavili okolje z različnimi opravili. Kinematicne parametre, ki smo jih izračunali z opisano kinematiko v poglavju 2.3, smo uporabili za nadaljnjo analizo gibanja zgornjih udov.

V tem poglavju so predstavljeni analiza dejavnosti zgornjih udov na osnovi časovne kvantizacije [84–86], metodologija segmentacije gibanja, parametri za oceno gibanja zgornjih udov in primerjava zgornjih udov oseb z različnimi gibalnimi sposobnostmi. Za analizo veljavnosti metode segmentacije gibanja smo uporabili namenske ponavljajoče gibe. Temu je sledila primerjava metode segmentacije gibanja s kvantizacijo, ki temelji na časovnih intervalih [87].

Raziskava je imela več ciljev, med glavnimi pa sta primerjava dominantnega (neokvarjenega) z nedominantnim (okvarjenim) zgornjim udom in analiza gibanja zgornjih udov posameznika v namen načrtovanja in vrednotenja personalizirane vadbe.

4.1 Metodologija študije

Vsakodnevne dejavnosti so pomembne pri izboljšanju gibanja zgornjih udov po možganski kapi. Na terapijah pacienti izvajajo različne naloge, ki ponazarjajo osnovne gibe vsakodnevnih dejavnosti. Vsaka oseba je samosvoja, s svojimi zanimanjimi in različnimi načini motivacije. V domačem okolju um ni pozoren enako kot na terapiji in oseba ne zazna spodbujanja izvajanja dejavnosti z okvarjenim udom. Velikokrat se pacienti naučijo izvajati osnovne dejavnosti z zgolj enim zgornjim udom in s tem zavirajo izboljšanje gibalnih sposobnosti okvarjenega uda. Zato je spremljanje vsakodnevnih dejavnosti pomembno za kasnejšo rehabilitacijo in sprotno spremljanje uporabe zgornjega uda. Ne zanimajo nas vsakodnevne dejavnosti, ki jih oseba dejansko izvaja, nas pa zanima delovni prostor zgornjega uda, kateri sklep zavira gibanje ter ocena dvoročnega gibanja zgornjih udov.

Za našo raziskavo smo prostovoljce povabili v Laboratorij za robotiko in se nismo odločili izvajati meritev na njihovem domu. Zbiranje podatkov je potekalo v manjšem prostoru, kjer smo s kamero lahko posneli gibanje in tako imeli referenco za kasnejšo analizo in interpretacijo signalov pri nejasnih gibanjih. Pripravili smo naloge vsakodnevnih dejavnosti (slika 4.1), ki so vključevale pripravo obroka, klepet in pitje kave ali čaja, zalivanje rož, zlaganje in pospravljanje brisač, pisanje nakupovalnega seznama, branje časopisa in pospravljanje delovne mize. Zaporedno smo tudi izvajali izbrane naloge na robotu. Naštete dejavnosti smo vsakemu pacientu predstavili. Poudarili



Slika 4.1: Vsakodnevne dejavnosti pripravljene v Laboratoriju za robotiko

smo, da naj naloge izvajajo, kot bi jih doma, da to ni terapija, kjer se morajo truditi uporabljati okvarjen zgornji ud. Preden smo postavili študijo, smo sistem testirali, poenostavljali uporabo in preizkušali zanesljivost meritev na zdravih osebah.

4.1.1 Preiskovanci

V raziskavi je sodelovalo 7 pacientov po možganski kapi v kroničnem obdobju, starih 44–59 let (povprečje 51,6; standardni odklon 5,3), od tega 4 moški. Trije so imeli okvarjeni levi zgornji ud, ostali desnega, vendar so imeli pred možgansko kapjo vsi dominanten desni zgornji ud. Pacienti so imeli različne stopnje gibalnih sposobnosti. Sodelovali so prostovoljno ter podpisali pisno soglasje za izvajanje meritev. V namene raziskave in analize gibanja je bilo celotno gibanje posneto s kamero. V raziskavi je sodelovala ena zdrava oseba, moški, star 26 let. Izmerili smo približno 15 ur izvajanja vsakodnevnih dejavnosti.

Raziskavo je odobrila Komisija za medicinsko etiko Republike Slovenije (80/03/15). Vsi sodelujoči v raziskavi so podpisali privolitveni obrazec o sodelovanju in uporabi podatkov v znanstvene namene.

Shranjene signale IME smo uporabili za izračun kinematičnih parametrov po metodi predstavljeni v poglavju 2.3.

4.2 Analiza dejavnosti zgornjih udov na osnovi časovne kvantizacije

Raziskave, ki uporabljajo pospeškometre za analizo gibanja zgornjih udov, pri analizi večkrat uporabijo uveljavljen parameter kvanti aktivnosti (angl. activity counts) [84–86, 88–91]. Parameter je definiran kot vsota pospeškov znotraj določenega časovnega intervala, ki ni predpisan, vendar je običajno izbran do dveh sekund. S parametrom lahko ločimo bolj dejavni in manj dejavni zgornji ud.

Naše dolgotrajne meritve vsakodnevnih dejavnosti so trajale manj kot dve uri, zato smo določili časovni interval 0,25 sekunde. Izračunali smo dolžino vektorja pospeška in po časovnih intervalih integrirali vrednosti ter izračunali kvante aktivnosti $AC_{(L,R)_i}$

$$AC_{(L,R)_i} = \frac{1}{T} \int_{T_{i-1}}^{T_i} \|\mathbf{a}_h(t)\| dt, \quad (4.1)$$

kjer je $\|\mathbf{a}_h\|$ izmerjeni pospešek izmerjen na roki in filtriran s pasovnim filtrom z mejnima frekvencama 0,25 Hz in 2,5 Hz. Filtriranje s pasovnim filtrom ne odstrani v celoti gravitacijskega pospeška, zato smo v analizo dodali izračun aktivnosti, ki temelji na odštetem gravitacijskem pospešku \mathbf{g}

$$AC_{(L,R)_i} = \frac{1}{T} \int_{T_{i-1}}^{T_i} \|\mathbf{a}_h(t) - \mathbf{g}\| dt. \quad (4.2)$$

Navidezno gibanje rok je lahko tudi posledica gibanja trupa, ko roka glede na trup miruje. Da bi izločili vpliv gibanja trupa, smo vpeljali še tretjo relacijo, ki temelji na odštetem pospešku trupa

$$AC_{(L,R)_i} = \frac{1}{T} \int_{T_{i-1}}^{T_i} \|\mathbf{a}_h(t) - \mathbf{a}_t(t)\| dt. \quad (4.3)$$

V zgornjih enačbah so vsi vektorji pospeška izraženi v koordinatnem sistemu trupa.

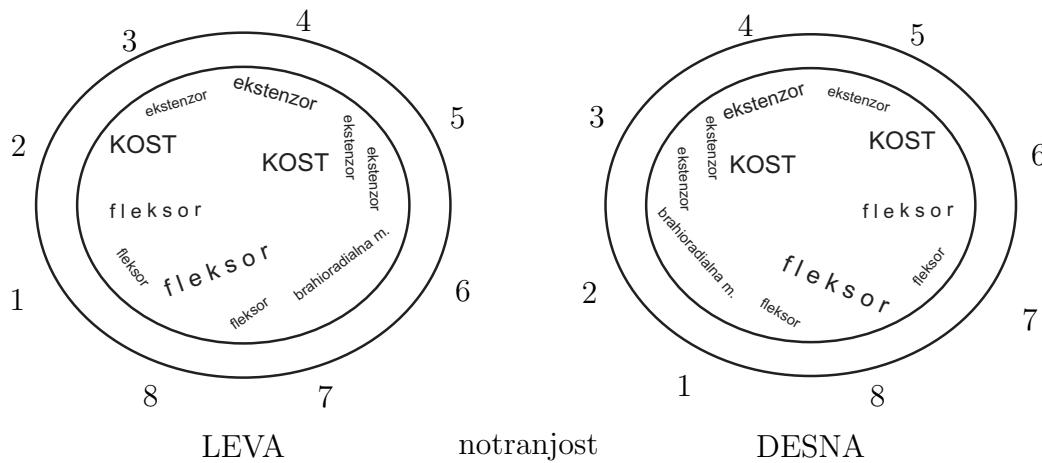
V raziskavi [89] so predstavili parameter kvanti aktivnosti obeh zgornjih udov AC_i ter razmerje kvantov aktivnosti levega in desnega zgornjega uda R_{AC_i} in ju v [90] predstavili v barvnem grafu z odvisnostjo velikosti in razmerja kvantov aktivnosti, kjer je barva ponazarjala časovno lestvico kvantov aktivnosti. Za izračun kvantov aktivnosti obeh zgornjih udov smo sešeli vrednosti kvantov aktivnosti levega zgornjega uda $AC_{(L)_i}$ in desnega zgornjega uda $AC_{(R)_i}$ za vsak časovni interval. Parameter AC_i ponazarja intenzivnost dejavnosti obeh zgornjih udov, kjer 0 pomeni, da niti levi niti desni zgornji ud ni dejaven v časovnem intervalu. Razmerje kvantov aktivnosti R_{AC_i} smo izračunali kot naravni logaritem razmerja levega $AC_{(L)_i}$ in desnega zgornjega uda $AC_{(R)_i}$, s katerim preprečimo pozitiven koeficient simetrije (angl. skewness) netransformiranih velikosti razmerij $R_{AC_i} > 0$ [92]

$$R_{AC_i} = \ln \frac{AC_{L_i} + 1}{AC_{R_i} + 1}. \quad (4.4)$$

4.2.1 Mišična aktivnost

Osem EMG elektrod je bilo enakomerno razporejenih okrog preiskovančeve podlakti, na največjem premeru. Pri analizi dolgotrajnih meritev smo imeli več podatkov in smo vključili dodatno analizo, kjer smo za ekstensorje ter fleksorje izbrali signale štirih elektrod EMG. Ločili smo jih za obe roki, z interpretacijo po sliki 4.2 in enačbo (4.24) preoblikovali v

$$MC_{(L,R)_i} = \frac{1}{T} \int_{T_{i-1}}^{T_i} \sqrt{\sum_k w_k^2(t)} dt, \quad (4.5)$$



Slika 4.2: Mišice znotraj podlakti z zaporednimi številkami elektrod EMG zapestnice.

kjer je $T = 0,25$ s, pri $i = 1$ je $T_0 = 0$ s ter je k zaporedna številka elektrode za $k \in (1,6,7,8)$ na levi podlakti in $k \in (1,2,7,8)$ na desni podlakti pri skupini fleksorjev, $k \in (2,3,4,5)$ na levi podlakti in $k \in (3,4,5,6)$ na desni podlakti pri skupini ekstenzorjev. Izbrano metodo prikaza kvantov aktivnosti levega in desnega zgornjega uda smo uporabili tudi za prikaz mišične aktivnosti. Kvante mišične aktivnosti $MC_{\hat{w}_i}$ obeh zgornjih udov smo izračunali kot vsoto $MC_{\hat{w}_{(L)i}}$ in $MC_{\hat{w}_{(R)i}}$ ter razmerje $R_{MC_{\hat{w}_i}}$ kot naravni logaritem količnika obeh mišičnih aktivnosti $MC_{\hat{w}_{(L,R)i}}$

$$R_{MC_i} = \ln \frac{MC_{L_i} + 1}{MC_{R_i} + 1}. \quad (4.6)$$

4.2.2 Ocena moči v sklepih zgornjega uda

Moč v sklepu k je določena kot produkt navora τ_k in kotne hitrosti $\dot{\vartheta}_k$

$$P_k = \tau_k \dot{\vartheta}_k. \quad (4.7)$$

Kotno hitrost smo določili neposredno iz kinematičnih relacij (enačba (2.5)). Oceno navora pa moremo pridobiti na osnovi dinamičnih parametrov uda in znanih kotnih hitrosti ter translacijskih pospeškov posameznih segmentov, kar lahko neposredno pridobimo iz IME nameščenih na zgornji ud. Posledično teh veličin ni potrebno izračunavati iz kinematičnega modela. Translacijski pospešek masnega središča segmenta je določen kot

$$\ddot{\mathbf{p}}_{C_k}^k = \ddot{\mathbf{p}}_k^k + \dot{\boldsymbol{\omega}}_k^k \times \mathbf{r}_{IME_k, C_k}^k + \boldsymbol{\omega}_k^k \times (\boldsymbol{\omega}_k^k \times \mathbf{r}_{IME_k, C_k}^k), \quad (4.8)$$

kjer sta $\ddot{\mathbf{p}}_k^k$ in $\boldsymbol{\omega}_k^k$ translacijski pospešek ter kotna hitrost IME zapisana v koordinatnem sistemu opazovanega segmenta in je $\mathbf{r}_{IME_k, C_k}^k$ vektor, ki določa položaj IME glede na težišče segmenta. Kinematika zgornjega uda je specifična, saj v poenostavljenem modelu opazujemo sedem sklepov in le tri segmente (nadlaket, podlaket in roko). Predpostavimo, da preostale sklepe med seboj povezujejo brezmasni segmenti z dolžino nič. Parametre segmentov smo določili na podlagi antropometričnih preglednic [93].

Izračun sil in navorov v sklepih pričnemo v roki in nadaljujemo proti ramenskemu sklepu. Vektor sile v sklepu k , ki jo izvaja segment $k - 1$ na segment k , je

$$\mathbf{f}_k^k = \mathbf{R}_{k+1}^k \mathbf{f}_{k+1}^{k+1} + m_k \ddot{\mathbf{p}}_{C_k}^k, \quad (4.9)$$

kjer je m_k masa segmenta k . Vektor navora v sklepu k , ki ga izvaja sklep $k - 1$ na sklep k , je

$$\boldsymbol{\mu}_k^k = -\mathbf{f}_k^k \times (\mathbf{r}_{k-1,k}^k + \mathbf{r}_{k,C_k}^k) + \mathbf{R}_{k+1}^k \boldsymbol{\mu}_{k+1}^{k+1} + \mathbf{R}_{k+1}^k \mathbf{f}_{k+1}^{k+1} \times \mathbf{r}_{k,C_k}^k + \mathbf{I}_k^k \dot{\boldsymbol{\omega}}_k^k + \boldsymbol{\omega}_k^k \times (\mathbf{I}_k^k \boldsymbol{\omega}_k^k), \quad (4.10)$$

kjer sta $\mathbf{r}_{k-1,k}^k$ in \mathbf{r}_{k,C_k}^k vektorja, ki določata položaj sklepa k glede na sklep $k - 1$ in položaj težišča segmenta, \mathbf{I}_k^k pa predstavlja vztrajnostno matriko segmenta k . Vektorji in matrike v enačbah (4.8)-(4.10) so izraženi v lokalnem koordinatnem sistemu segmenta k .

Ker ne poznamo sil in navorov, ki delujejo na roko ob manipulaciji s predmeti (v roki nimamo senzorja sil in navorov), smo za oceno navorov v sklepih privzeli, da se roka prosto giblje brez interakcije z okoljem in objekti, torej $\mathbf{f}_{n+1}^{n+1} = 0$ ter $\boldsymbol{\mu}_{n+1}^{n+1} = 0$, kjer je $n = 7$ število obravnavanih sklepov zgornjega uda. Izračunani navori torej vključujejo predvsem kompenzacijo sile teže in pospeške zgornjega uda. Za analizo gibanja uda so pomembni predvsem navori, ki delujejo v osi sklepa, zato določimo skalarno vrednost navora v sklepu k kot

$$\tau_k = (\mathbf{R}_k^{k-1} \boldsymbol{\mu}_k^k) \cdot \mathbf{z}_0 + F_{vk} \dot{q}_k, \quad (4.11)$$

kjer sta \mathbf{z}_0 vektor osi sklepa, $\mathbf{z}_0 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T$, in F_{vk} parameter viskoznega dušenja v sklepu. Na podlagi izračunanega navora τ_k lahko oceno moči pridobimo iz enačbe (4.7).

Izračunali smo vsoto moči v izbranih sklepih k in po časovnih intervalih integrirali vrednosti ter izračunali kvante mehanske moči posameznega uda $PC_{(L,R)_i}$

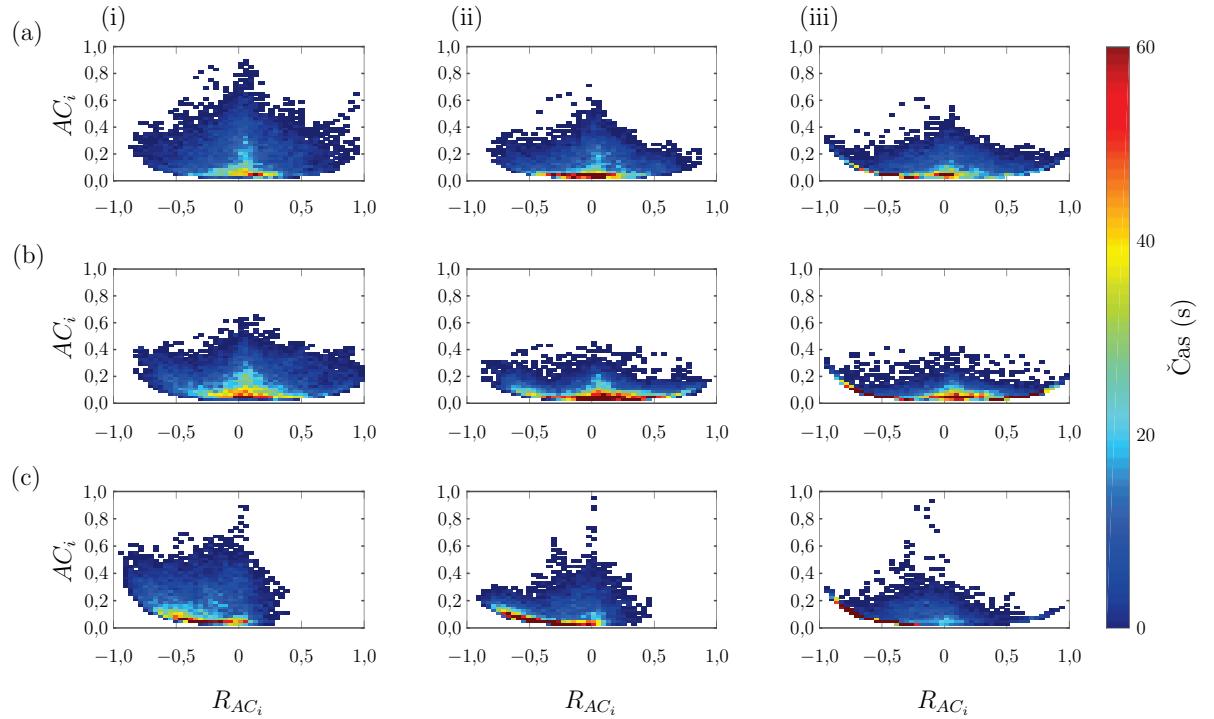
$$PC_{(L,R)_i} = \frac{1}{T} \int_{T_{i-1}}^{T_i} \sum_k P_k(t) dt. \quad (4.12)$$

Kvante mehanske moči PC_i obeh zgornjih udov smo izračunali kot vsoto PC_{L_i} in PC_{R_i} ter razmerje R_{PC_i} kot naravni logaritem količnika kvantov moči $PC_{(L,R)_i}$

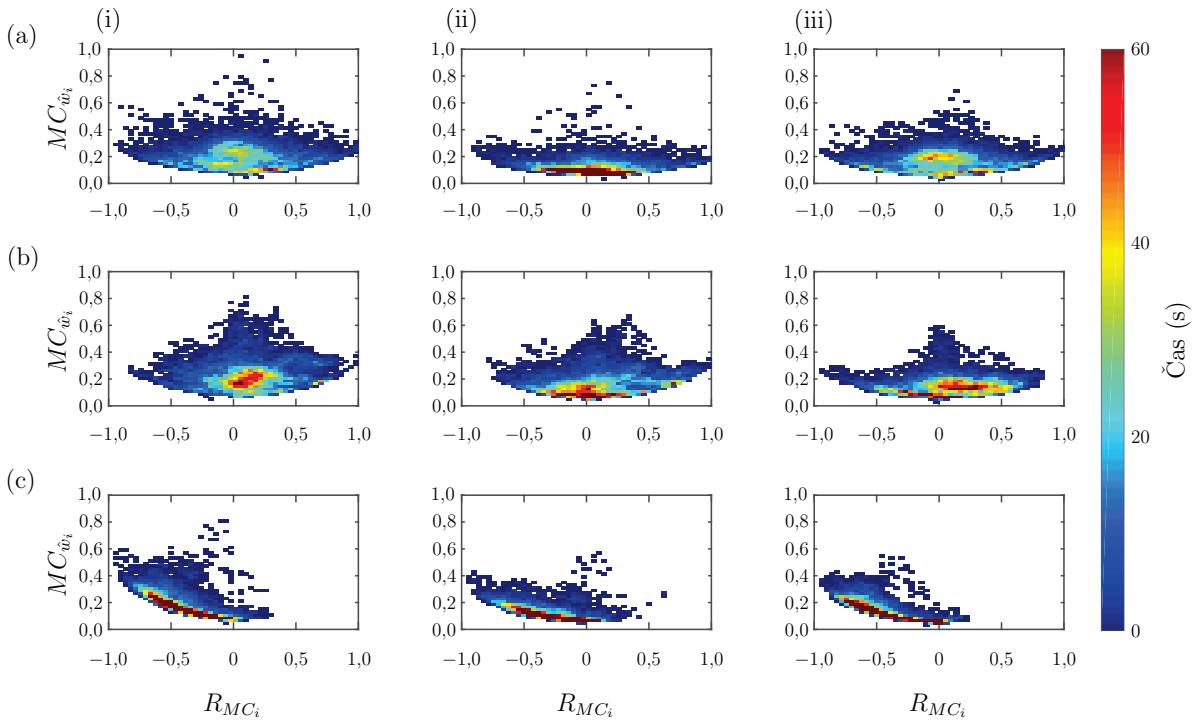
$$R_{PC_i} = \ln \frac{PC_{L_i} + 1}{PC_{R_i} + 1}. \quad (4.13)$$

4.2.3 Rezultati

Parametre bomo predstavili z rezultati gibanja dveh pacientov po možganski kapi, enega z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda ter enega z višjo stopnjo okvare zgornjega uda, in gibanjem ene zdrave osebe, rezultati vseh pacientov pa so v dodatku 6. Izbrali smo podatke zdravega preiskovanca (na slikah rezultatov v vrstici (a)), pacienta z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda (na slikah rezultatov v vrstici (b)) ter pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (na slikah rezultatov v vrstici (c)). Barva na grafih predstavlja časovno lestvico, kjer temnejše modre predstavljajo krajša časovna



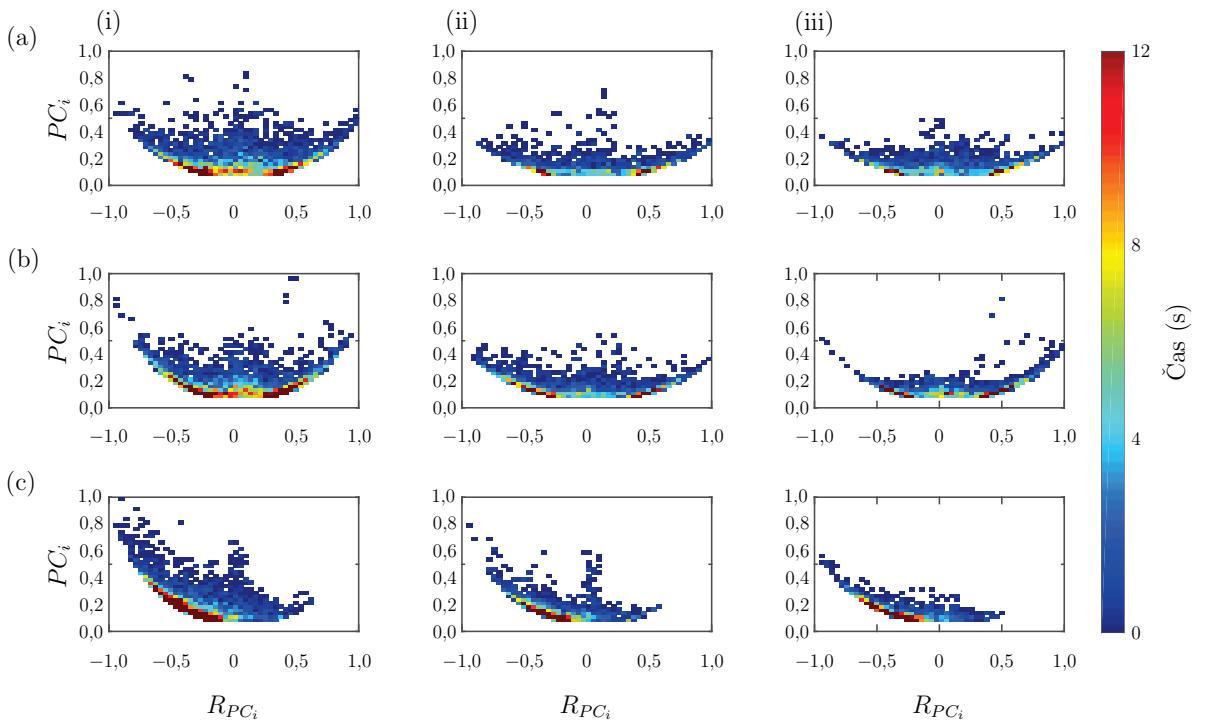
Slika 4.3: Kvanti aktivnosti zgornjih udov izračunani iz pospeškov pospeškometra (i), iz pospeškov z odštetim gravitacijskim pospeškom Zemlje \mathbf{g} (ii) ter iz pospeškov z odštetim gravitacijskim pospeškom Zemlje \mathbf{g} in odštetimi kvanti aktivnosti trupa (iii) za zdravo osebo (a), pacienta po možganski kapi z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda (b) ter pacienta po možganski kapi z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (c).



Slika 4.4: Kvanti mišične aktivnosti obeh zgornjih udov $MC_{\hat{w}_i}$ v odvisnosti od razmerja $R_{MC_{\hat{w}_i}}$ za vseh osem elektrod(i), za skupino fleksorjev (ii) ter skupino ekstenzorjev (iii) za zdravo osebo (a), pacienta po možganski kapi z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda (b) ter pacienta po možganski kapi z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (c).

obdobja, rdeča pa daljša. Razmerje blizu 0 predstavlja gibe, ko je dejavnost leve in desne roke podobna po velikosti.

Slika 4.3 predstavlja tri možnosti opisane predstavitev kvantov aktivnosti levega in desnega zgornjega uda. Za primerljive rezultate med preiskovanci smo razmerje kvantov aktivnosti levega in desnega uda R_{AC_i} izračunali glede na dominantni (neokvarjen) ud ter smo vedno vzeli količnik nedominantnega (okvarjenega) zgornjega uda z dominantnim (neokvarjenim) zgornjim udom. Za graf na sliki 4.3(i) smo uporabili vrednosti pospeškov iz pospeškometra s hrbtnne strani roke, kot so predlagali avtorji v [89]. Za primerjavo smo izračunali kvante aktivnosti zgornjih udov AC_i ter razmerje kvantov aktivnosti levega in desnega zgornjega uda R_{AC_i} iz pospeškometrov z odštetim gravitacijskim pospeškom Zemlje \mathbf{g} (upoštevali smo samo dinamični pospešek kot rezultat dejavnosti pacienta), kar prikazuje slika 4.3(ii), ter kvante aktivnosti obeh zgornjih udov AC_i ter razmerje kvantov aktivnosti levega in desnega zgornjega uda R_{AC_i} iz pospeškometrov z odštetim gravitacijskim pospeškom Zemlje \mathbf{g} in odštetimi



Slika 4.5: Kvanti mehanske moči PC_i v sklepih zgornjih udov glede na skupno moč v sklepih (i), moč v ramenskem sklepu (ii), ter skupno moč sklepa komolca ter pronacije in supinacije zapestja (iii) za zdravo osebo (a), pacienta po možganski kapi z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda (b) ter pacienta po možganski kapi z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (c).

kvanti aktivnosti, ki smo jih izračunali iz IME na prsnici, kar prikazuje slika 4.3(iii). S tem smo izločili vpliv gibanja trupa. Višja vrednost AC_i nakazuje višjo intenzivnost dvoročnih dejavnosti, medtem ko barva ponazarja skupni čas v sekundah za določeno kombinacijo parametrov AC_i ter R_{AC_i} .

Slika 4.4(i) predstavlja kvante EMG izračunane iz vseh osmih elektrod, slika 4.4(ii) za skupino fleksorjev ter 4.4(iii) za skupino ekstenzorjev prstov in zapestja.

Slika 4.5(i) prikazuje kvante mehanske moči v vseh sklepih, slika 4.5(ii) v ramenskem sklepu (fleksija in ekstenzija, abdukcija in addukcija ter notranja in zunana rotacija rame), slika 4.5(iii) pa prikazuje kvante mehanske moči v komolcu ter pronaciji in supinaciji zapestja. Slika 4.5(a) predstavlja kvante moči zdrave osebe, 4.5(b) pacienta po možganski kapi z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda ter 4.5(c) pacienta po možganski kapi z višjo stopnjo okvare zgornjega uda. Barva na grafih predstavlja časovno lestvico, kjer temnejše modre predstavljajo krajsa časovna obdobja, rdeča pa daljša.

4.2.4 Razprava

Zaradi majhnega števila preiskovancev in nestrukturiranih nalog (preiskovanci so izvajali naloge kot v vsakodnevni življenju), ni bilo mogoče izvesti statistične primerjave med različnimi skupinami. Interpretacija rezultatov se osredotoča na iskanje razlik med posameznimi preiskovanci. Statistična značilnost razlik pa ni potrjena.

Stolpec 4.3(i) kaže večji raztros kvantov aktivnosti zgornjih udov kot stolpca 4.3(ii) in 4.3(iii). Če ne odštejemo gravitacijskega pospeška, je torej aktivnost zgornjih udov nepravilno določena, saj je del aktivnosti mogoče pripisati gravitacijskemu pospešku. Razlika med stolpcema 4.3(ii) in 4.3(iii) je na prvi pogled manj očitna, kar pomeni, da aktivnost trupa ne prispeva bistveno k oceni aktivnosti zgornjih udov. Vseeno pa lahko predvsem za pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (c) ugotovimo minimalno aktivnost prizadetega uda (iii), ki je brez upoštevanja gibanja trupa ni zaznati (ii). Iz rezultatov v vrsticah 4.3(a) in 4.3(b) ne ločimo med zdravo osebo in pacientom z nižjo stopnjo okvare uda. Za pacienta lahko ugotovimo le nižjo intenzivnost gibov, ne pa tudi nesimetrije. Za pacienta z višjo stopnjo okvare je izris kvantov aktivnosti 4.3(c) nagnjen v levo smer in nakazuje, da je neokvarjena roka bistveno bolj dejavna, kar je mogoče interpretirati kot pretežno izvajanje enoročnih gibov. Rdeča barva ponazarja časovno lestvico in je na vseh grafih prikazana pri nižji vrednosti intenzivnosti kvantov aktivnosti, pri čemer je za pacienta z višjo stopnjo okvare zamaknjena v levo, za ostala dva preiskovanca pa je pretežno simetrično porazdeljena.

Podobno obliko kot prikaz kvantov aktivnosti, ima tudi prikaz kvantov mišične aktivnosti na sliki 4.4. Simetrija prikaza je najbolj izražena za vse mišične skupine zdrave osebe (slika 4.3(a)). Simetrija je opazna ne glede na to ali opazujemo skupno mišično aktivnost ali le aktivnost fleksorjev oziroma ekstenzorjev. Za pacienta z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda (slika 4.3(b)) je simetrija opazna za skupno mišično aktivnost (i) ter za skupino fleksorjev (ii). V skupini ekstenzorjev, ki je običajno najbolj prizadeta po možganski kapi, se vidi delna asimetrija (iii). Asimetrija je zelo izražena za pacienta z višjo stopnjo okvare (slika 4.3(c)). Za pacienta lahko ugotovimo, da okvarjenega uda ne uporablja za namen prijemanja in manipulacije. Posledično mora opraviti več nalog z neokvarjenim udom, kar se kaže kot daljši interval aktivne uporabe neokvarjenega uda (intenzivna rdeča barva zamaknjena v levo). Ukrivljjenost barvnega prikaza je najbolj jasna pri 4.4(c) in nakazuje, da pacient pri dejavnostih, kjer je skupna vrednost $R_{AC_{\hat{w}_i}}$ višja, uporablja vedno bolj neokvarjen ud.

Čeprav smo za oceno moči uporabili zelo poenostavljen približek, ki ne upošteva sil interakcije z okolico (tudi ne dejstva, da lahko ud počiva na mizi), lahko ugotovimo, da prikaz kvantov mehanski moči sledi obliki prikazov kvantov aktivnosti in mišične aktivnosti. Pacient z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (slika 4.5(c)) ima najbolj asimetrično obliko prikaza kvantov mehanske moči v primerjavi z rezultati zdrave osebe in pacienta z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda. Višje kvantov mehanske moči zdrava oseba (slika 4.5(a)) in pacient z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda (slika 4.5(b)) dosežeta pri razmerju 0, torej ko sta dejavnna oba zgornja uda, medtem ko višje vrednosti mehanske moči pacient z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (slika 4.5(c)) doseže pri aktivnosti neokvarjenega zgornjega uda (razmerje obeh udov doseže najbolj negativno vrednost). Zdrave osebe in pacient z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda uporabljalata enakovredno proksimalne in distalne sklepe obeh udov, pacient z višjo stopnjo okvare zgornjega uda pa ima težave tako v proksimalnih kot distalnih sklepih okvarjenega uda.

4.3 Analiza dejavnosti zgornjih udov na osnovi segmentacije gibanja

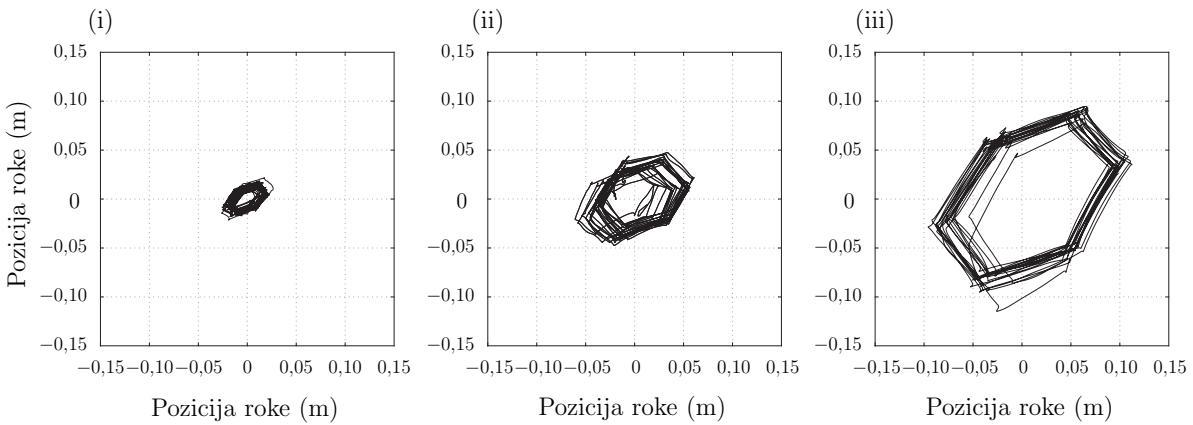
V daljšem časovnem obdobju oseba zgornja uda ne uporablja v vsakem trenutku. Časovna kvantizacija s kvantom 0,25 s ne omogoča analize celotnih zaključenih gibov, kar pa je pomembno iz vidika funkcije. Osnovni cilj analize gibanja zgornjih udov med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti je primerjava gibanja levega in desnega zgornjega uda in ugotavljanje dvoročnega gibanja. V prvem koraku smo z metodo segmentacije razdelili gibanje med dolgotrajnimi meritvami na posamezne gibe, znotraj katerih smo nato izračunali parametre za ocenjevanje gibalnih sposobnosti.

4.3.1 Segmentacija gibanja

Celotno trajektorijo roke $\mathbf{p}(t)$ smo preko spremembe v smeri gibanja in sprememb hitrosti rok razdelili na krajše intervale, kot je opisano v poglavju 3.3.1.

Pri analizi gibanja med izvajanjem kliničnih testov nas je v časovnem trenutku zanimalo gibanje le enega zgornjega uda naenkrat, saj z uporabljenima kliničnima testoma večinoma ocenjujemo enoročno gibanje. Z metodo segmentacije razdelimo dolgotrajno gibanje med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti na M gibov.

Za ugotavljanje veljavnosti metode segmentacije gibanja smo definirali test, kjer



Slika 4.6: Prepotovana pot roke med večkratnim zaporednim risanjem obsega pravilnega šestkotnika z dolžino osnovne stranice 20 mm (i), 50 mm (ii) ter 100 mm (iii).

je zdравi preiskovanec sedel za mizo, na kateri je imel list z narisanimi pravilnimi šestkotniki. S svinčnikom v roki je sledil stranicam narisanega pravilnega šestkotnika. To je ponovil pri različnih dolžinah osnovnih stranic šestkotnika (20 mm, 50 mm in 100 mm) ter med izvedbo tudi spremjal hitrost roke. Kinematiko zgornjega uda smo izračunali relativno na trup, zato smo bili posebej pozorni, da trupa tekom meritve ni premikal. Med risanjem smo za kasnejšo referenco pri samodejni segmentaciji gibanja šteli kolikokrat je potegnil ravno črto preko narisane stranice šestkotnika. Kot med sosednjima stranicama pravilnega šestkotnika je 120° , s čimer smo tudi preverili zaznavanje spremembe smeri gibanja, ki je uporabljen kot eden od kriterijev za segmentacijo gibanja. Dolžina stranice 20 mm je na meji ločljivosti uporabljenega merilnega sistema (1° napake meritve v ramenskem sklepu predstavlja napako reda velikosti 20 mm na koncu zgornjega uda).

Slika 4.6 prikazuje opisano gibanje v transverzalni ravnini. Metoda segmentacije omogoča izbiro krajše dolžine giba. Gibanje s svinčnikom po obsegu šestkotnika z najmanjšo dolžino stranice 20 mm prikazuje slika 4.6(i), kjer je preiskovanec izvedel 186 gibov. Z metodo segmentacije smo dobili rezultat $M = 172$. Meritev pri dolžini 50 mm osnovne stranice pravilnega šestkotnika je predstavljena na sliki 4.6(ii), kjer je preiskovanec izvedel 120 gibov in z metodo segmentacije smo dobili rezultat $M = 121$. Enako smo ponovili pri najdaljši dolžini 100 mm osnovne stranice pravilnega šestkotnika, ki je predstavljena na sliki 4.6(iii), kjer je izvedel 120 gibov in smo z metodo segmentacije dobili rezultat $M = 124$. Pri metodi segmentacije izberemo najmanjšo dolžino giba, ki jo želimo zaznati. S tem smo tudi dokazali, da je metoda segmentacija uporabna pri krajših gibih, če jih želimo analizirati. Za analizo gibanja

zgornjih udov med vsakodnevnimi dejavnostmi smo določili najmanjšo dolžino giba, ki nas zanima, 50 mm. Krajši gibi so lahko nezavedni gibi ali so gibi, ko se giblje zgolj trup (primer sedenja na stolu, ko premikamo zgolj trup) in zaradi poenostavitev kinematičnega modela človeka vodi do napak v izračunu pozicije rok.

4.3.2 Dolžina poti giba roke

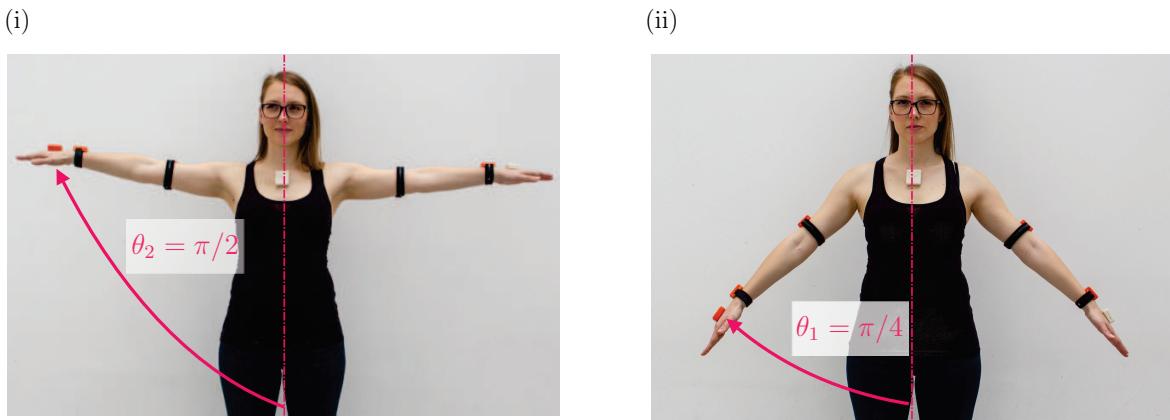
Segmentacijo gibanja smo uporabili za analizo gibanja in ne za razpoznavanje vsakodnevnih dejavnosti. Pri nekaterih raziskavah na temo analize vsakodnevnih dejavnosti raziskovalci računajo kinematične parametre po časovnih intervalih oziroma s časovno omejitvijo gibanja [80,94,95], nekateri pa v analizo združijo časovne intervale ter premik roke [96].

Vsakodnevne dejavnosti so sestavljene iz dvoročnih in enoročnih gibov. S primerjavo dolžin gibov ene in druge roke lahko ugotovimo, katera opravi daljše gibe ali več gibanja. Dolžino poti gibanja $L_{m_{UAF,AF}}$ smo izračunali po enačbi (3.2), kjer indeks m predstavlja gib znotraj trajektorije gibanja roke ter indeks UAF dominanten (neokvarjen) zgornji ud in indeks AF nedominanten (okvarjen) zgornji ud. Dolžino poti gibanja smo izračunali med časom začetka T_{o_m} in časom konca T_{t_m} giba m . Za primerjavo gibanja obeh zgornjih udov smo izračunali naravni logaritem količnika dolžin poti giba

$$R_{L_m} = \ln \frac{L_{m_{UAF}}}{L_{m_{AF}}}. \quad (4.14)$$

4.3.3 Ocena gibanja glede na dolžino poti giba dominantne roke

Parameter dolžine poti giba roke med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti uporablja pri določevanju kakovosti gibanja [96]. Glede na dolžino poti giba roke dominantnega (neokvarjenega) zgornjega uda smo gibe m razdelili v tri podskupine. Deli, kjer je dolžina poti giba dominantne (neokvarjene) roke krajsa od 0,1 m in jih bomo imenovali *kratki gibi*, dele, kjer je dolžina poti giba dominantne (neokvarjene) roke med 0,1 m in 0,4 m in jih bomo imenovali *srednje dolgi gibi*, ter dele, ko je dolžina poti giba dominantne (neokvarjene) roke daljša od 0,4 m in jih bomo imenovali *dolgi gibi*.



Slika 4.7: Slikovni prikaz kotov θ_1 in θ_2 za oceno gibanja glede na višino roke.

4.3.4 Ocena gibanja glede na pozicijo roke po višini

Med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti izvajamo gibe na različnih višinah. Predvsem osebe, katere ramenski sklep omejuje pri gibanju zgornjega uda, imajo težave pri dejavnostih na višjih legah. Dolgotrajno gibanje smo razdelili v tri podskupine (*nivoje*) glede na kot odklona roke od telesa (slika 4.7). Nivoje smo določili z višinama h_1 in h_2 , ki smo ju izračunali glede na $\theta_{1,2}$ po enačbi

$$h_x = L \cos \theta_x, \quad (4.15)$$

kjer L predstavlja vsoto dolžin segmentov zgornjega uda,

$$L = L_U + L_F + L_H, \quad (4.16)$$

x pa indeks 1 ali 2. Prvi *nivo* predstavlja višino nižje od h_1 , drugi *nivo* višino med h_1 in h_2 , ter tretji *nivo* višino nad h_2 . Kota θ sta prikazana na sliki 4.7.

4.3.5 Koti v sklepih

Z uporabo sedmih IME smo iz kinematike izračunali tudi kote v sklepih. Ramenski sklep je pomemben za večino gibov in pri okvarjenem zgornjem udu zelo zavira gibanje v delovnem prostoru, ki je oddaljen v katerikoli ravnini (sagitalni, frontalni ali transverzalni). Ramenski obroč omogoča tri gibe (fleksija in ekstenzija rame, abdukcija in addukcija rame ter notranja in zunanja rotacija rame). Običajno gibanje ramenskega sklepa vključuje vse tri, ampak fleksija in ekstenzija rame ter abdukcija in addukcija rame bolj določata potreben navor v sklepu, zato smo namesto ϑ_1 in ϑ_2 vpeljali kot

med trupom in nadlahtnico

$$\vartheta_{(1,2)} = \arctan\left(-\frac{\sqrt{x_E^2 + y_E^2}}{z_E}\right), \quad (4.17)$$

kjer so x_E, y_E in z_E pozicije komolca, ki smo jih izračunali iz lege komolca (enačba (2.3)). Ostali koti v sklepih so definirani z enačbo (2.6).

Dolgotrajno gibanje zgornjih udov smo razdelili na gibe m glede na spremembo smeri in hitrosti roke, zato smo namesto integracije hitrosti v sklepih $\dot{\vartheta}$ izračunali spremembo posameznega kota v sklepu znotraj giba m kot

$$\vartheta_{(L,R),j_m} = \vartheta_{(L,R),j_{o_m}} - \vartheta_{(L,R),j_{t_m}}, \quad (4.18)$$

oziroma

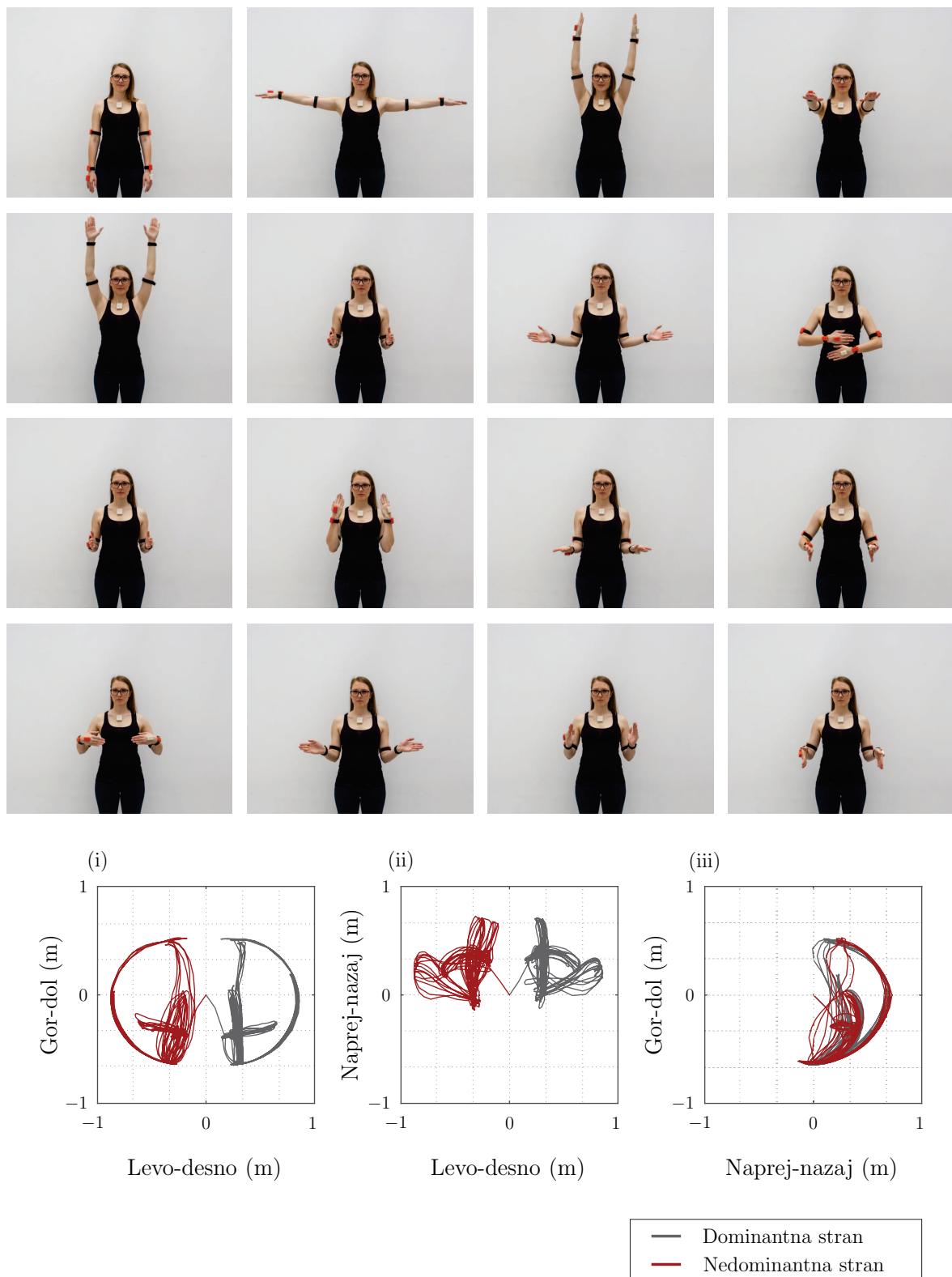
$$\vartheta_{(1,2)_{(L,R)_m}} = \vartheta_{(1,2)_{(L,R)_{o_M}}} - \vartheta_{(1,2)_{(L,R)_{t_M}}}, \quad (4.19)$$

kjer indeksa (L,R) predstavljata levo oziroma desno stran, j zaporedno številko kota v sklepu, $\vartheta_{(L,R),j_{o_M}}$ oziroma $\vartheta_{(1,2)_{(L,R)_{o_M}}}$ kot na začetku giba m ter $\vartheta_{(L,R),j_{t_M}}$ oziroma $\vartheta_{(1,2)_{(L,R)_{t_M}}}$ kot na koncu giba m .

4.3.6 Ocenjevanje koordinacije gibanja zgornjih udov

Za ocenjevanje koordinacije gibanja obeh zgornjih udov smo izbrali štiri parametre in jih združili v en parameter koordinacije gibanja κ : Pearsonov linearne korelacijski koeficient PCC , Fréchetova razdalja F , razmerje varianc R_V in razmerje dolžine prepotovane poti roke R_{L_m} znotraj giba m .

Pearsonov linearni korelacijski koeficient PCC smo izračunali med hitrostjo dominantne (neokvarjene) in nedominantne (okvarjene) roke. Fréchetovova razdalja je merilo podobnosti med dvema krivuljama, ki upošteva pozicijo in zaporedje točk na krivulji. Boljšo predstavo o Fréchetovovi razdalji med dvema krivuljama dobimo iz naslednje prisopodobe: naj pes stoji na začetku ene krivulje, njegov lastnik pa na začetku druge. Lastnik vodi psa na povodcu po prvi krivulji, sam pa se giblje po drugi, pri čemer se oba lahko premikata le naprej, dokler ne prideta do končne točke svoje krivulje. Tedaj je Fréchetovova razdalja najkrajša dolžina povodca, ki omogoča, da se pes in njegov lastnik premakneta od začetka do konca svojih krivulj v navedenih omejitvah [97]. Izračunali smo jo med krivuljama hitrosti dominantne (neokvarjene) in nedominantne (okvarjene) roke po definiciji v [17].



Slika 4.8: Slikovni prikaz simetričnega gibanja zgornjih udov zdravega preiskovanca s pripadajočimi trajektorijami rok na frontalni (i), transverzalni (ii) in sagitalni (iii) ravnini. Črna barva predstavlja pozicijo dominantne, rdeča pa pozicijo nedominantne roke.

Varianco V , ki je merilo statistične razpršenosti določene spremenljivke smo izračunali kot

$$V_{AF,UAF} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N |v_i - \mu|^2, \quad (4.20)$$

kjer je μ definiran kot

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_i, \quad (4.21)$$

N predstavlja število vzorcev, v pa predstavlja hitrost. Razmerje varianc, ki smo ga uporabili kot enega od parametrov za določanje koordinacije gibanja, smo izračunali kot

$$R_V = \ln \frac{V_{UAF}}{V_{AF}}, \quad (4.22)$$

kjer indeksa UAF predstavlja dominanten (neokvarjen) zgornji ud, AF pa nedominantan (okvarjen) zgornji ud.

Kot zadnji uporabljen parameter za določanje koordinacije gibanja smo izbrali razmerje dolžine prepotovane poti roke R_{L_m} znotraj giba m , ki smo ga izračunali po enačbi (4.14).

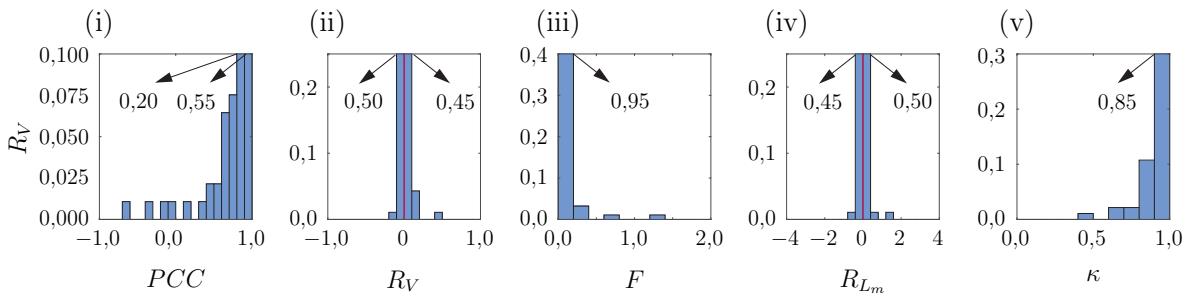
Parameter koordiniranega gibanja izračunamo kot

$$\kappa = 1 - \frac{1}{4} \left(\frac{PCC}{\alpha_{PCC}} + \frac{F}{\alpha_F} + \frac{R_V}{\alpha_{R_V}} + \frac{R_{L_m}}{\alpha_{R_{L_m}}} \right), \quad (4.23)$$

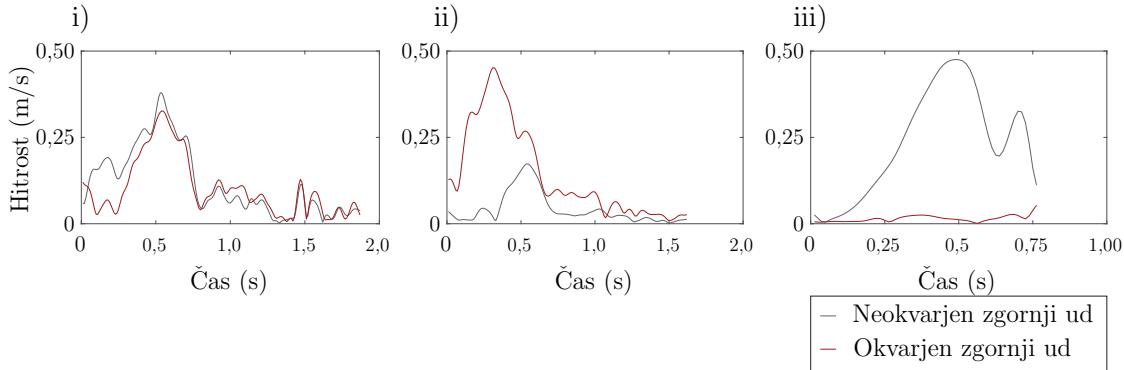
kjer α označuje utež posameznega parametra. Uteži so izbrane glede na 95 percentil izmerjenih parametrov za vse preiskovance in so $\alpha_{PCC} = 2$, $\alpha_F = 1,4$ m, $\alpha_{R_V} = 6,5$ ter $\alpha_{R_{L_m}} = 3$.

Slika 4.8 predstavlja koordinirano gibanja zgornjih udov zdrave osebe s pripadajočimi trajektorijami rok na treh ravninah (frontalni, transverzalni in sagitalni). Trajektorije roke smo izračunali glede na IME na prsnici. Skupaj s slikami na zgornjem delu slike vidimo prikaz skrajnega delovnega prostora roke.

Slika 4.9 prikazuje parametre koordinacije gibanja za simetrično gibanje predstavljeno na sliki 4.8. S parametrom κ lahko določimo koordinacijo gibanja zgornjih udov. Vrednost κ pove koliko sta giba leve in desne roke usklajena. Slika 4.10 prikazuje hitrosti treh reprezentativnih primerov gibov m pacienta z nižjo stopnjo okvare za različne vrednosti parametra κ . Oceno koordinacije gibov zgornjih udov smo razdelili v tri področja: koordinirani gibi z vrednostjo $\kappa > 0,7$, zmerno koordinirani gibi z vrednostjo $0,4 > \kappa \geq 0,7$, ter nekoordinirani gibi z vrednostjo $\kappa \leq 0,4$.



Slika 4.9: Stolpec (i) predstavlja linearni korelacijski koeficient PCC , (ii) razmerje varianc R_V , (iii) Fréchet razdaljo F , (iv) razmerje dolžin poti roke R_{L_m} ter (v) parameter koordinacije gibanja zgornjih udov κ zdravega preiskovanca za dejavnosti prikazane na sliki 4.8. Rdeča navpična črta označuje mejo razmerja dominantnega (neokvarjenega) in nedominantnega (okvarjenega) zgornjega uda.



Slika 4.10: Reprezentativni primeri koordiniranih gibov pacienta z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda za $\kappa = 0,95$ (i), $\kappa = 0,60$ (ii) ter $\kappa = 0,25$ (iii). Črna barva predstavlja pozicijo neokvarjene roke, rdeča pa pozicijo okvarjene roke.

4.3.7 Mišična aktivnosti

Mišično aktivnost $\hat{w}_{(L,R)m}$ smo izračunali na podlagi EMG signalov, kjer smo upoštevali vseh osem elektrod in smo skupno vrednost izračunali kot koren kvadrata posameznih vrednosti iz elektrod za vsak gib m po enačbi

$$\hat{w}_{(L,R)m} = \frac{1}{T_m} \int_{T_{om}}^{T_{tm}} \sqrt{\sum_{n=1}^8 w_n^2(t)} dt. \quad (4.24)$$

$w_n(t)$ v enačbi predstavlja vrednost iz elektrode n . $\hat{w}_{(L,R)m}$ smo izračunali posebej za levo in desno roko (indeksa L,R) in glede na dominanten (neokvarjen) zgornji ud smo izračunali naravni logaritem količnika mišične aktivnosti obeh zgornjih udov za vsak

gib m

$$R_{\hat{w}_m} = \ln \frac{\hat{w}_{(AF)_m}}{\hat{w}_{(UAF)_m}}. \quad (4.25)$$

Indeks UAF smo uporabili za dominanten (neokvarjen), AF pa za nedominanten (okvarjen) zgornji ud.

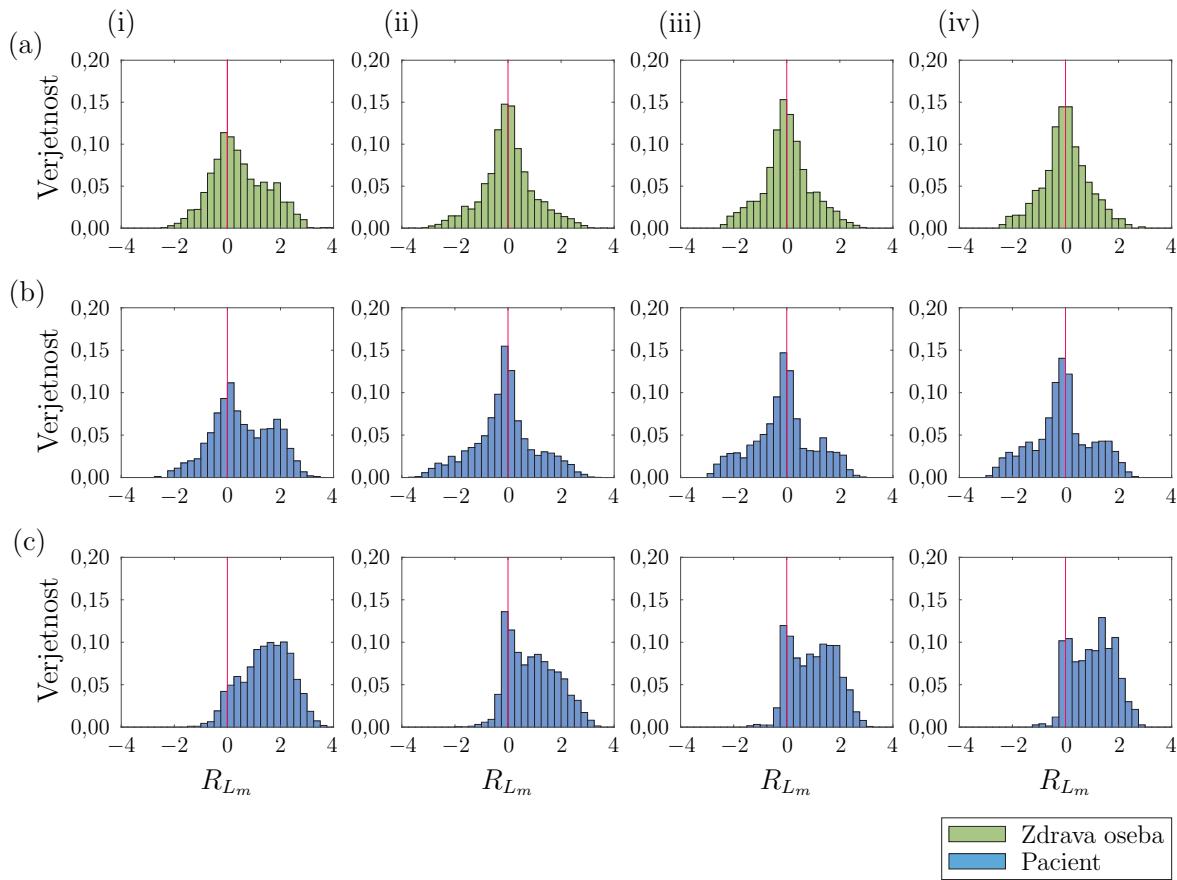
4.4 Rezultati

Parametre bomo predstavili z rezultati gibanja dveh pacientov po možganski kapi, enega z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda ter enega z višjo stopnjo okvare zgornjega uda, in gibanjem ene zdrave osebe. Rezultati vseh pacientov so v dodatku 6. Vsi preiskovanci so imeli na voljo enake naloge (slika 4.1 in so prejeli enaka navodila za izvajanje meritev (ni določen vrstni red izvajanja nalog, če naloge zaradi gibalnih omejitev zgornjih udov pacient ni zmogel, je ni izvedel). Po segmentaciji gibanja zgornjih udov smo dobili različno število gibov M , znotraj katerih smo izračunali ocenjevalne parametre dvoročnega gibanja zgornjih udov.

Slika 4.11 prikazuje naravni logaritem količnika dolžin giba roke znotraj giba m , ki smo ga izračunali najprej z metodo segmentacije dolgotrajnega gibanja (slika 4.11(i)), nato glede na časovne intervale: 1 s (slika 4.11(ii)), 3 s (slika 4.11(iii)) ter 5 s (slika 4.11(iv)). Razmerje dolžin blizu 0 pomeni, da je dolžina gibov leve in desne roke podobna. Pozitivno razmerje dolžin pomeni, da je dolžina giba dominantne (neokvarjene) roke daljša od nedominantne (okvarjene) in obratno velja za negativno razmerje. Višja razmerja pomenijo večjo razliko med dolžinami gibov ene in druge roke.

Slika 4.12 predstavlja štiri stolpične diagrame, kjer vsak predstavlja naravni logaritem količnika dolžin gibov obeh rok. Na sliki 4.12(i) smo prikazali razmerja vseh dolžin gibov. Gibe po segmentaciji gibanja smo ločili na tri skupine: na skupino, ko je $L_{m_{UAF}} < 0,1$ m (slika 4.12(ii)), na skupino ko je $0,1 < L_{m_{UAF}} < 0,4$ m (slika 4.12(iii)) ter na skupino, ko je $L_{m_{UAF}} > 0,4$ m (slika 4.12(iv)). Pri metodi segmentacije gibanja nismo upoštevali gibov krajsih od 0,05 m. Vrednosti razmerja dolžin blizu 0, ki jih poddarja rdeča navpična črta, pomenijo, da je dolžina gibov leve in desne roke podobna.

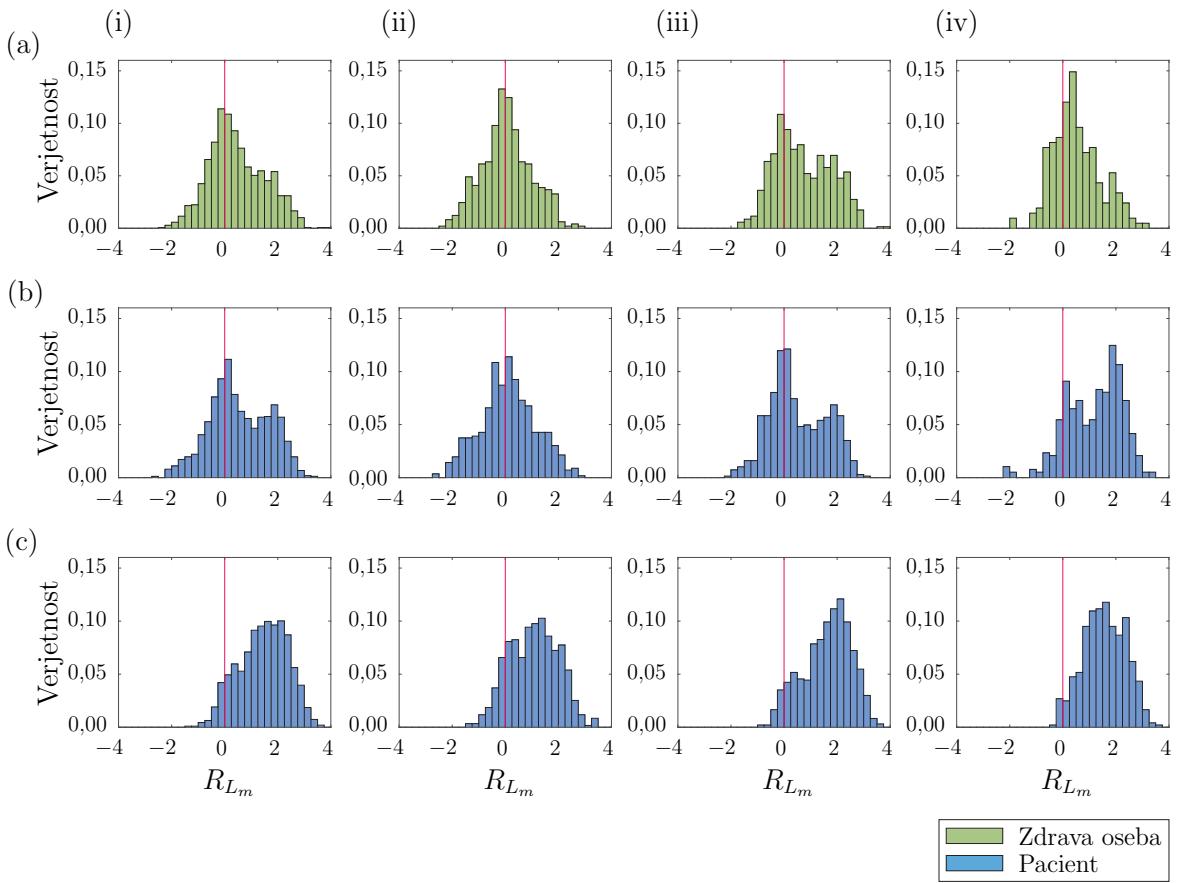
Znotraj giba smo v vsakem trenutku izračunali višino obeh rok. Gibi, ko je višina roke v več kot 50 % časa segala v najvišji nivo, izračunan glede na kot θ_2 , so združeni v stolpičnih diagramih na sliki 4.13(i). Med ostalimi gibi smo na sliki 4.13(ii) združili



Slika 4.11: Razmerje dolžin gibov dominantnega (neokvarjenega) zgornjega uda z nedominantnim (okvarjenim) zgornjim udom. Stolpci predstavljajo razmerje dolžin gibov z različnimi metodami segmentacije gibov: (i) predstavlja opisano metodo segmentacije, (ii) gibe razdeljene na vsako sekundo meritve, (iii) gibe razdeljene na vsake tri sekunde in (iv) vsakih pet sekund, za zdravo osebo (a), pacienta po možganski kapi z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda (b) in pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (c). Rdeča navpična črta označuje mejo razmerja dominantnega (neokvarjenega) in nedominantnega (okvarjenega) zgornjega uda.

gibe, ko je višina roke v več kot 50 % časa segala v srednji nivo, omejen s kotoma θ_1 in θ_2 . Ostali gibi so združeni na sliki 4.13(iii). V dvojici stolpcev levi stolpci predstavljajo rezultat dominantnega (neokvarjenega) uda, desni pa nedominantnega (okvarjenega). Nad stolpcem so zapisane pripadajoče mediane dolžin gibov L_m .

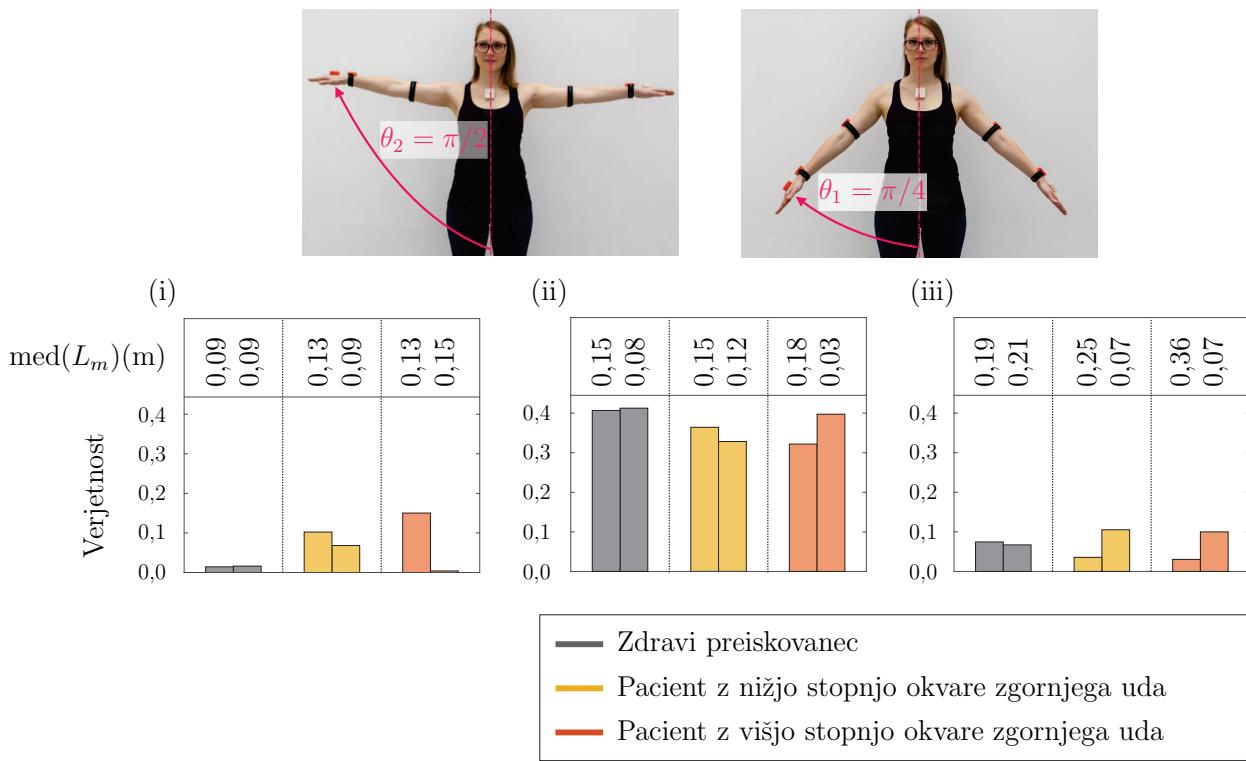
Slika 4.14 prikazuje kote v sklepih ϑ_i . Stolpec na sliki 4.14(i) prikazuje obseg kotov $\vartheta_{(1,2),3,4,5,6,7}$. Vsak kot je prikazan v dveh škatlastih diagramih. Levi škatlasti diagrami znotraj gibov razdeljenih z navpično črto predstavljajo kote dominantnega (neokvarje-



Slika 4.12: Logaritem razmerja dolžin gibov dominantnega (neokvarjenega) zgornjega uda z nedominantnim (okvarjenim) zgornjim udom: (i) predstavlja razmerje za vse dolžine gibov roke, (ii) gibe m , kjer je dolžina giba dominantnega (neokvarjenega) uda $L_{m_{UAF}} < 0,1$ m, (iii) gibe m , kjer je dolžina prepotovane poti roke dominantnega (neokvarjenega) uda $L_{m_{UAF}}$ med 0,1 m in 0,4 m ter (iv) gibe m , kjer je dolžina prepotovane poti roke dominantnega (neokvarjenega) uda $L_{m_{UAF}}$ daljša od 0,4 m, za zdravo osebo (a), pacienta po možganski kapi z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda (b) in pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (c). Rdeča navpična črta označuje mejo razmerja dominantnega (neokvarjenega) in nedominantnega (okvarjenega) zgornjega uda.

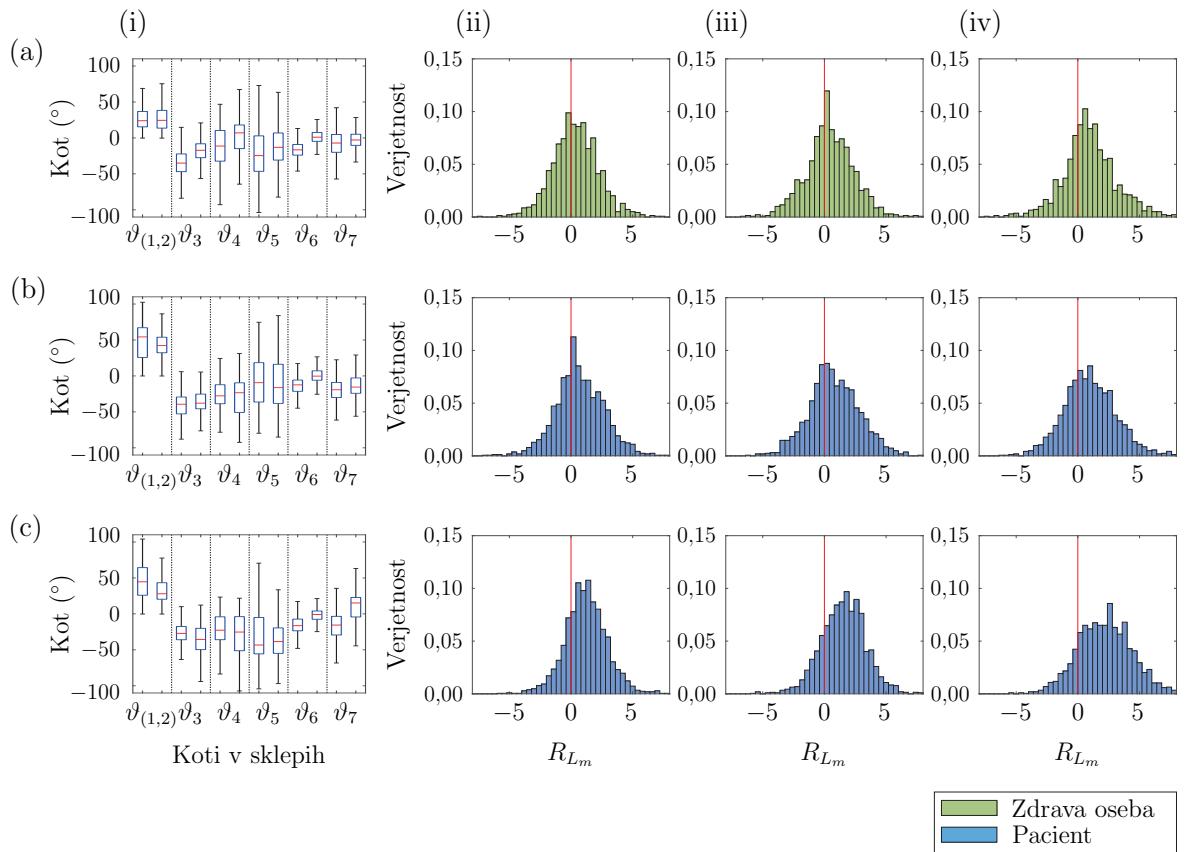
nega) zgornjega uda, desni pa kote nedominantnega (okvarjenega) zgornjega uda. Kot 0° na sliki 4.14(i) predstavlja orientacijo sklepov zgornjih udov, kot smo jo predstavili na sliki 2.11. Trije stolpični diagrami na desni strani slike 4.14 predstavljajo naravni logaritem količnika sprememb kotov $\vartheta_{(1,2)(L,R)_m}$ (slika 4.14(ii)), $\vartheta_{(4)(L,R)_m}$ (slika 4.14(iii)) ter $\vartheta_{(7)(L,R)_m}$ (slika 4.14(iv)).

Slika 4.15 predstavlja štiri parametre, ki smo jih izračunali in združili v parame-



Slika 4.13: Stolpec i) predstavlja gibe, ko je višina roke več kot polovico vzorcev znotraj giba m višje meje, ki jo določa kot θ_2 , ii) gibe, ko je višina roke več kot polovico vzorcev znotraj giba m med višinama, ki jo določata kota θ_1 in θ_2 , iii) pa gibe, ko je višina roke pod višino, ki jo določa kot θ_1 . Levi stolpec v dvojici stolpcev predstavlja dominantni (neokvarjen) ud, desni pa nedominantnega (okvarjenega). Vrednosti na vrhu predstavljajo mediano dolžin giba L_m za pripadajoči stolpec.

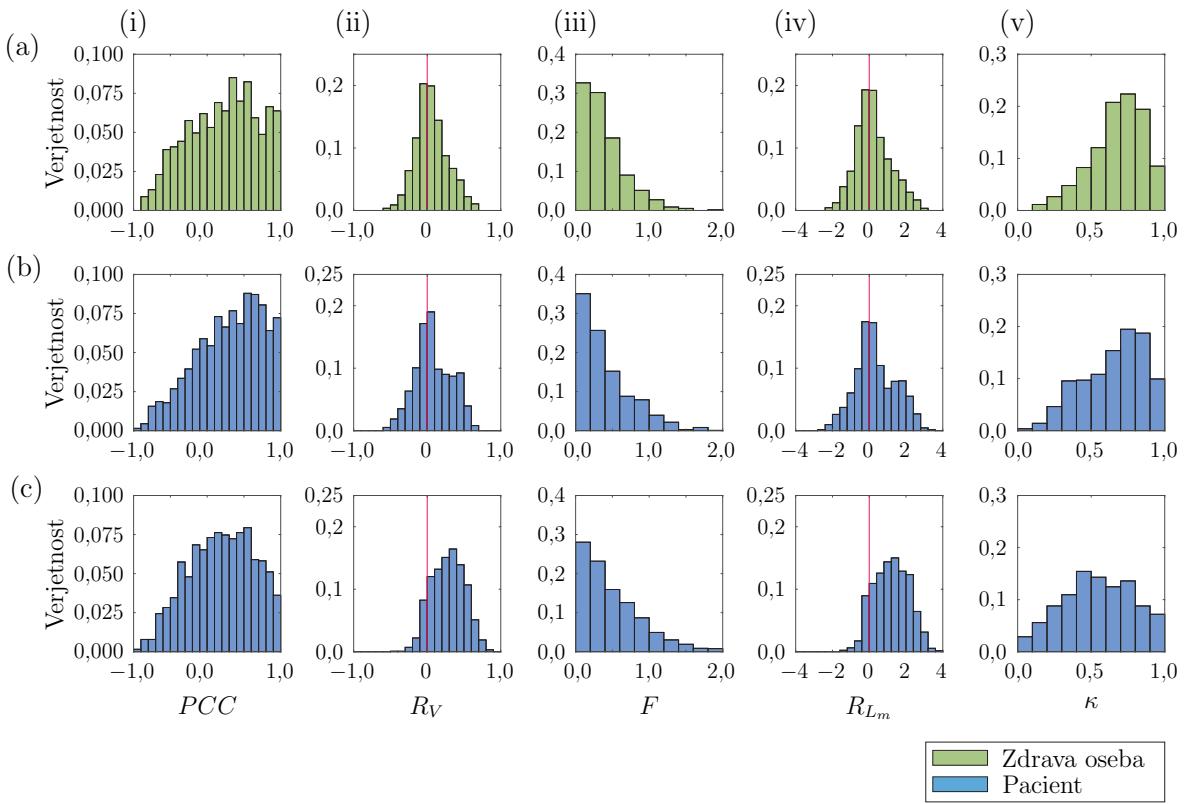
ter koordinacije gibanja zgornjih udov κ . Slika 4.15(i) predstavlja linearne korelacijski koeficient PCC , ki smo ga izračunali med hitrostjo dominantne (neokvarjene) in nedominantne (okvarjene) roke. Slika 4.15(ii) predstavlja razmerje varianc R_V med hitrostmi dominantne (neokvarjene) in nedominantne (okvarjene) roke. Vrednosti R_V se gibljejo med -1 in 1 , kjer skrajne vrednosti pomenijo najmanjšo podobnost med varincami posameznih gibov m . Slika 4.15(iii) predstavlja Fréchetovo razdaljo F , s katero smo ocenili podobnost med krivuljama hitrosti dominantne (neokvarjene) in nedominantne (okvarjene) roke. Večja Fréchetova razdalja pomeni slabšo podobnost med krivuljama hitrosti roke. Slika 4.15(iv) predstavlja razmerje dolžin gibov dominantne (neokvarjene) in nedominantne (okvarjene) roke. Slika 4.15(v) prikazuje parameter koordinacije gibanja κ izračunan z uteženo združitvijo ostalih štirih parametrov na slikah 4.15(i-iv). Višje vrednosti κ pomenijo večjo koordinacijo med zgornjima udoma,



Slika 4.14: Stolpični diagrami predstavljajo razmerje spremembe kotov v sklepih dominantnega (neokvarjenega) z nedominantnim (okvarjenim) zgornjim udom. Stolpec (i) predstavlja obseg kotov v sklepih za dominantne (neokvarjene) in nedominantne (okvarjene) zgornje ude, (ii) razmerje spremembe kotov v sklepih $\vartheta_{(1,2)}$, (iii) razmerje spremembe kota v komolčnem sklepu (ϑ_4) ter (iv) razmerje spremembe kota zapestja (ϑ_7), za zdravo osebo (a), pacienta po možganski kapi z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda (b) in pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (c). Rdeča navpična črta označuje mejo razmerja dominantnega (neokvarjenega) in nedominantnega (okvarjenega) zgornjega uda.

najnižje pa nekoordinirano gibanje.

Znotraj stolpičnega diagrama parametra κ smo določili mejne vrednosti, ko gibanje obeh zgornjih udov imenujemo koordinirano ($\kappa \geq 0,7$), zmerno koordinirano ($0,4 \leq \kappa < 0,7$) in nekoordinirano ($\kappa < 0,4$). Vrednosti zapisane v % so združene v tabeli 4.1 in predstavljajo delež vseh gibov za določeno stopnjo koordinacije. Za simetrično gibanje prikazano na sliki 4.8 so vrednosti za koordinirano gibanje 97 %, za zmerno koordinirano gibanje 3 % ter 0 % za nekoordinirano gibanje.

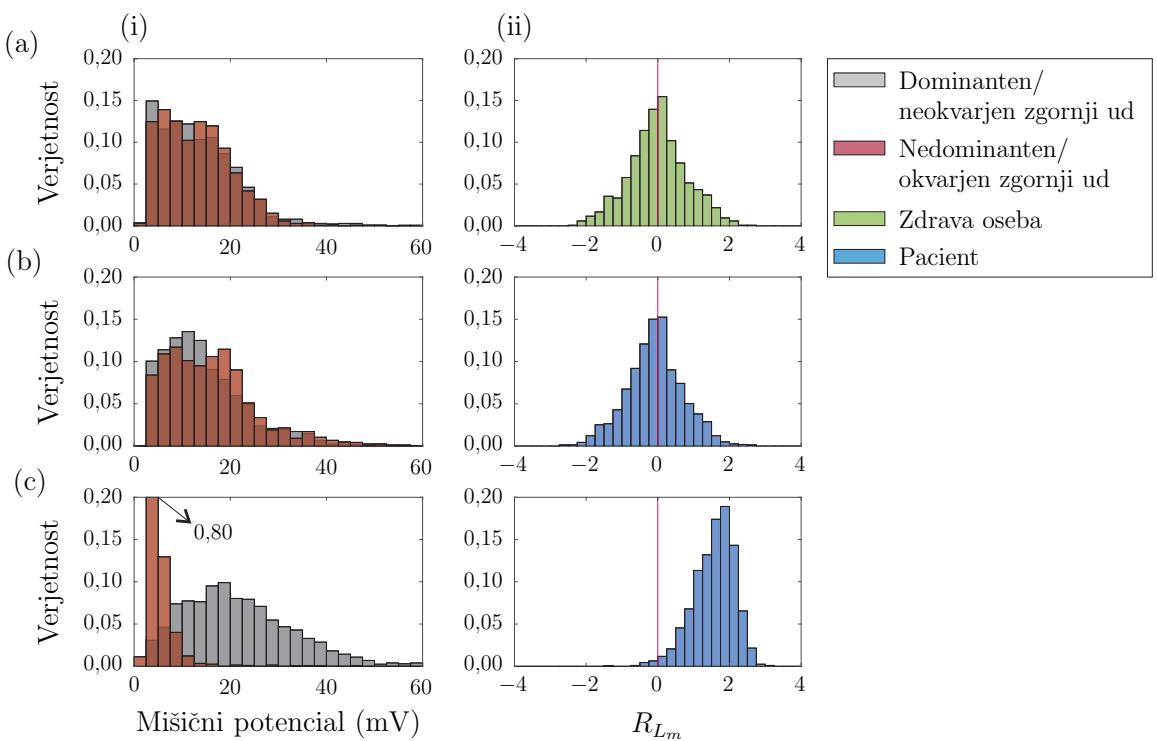


Slika 4.15: Stolpec (i) predstavlja linearni korelacijski koeficient PCC , (ii) razmerje varianc R_V , (iii) Fréchet razdaljo F , (iv) razmerje gibov rok R_{L_m} ter (v) parameter koordinacije gibanja zgornjih udov κ , za zdravo osebo (a), pacienta po možganski kapi z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda (b) in pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (c). Rdeča navpična črta označuje mejo razmerja dominantnega (neokvarjenega) in nedominantnega (okvarjenega) zgornjega uda.

Slika 4.16 prikazuje mišično aktivnost $\hat{w}_{(L,R)m}$, ki smo jo izračunali za vsak gib m izračunan s segmentacijo gibanja. Stolpec 4.16(i) predstavlja mišični potencial izražen v mV , stolpec 4.16(ii) pa naravni logaritem količnika mišičnega potenciala dominantnega (neokvarjenega) uda z nedominantnim (okvarjenim) udom $R_{\hat{w}_m}$. Elektrode EMG so bile razporejene okrog najširšega dela podlakti obeh zgornjih udov, kjer so mišice, ki omogočajo prijemanje ali držanje predmetov. Višje vrednosti na sliki 4.16(i) pomenijo večjo mišično aktivnost, nižje pa manjšo. Na grafu 4.16(ii) vrednosti blizu 0 predstavljajo gibe, ko je mišična aktivnost obeh zgornjih udov po velikosti podobna, višje vrednosti pomenijo višjo mišično aktivnost dominantnega (neokvarjenega) uda in negativne vrednosti ravno obratno.

Tabela 4.1: Delež koordiniranih, zmerno koordiniranih in nekoordiniranih gibov (%) glede na κ ter mediana dolžin giba dominantnega (neokvarjenega) uda ter nedominantnega (okvarjenega) uda izražena v metrih.

	$\kappa < 0,4(\%)$	$\text{med}(L_{m_{UAF}})(\text{m})$	$\text{med}(L_{m_{AF}})(\text{m})$	$0,4 \leq \kappa < 0,7(\%)$	$\text{med}(L_{m_{UAF}})(\text{m})$	$\text{med}(L_{m_{AF}})(\text{m})$	$\kappa \geq 0,7(\%)$	$\text{med}(L_{m_{UAF}})(\text{m})$	$\text{med}(L_{m_{AF}})(\text{m})$
Zdrava oseba	9	0,21	0,06	41	0,16	0,15	50	0,13	0,14
Pacient z nižjo stopnjo okvare	16	0,33	0,08	36	0,14	0,16	48	0,16	0,16
Pacient z višjo stopnjo okvare	28	0,35	0,04	42	0,18	0,09	30	0,11	0,09



Slika 4.16: Stolpični diagrami mišične aktivnosti levega in desnega zgornjega uda $\hat{w}_{(L,R)m}$ (i) ter razmerja mišične aktivnosti $R_{\hat{w}_m}$ (ii), za zdravo osebo (a), pacienta po možganski kapi z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda (b) in pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (c). Rdeča navpična črta označuje mejo razmerja dominantnega (neokvarjenega) in nedominantnega (okvarjenega) zgornjega uda.

4.5 Razprava

V prvem delu smo izvajanje vsakodnevnih aktivnosti analizirali na podlagi časovne segmentacije meritev. Iz izmerjenih pospeškov lahko izračunamo in prikažemo kvante aktivnosti zgornjih udov in izračunamo razmerje gibanja med obema zgornjima udoma. Če kinematični model dopolnimo z dinamičnim, lahko ocenimo navore in moči za posamezne časovne kvante, in z merjenjem mišične aktivnosti lahko ocenimo aktivnost prijema v posameznih kvantih. S časovno kvantizacijo pa ni mogoče ugotavljati funkcionalnih gibov in prepoznavati aktivnosti, določati sočasnosti in usklajenosti gibanja, namernosti premikov ter dolžine gibov. Vse to pa omogoča segmentacija izmerjenega gibanja na posamezne zaključene gibe.

S primerjavo obeh pristopov smo pokazali, da časovna segmentacija lahko v nekaterih primerih da zavajajoče rezultate. Za zdravo osebo, pacienta z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda ter pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda so razlike med pristopoma prikazane na sliki 4.11. Pri zdravi osebi je razmerje dolžin sočasnih gibov nedominantne in dominantne roke nesimetrično (slika 4.11(a-i)), če uporabimo segmentacijo gibanja, medtem ko je pri treh časovnih kvantizacijah gibanja (dolžine časovnih kvantov 1 s, 2 s in 3 s) rezultat simetričen diagram, ki kaže na enake dolžine premikov obeh udov (slike 4.11(a-ii,iii,iv)). Pri segmentaciji gibanja na posamezne gibe (slika 4.11(i)) opazimo podobnost oblike stolpičnih diagramov za zdravo osebo in pacienta po možganski kapi z nižjo stopnjo okvarjenega zgornjega uda (slika 4.11(b)). Neokvarjen zgornji ud opravi daljše poti gibov od okvarjenega. Pri časovni segmentaciji pri pacientu z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda ni jasne asimetrije, segmentacija s časovnim intervalom 1 s celo nakazuje na večjo aktivnost neokvarjenega zgornjega uda. Pri pacientu z višjo okvaro zgornjega uda (slika 4.11(c)) je asimetrija stolpičnega diagrama izrazita za vse štiri postopke, najbolj poudarjena pa je na sliki 4.11(i), medtem ko je pri segmentaciji s časovnimi intervali oblika stolpičnih diagramov manj zamenljena in nakazuje na večjo stopnjo dvoročnega gibanja, čeprav pacient ni bil sposoben aktivno premikati okvarjenega uda.

Zgornji ud je med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti različno dejaven. Dejavnost zgornjega uda lahko ocenimo z dolžino premika roke. Pri pacientih po možganski kapi predvidevamo, da je okvarjeni zgornji ud manj dejaven, kar pomeni, da je razdalja premika okvarjene roke krajsa, gib pa večkrat nenadzorovan. Z analizo dolžine premika roke smo želeli opazovati razliko med dolžino giba ene in druge roke, glede na dolžino

giba dominantne oziroma neokvarjene roke. Predvidevali smo pretežno gibanje neokvarjene (dominantne) roke, zato smo analizirali gibanje glede na segmentacijo njene trajektorije. Vsakodnevne dejavnosti zgornjih udov smo razdelili v tri sklope dolžin gibov. Pri najkrajših gibih (slika 4.12(ii)) je pri zdravi osebi in pacientu z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda največja simetrija, kar pomeni da je večina krajsih gibov sočasnih oziroma oba zgornja uda sodelujeta pri izvedbi naloge. Podobnost stolpičnih diagramov na sliki 4.12(i) in (iii) nakazuje, da je večina gibov dolgih med 0,1 m in 0,4 m in tako najbolj vpliva na skupno analizo dolžin gibov. Pri pacientu z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (slika 4.12(c)) je večina gibov krajsih od 0,1 m, na kar nakazuje podobnost diagramov (i) in (ii). Stolpični diagram (slika 4.12(b,ii)) nakazuje na podobno razmerje dolžin gibov okvarjene in neokvarjene roke pacienta z nižjo stopnjo okvare uda, vendar le pri krajsih gibih. Pri gibih, kjer je dolžina giba neokvarjene roke daljša od 0,4 m, prevladuje gibanje te roke. Še bolj je to značilno za pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda. Pri zdravi osebi razmerje ni tako izrazito v korist dominantne roke. Analiza relativnih dolžin gibov omogoča ločevanje med osebami z različno stopnjo okvare zgornjih udov. Razlike so opazne tudi za preiskovance, katerih stopnja okvare zgornjega uda je majhna in njihovo gibanje z vizualnim opazovanjem neopazno različno od zdravih oseb.

Višina dviga roke je omejena z gibalno sposobnostjo celotnega zgornjega uda. Omejeno višino roke lahko dosežemo zgolj s premikom komolčnega sklepa, za doseganje višjih leg pa moramo uporabiti tudi ramenski sklep, ki pri pacientih po možganski kapi pogosto zavira gibanje roke. Za premik roke po višini je potreben večji nadzor zgornjega uda in večja gibalna sposobnost. Tri področja višin smo določili glede na kot, ki ga daljica potegnjena med roko in ramenskim sklepom, opiše glede na vertikalno os trupa. Mejne vrednosti kotov smo določili pri 45° in 90° . Rezultati analize prikazani na sliki 4.13, kažejo, da je pri vseh preiskovancih in za oba uda v območju med obema mejnima vrednostima kotov. Presenetljivo to velja tudi za pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda. Dodatna analiza pa je pokazala, da so dolžine gibov okvarjenega uda v tem območju izrazito kratke in bistveno krajše od dolžine gibov neokvarjenega uda. Veliko število dejavnosti v srednjem območju je povezano z opravljanjem vsakodnevnih dejavnosti v sedečem položaju za mizo, ki omogoča višjo postavitev okvarjenega uda. V območju pod kotom 45° oba pacienta izkazujeta večje število gibov z okvarjenim kot neokvarjenim udom, vendar so dolžine gibov okvarjenega uda bistveno krajše od dolžin gibov neokvarjenega uda. V najvišjem območju, ko je kot večji od 90° , za vse

preiskovance lahko ugotovimo podobne dolžine gibov za oba uda. Pri tem pa velja izpostaviti, da je število gibov okvarjenega uda pri pacientu z višjo okvaro uda v tem območju komaj različno od nič in je dobljeni rezultat verjetno posledica merilne napake ali nehotenega gibanja.

Podobne vrednosti, ki jih pri analizi doseženih višin ugotavljam za vse tri preiskovance, izpostavijo eno od omejitev analize dolgotrajnih meritev vsakodnevnih dejavnosti. Ker naloge in okolje, v katerem so izvedene naloge, niso strukturirani, nimamo podatkov o tem, kaj preiskovanec počne z okvarjenim udom. Med izvajanjem dejavnosti za mizo ta kompenzira silo teže uda in omogoča izvedbo funkcionalnih gibov, ki jih pacient sicer ne bi bil sposoben izvesti. Tudi če je dejavnost okvarjenega uda na mizi zanemarljiva, so v tem primeru zavajajoče informacije o doseženi legi uda (višini roke) in je potrebno za pravilno interpretacijo upoštevati tudi ostale predlagane parametre.

Z uporabo IME na zgornjih udih in trupu v primerjavi z uporabo zgolj ene IME na zapestju [80] smo razširili analizo gibanja na ocenjevanje gibanja zgornjih udov relativno na trup ter ocenjevanje premikov posameznih segmentov. Analiza kotov v posameznih sklepih zgornjega uda omogoča ugotavljanje primanjkljaja dejavnosti, ki onemogoča funkcionalno rabo zgornjega uda. Ramenski sklep in komolec omogočata premik roke v želeno pozicijo, sklepi v zapestju pa omogočajo spremembo orientacije roke. Pričakovati je, da ima oseba z okvarjenim zgornjim udom manjši obseg gibanja v posameznih sklepih okvarjenega uda. Rezultati prikazani na sliki 4.14(i) tega na prvi pogled ne potrjujejo. Tudi pri pacientu z bolj okvarjenim udom so vrednosti obsega gibanja sklepa in mediane vrednosti podobne za okvarjen in neokvarjen ud. Nekoliko manjši obseg gibanja je opazen v ramenskem sklepu okvarjenega uda, vendar je podoben rezultat mogoče ugotoviti tudi za preiskovanca z nižjo stopnjo okvare uda, ki je izvajal povsem funkcionalne gibe. Izris obsega gibanja sklepov je zavajajoč, ker so v analizo vsakodnevnih dejavnosti vključeni tudi časovni intervali, ko je preiskovanec sedel za mizo in ud je ležal oziroma izvajal gibe na mizi. Lega uda na mizi pa navidezno zelo poveča obseg položajev sklepov. Če ud miruje na mizi in se oseba giblje v trupu, dobimo kot rezultat tudi navidezne spremembe kota v sklep, ki pa niso posledica hotene aktivnosti v posameznih sklepih. Za analizo funkcionalnih sposobnosti posameznih sklepov je zato bolj smiselno opazovati premike v sklepih kot položaje. To potrjujejo prikazi na slikah 4.14(ii,iii,iv), ki prikazujejo razmerje dolžin premikov v sklepih dominantnega (neokvarjenega) in nedominantnega (okvarjenega) uda. Za združega preiskovanca in pacienta z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda lahko ugotovimo

simetrično porazdelitev za sklepe rame, komolca in zapestja, kar kaže na aktivno rabo vseh sklepov obeh udov. Pri pacientu z višjo stopnjo okvare uda pa je porazdelitev asimetrična in kaže na pretežno aktivnost v sklepih neokvarjenega uda. Na osnovi dolgotrajnih meritev vsakodnevnih dejavnosti je torej mogoče sklepati na aktivnost v posameznih sklepih okvarjenega uda, ker je pomembno iz vidika načrtovanja vadbe.

Pomembna prednost segmentacije na posamezne gibe je možnost ugotavljanja koordinacije in sočasnosti izvajanja gibov, česar časovna kvantizacija ne omogoča. Na osnovi štirih kriterijev smo določili parameter κ , ki določa stopnjo koordinacije gibov zgornjih udov. Ustrezost izbire parametra potrjujeta sliki 4.9 in 4.10. Parameter κ je za koordinirane gibe prikazane na sliki 4.8 pretežno nad 0,9. Vrednosti $\kappa \geq 0,7$ ustreza kar 97 % gibov. Slika 4.10 pa prikazuje podobnost krivulje hitrosti obeh rok za pacienta in različne vrednosti κ . Za $\kappa = 0,95$ sta krivulji skoraj identični, $\kappa = 0,6$ nakazuje na sočasno gibanje rok z različnima amplitudama, $\kappa = 0,25$ pa pretežno dejavnost le enega uda.

Analiza koordinacije gibanja na sliki 4.15 omogoča oceno dvoročnih gibanj zgornjih udov. Za zdravo osebo pričakujemo največji delež usklajenih gibov, kar nakazujeta prikaz na sliki 4.15 in rezultati v preglednici 4.1. Pacient z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda ima prav tako visok delež koordiniranih gibov, vendar ima v primerjavi z zdravo osebo več neusklađenega gibanja. Največji delež nekoordiniranega gibanja je pri pacientu z višjo stopnjo okvare zgornjega uda.

Razlike med vrednostmi parametra κ lahko interpretiramo tudi v povezavi z razlikami dolžin gibov (preglednica 4.1). Za visoko stopnjo koordinacije gibanja ($\kappa \geq 0,7$) pričakujemo podobne dolžine gibov obeh zgornjih udov, kar potrjujejo rezultati v preglednici 4.1 za vse skupine preiskovancev. Najkrajše dolžine gibov ugotovimo za pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda, daljše pa za zdravo osebo in pacienta z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda. Tudi za vrednost $0,4 \geq \kappa \leq 0,7$ lahko ugotovimo enake dolžine gibov zgornjih udov pri zdravi osebi in pacientu z nižjo stopnjo okvare uda, pri čemer giba obeh udov nista podobna med seboj, kar nakazujejo parametri, vključeni v izračun κ . Pacient z višjo okvaro zgornjega uda je izvedel z okvarjenim udom pol krajše gibe kot z neokvarjenim udom. Za $\kappa \leq 0,4$ lahko ugotovimo izrazite razlike v dolžini gibov, pri čemer so dolžine gibov dominantnega (neokvarjenega) uda bistveno večje od dolžin gibov nedominantnega (okvarjenega) uda.

Pri analizi moramo upoštevati, da pacient z višjo stopnjo okvare zgornjega uda

pogosto nehote in neaktivno premika zgornji ud (nihanje uda med gibanjem trupa), zato ud ne miruje. V raziskavi nismo izločili nehotenega gibanja, saj ga je na podlagi trajektorij pogosto nemogoče ločiti od hotenega. So pa to krajsi gibi, ki ne nakazujejo funkcionalnih sposobnosti okvarjenega uda. Dodatno lahko zmanjšamo pomen nehotenih gibov z merjenjem mišične aktivnosti. Mišična aktivnost je bila sicer merjena na podlakti in ne zajema aktivnosti proksimalnih sklepov, kaže pa na aktivnost distalnih sklepov (zapestja in prstov) in je torej dober pokazatelj uporabe roke (na primer za prijemanje in manipulacijo predmetov). Rezultati (slika 4.16) prikazujejo razliko mišične aktivnosti $\hat{w}_{(L,R)_m}$ med zgornjima udoma. Razlika je najmanjša pri zdravi osebi in pacientu z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda, ki je lahko učinkovito uporabljal okvarjen ud. Pri pacientu z višjo stopnjo okvare zgornjega uda zaznamo mišično aktivnost okvarjenega uda le pri nižjih vrednostih parametra $\hat{w}_{(L,R)_m}$ in nobene aktivnosti z višjo vrednostjo. Razmerje mišičnih aktivnosti $R_{\hat{w}_m}$ poudarja slabšo mišično aktivnost pri pacientu z višjo stopnjo okvare zgornjega uda. Parameter tudi kaže enako simetrijo $R_{\hat{w}_m}$ pri zdravi osebi in pacientu z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda, kar pomeni, da sta oba zgornja uda podobno dejavna. Ugotovitve so podobne kot pri analizi na osnovi časovne kvantizacije (slika 4.4) in potrjujejo smiselnost analize mišične aktivnosti za namen ugotavljanja dejavnosti zgornjih udov.

4.5.1 Prispevki sodelavcev

Pri raziskavi *Analiza dolgotrajnih meritev in ocenjevanje posameznih dejavnosti zgornjih udov pri izvajanju vsakodnevnih opravil* je študent na praksi Umut Degirmenci sodeloval pri razvoju nosljivega meritnega sistema za zajem signalov dolgotrajnih meritev.

5 Zasnova dvoročne vadbe z robotom in analiza sil interakcije med izvajanjem nalog

A izvajanje vsakodnevnih dejavnosti je potrebno koordinirano gibanje obeh zgornjih udov. Koordinacije pa ne smemo opazovati le na nivoju trajektorij, ampak tudi sil, ki jih zgornja uda izvajata pri koordinirani izvedbi naloge. V prvih dveh delih raziskave se analizi koordinacije sil zgornjih udov nismo posvečali, saj ni bilo možnosti meritve sil med zgornjima udoma in okolico. V tretjem delu je zato poudarek predvsem na silah, manj pa na trajektorijah gibanja. Z različnimi merami smo analizirali učinkovitost koordinacije na nivoju sil med dvoročno robotsko vadbo.

Okvarjen zgornji ud po možganski kapi omejuje gibalne sposobnosti pacientov, zato se pri rehabilitaciji iščejo učinkovite metode za vadbo. Rehabilitacijske robote uporabljajo za vadbo oseb z zmanjšanimi gibalnimi sposobnostmi [51]. Z uporabo robotov in vgrajenih senzorjev sil in pozicij [98] je mogoče objektivno ocenjevanje patientovega gibanja. Vgrajeni motorji robotskega sistema lahko olajšajo ali otežujejo gibanje zgornjih udov med vadbo. Razvite in uveljavljene so že bile metode za dvoročno robotsko vadbo, ki spodbujajo uporabo bolj okvarjenega uda [49, 99]. Če pa želimo te metode izboljšati in nadgraditi, je potrebno celovito razumevanje interakcije med zgornjima udoma in robotskim sistemom.

5.1 Preiskovanci

V raziskavo smo vključili 10 pacientov po možganski kapi, od tega 70 % moških, starih 45–61 let (srednja vrednost 52; standardni odklon 5,0) in 5–27 let po možganski kapi

(srednja vrednost 12,7; standardni odklon 9,1). Večina preiskovancev (70 %) je imela okvarjen desni zgornji ud, ostali levega. Pred možgansko kapjo so imeli vsi dominanten desni zgornji ud.

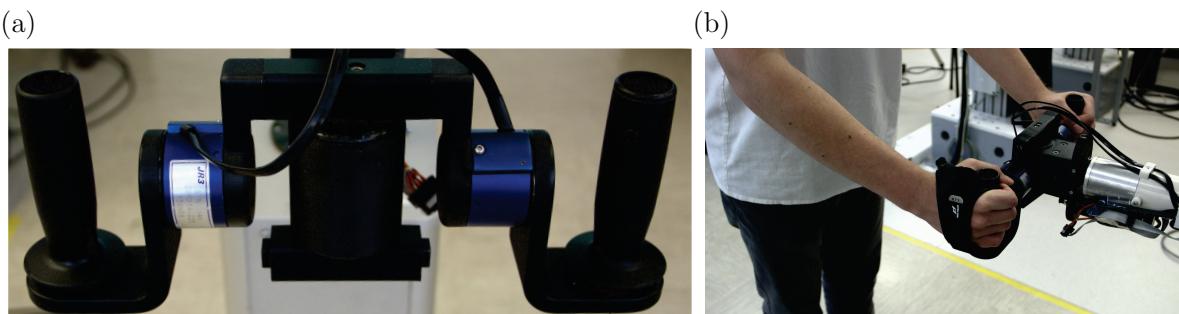
Zdrave osebe, ki smo jih vključili v raziskavo, smo izbrali glede na razpoložljivost v Laboratoriju za robotiko in Fakulteti za elektrotehniko. Med 15 sodelujočimi je bilo 75 % moških, starih 25–40 let (srednja vrednost 30,7; standardni odklon 5,2). V tem vzorcu so imeli vsi dominanten desni zgornji ud.

Raziskavo je odobrila Komisija za medicinsko etiko Republike Slovenije (80/03/15). Vsi sodelujoči v raziskavi so podpisali privolitveni obrazec o sodelovanju in uporabi podatkov v znanstvene namene.

5.2 Merilni sistem

Za analizo robotsko podprte dvoročne vadbe smo pripravili sistem, zasnovan na haptičnem robotu HapticMaster (*MOOG FCS*) [100]. Haptični robot HapticMaster ima tri prostostne stopnje. Vodenje robota je admitančno. Na vrh robota delujemo s silo, robot pa se odzove s premikom. V okviru raziskave smo prilagajali stopnjo navideznega dušenja b .

Robotski sistem je bil razširjen z mehanizmom, ki omogoča rotacijo vrha robota okrog horizontalne in vertikalne osi, s čimer pridobimo dodatni dve prostostni stopnji, in držalom, ki omogoča dvoročno vadbo [101]. Dvoročno držalo omogoča neodvisno merjenje sil vsakega od zgornjih udov v interakciji z robotom. V ta namen sta v držalo robotskega sistema vgrajena senzorja sil in navorov (50M31, JR3 Inc.). Držalo 8 (slika 5.1(a)) je bilo dodatno nadgrajeno tako, da omogoča pritrditev opornice



Slika 5.1: Držalo na robotu (a) ter prikaz pravilne uporabe držala z opornico (b).

(slika 5.1(b)), s katero omogočimo uporabo robota pacientom z višjo stopnjo okvare zgornjega uda, ko oseba nima dovolj močnega prijema in ohranjenih gibalnih sposobnosti, da bi preprečila zdrs okvarjenega zgornjega uda z držala (slika 5.1(b)) [102]. Če je preiskovanec lahko izvajal naloge brez opornice, je nismo uporabili.

Za izvajanje dvoročne vadbe preiskovancev so bile razvite vaje. Naloga je bila podprtta z navideznim okoljem.

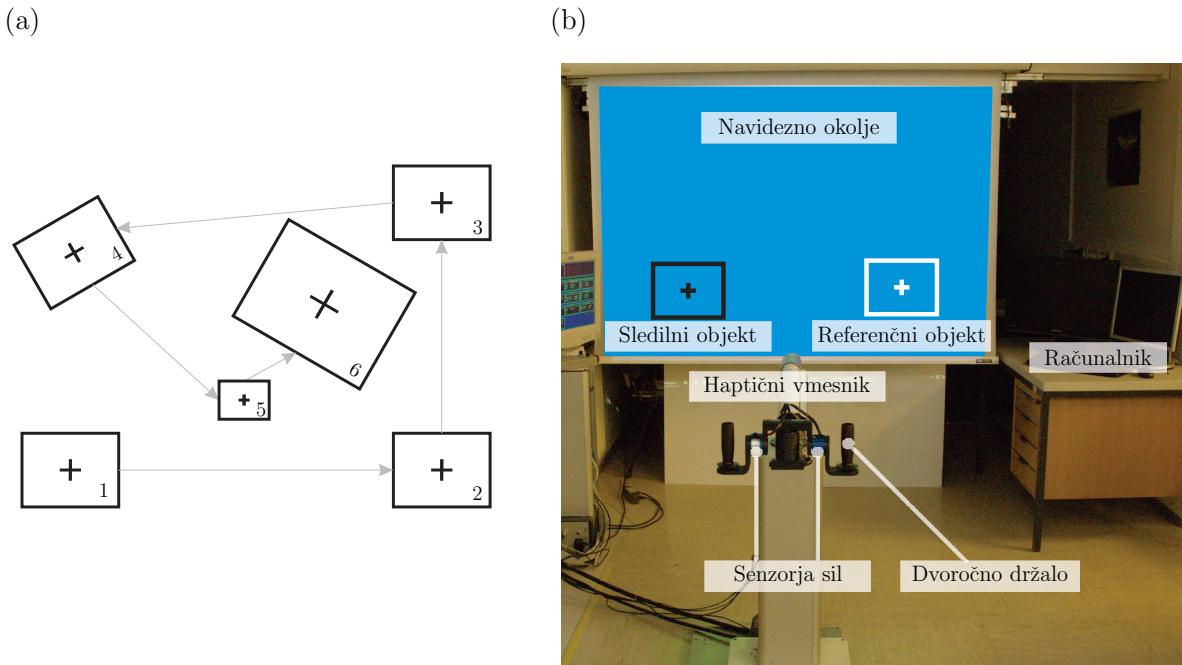
5.2.1 Naloge v navideznem okolju

Naloge v navideznem okolju so bile zasnovane za koordinirano gibanje zgornjih udov v prostoru in so ponovljive ter primerljive, saj so posamezni gibi sestavljeni iz referenčnih začetnih in končnih položajev. S premikanjem robota premikamo sledilni objekt do referenčnega. Naloge so zasnovane za izvajanje gibov v frontalni in sagitalni ravnini glede na uporabnika. Referenčni objekt (tarča) je postavljen v frontalni ravnini, pri čemer sta določena položaj in orientacija v frontalni ravnini ter oddaljenost v sagitalni ravnini (z oddaljenostjo se spreminja velikost navideznega objekta). Naloga je izvedena, ko s sledilnim objektom prekrijemo referenčnega. Območje pokritosti je izbrano z omejitvijo napake orientacije na največ 5 kotnih stopinj ter odstopanjem položaja za največ 20 mm. Sklop nalog predstavlja slika 5.2(a), kjer so prikazani referenčni objekti, do katerih mora uporabnik premakniti sledilni objekt.

Preiskovanec opravi gib med dvema zaporednima tarčama. Do prvih dveh tarč pride z vodoravnim oziroma navpičnim premikom, pri čemer ne spreminja orientacije in položaja sledilnega objekta v sagitalni ravnini. Za izvedbo zadnjih treh nalog mora spremeniti tudi orientacijo in položaj sledilnega objekta v sagitalni ravnini.

Tarče so predstavljene v navideznem okolju (slika 5.2(b)). Z vodenjem robota v translacijskih smereh frontalne ravnine uporabnik spreminja položaj objekta, s premikanjem v sagitalni ravnini se spreminja navidezna velikost objekta.

Za enostavnejšo interpretacijo oddaljenosti sledilnega objekta v sagitalni ravnini je v navidezno okolje vključen indikator oddaljenosti. Na ustrezeni oddaljenosti sledilnega objekta (v sagitalni ravnini) se ta obarva rumeno, v primeru popolne pokritosti tarče s sledilnim objektom (položaj in orientacija) se sledilni objekt obarva zeleno. V tem območju mora preiskovanec počakati 3 sekunde, preden se prikaže nova tarča. Preiskovanci niso bili časovno omejeni za izvedbo naloge.



Slika 5.2: Shema šestih tarč s povezovalnimi puščicami ki nakazujejo smer gibanja (a) ter merilno okolje z navideznim okolju in opremo (b).

Pomemben parameter v interakciji z robotom je navidezno dušenje, ki je povzročilo silo, ki jo mora preiskovanec premagati pri premikanju zgornjih udov ob držanju dvoročnega prijemala. Naloge so preiskovanci opravili s tremi stopnjami navideznega dušenja ($b = 10 \text{ Ns/m}$, $b = 20 \text{ Ns/m}$ in $b = 30 \text{ Ns/m}$). Največja vrednost navideznega dušenja je bila izbrana glede na rezultate pilotne študije in še omogoča izvedbo naloge pacientom z višjo stopnjo okvare zgornjega uda. Ob dušenju je bila nastavljena konstantna vrednost navidezne mase $m = 1 \text{ kg}$ (najmanjša vrednost, ki še omogoča stabilno admitančno vodenje). Preiskovanci so opravili pet ponovitev naloge sestavljene iz šestih tarč oziroma petih gibov pri vsaki od nastavitev navideznega dušenja.

5.3 Analiza dvoročne interakcije med robotsko vadbo

V večini vsakodnevnih dejavnosti je potrebno usklajeno gibanje obeh zgornjih udov. Pri simetričnih nalogah je pričakovati približno enakomerno razporeditev dela obeh udov, pri asimetričnih (v eno stran), pa se ti deleži spremenijo. V raziskavi so preiskovanci uporabljali oba zgornja uda. Sodelovanje, usklajenost in kakovost giba smo ocenjevali z različnimi parametri. Parametri sledijo predlagani metodologiji za analizo diadnih interakcij pri sodelovanju dveh oseb z namenom izvedbe skupne naloge [103, 104]. Za

potrebe analize dvoročnega izvajanja nalog smo parametre ustreznno prilagodili in jim dodali še nekatere druge parametre specifične za dvoročno vadbo.

5.3.1 Dekompozicija sil interakcije z robotom

V dvoročnih naloga oba zgornja uda prispevata k izvedbi giba. Levi ud izvaja silo \mathbf{f}_L , desni ud pa silo \mathbf{f}_R . Pri dvoročni vadbi z robotom vsota sil \mathbf{f}_{Σ} omogoča gibanje navideznega objekta z maso m v navideznem mediju z dušenjem b

$$\mathbf{f}_{\Sigma} = \mathbf{f}_L + \mathbf{f}_R = m\ddot{\mathbf{p}} + b\dot{\mathbf{p}}, \quad (5.1)$$

kjer sta $\ddot{\mathbf{p}}$ in $\dot{\mathbf{p}}$ translacijski pospešek in translacijska hitrost sledilnega objekta. V enačbi nismo upoštevali gravitacijskega pospeška, saj pri vadbi z robotom teže predmeta nismo simulirali. Prav tako sta bila vztrajnostni moment in rotacijsko dušenje enaka nič.

Sila, ki dejansko izvaja nalogu, je \mathbf{f}_{Σ} in komponente sil \mathbf{f}_L in \mathbf{f}_R , ki so vzporedne s \mathbf{f}_{Σ} prispevajo k izvedbi naloge. Komponente sil \mathbf{f}_L in \mathbf{f}_R , ki so pravokotne na \mathbf{f}_{Σ} , se med seboj odštejejo in ne prispevajo aktivno k premiku objekta (omogočajo pa držanje objekta). Sili levega in desnega uda lahko zapišemo

$$\begin{aligned} \mathbf{f}_L &= \alpha\mathbf{f}_{\Sigma} - \mathbf{f}_{\perp}, \\ \mathbf{f}_R &= (1 - \alpha)\mathbf{f}_{\Sigma} + \mathbf{f}_{\perp}, \end{aligned} \quad (5.2)$$

kjer je $0 \leq \alpha \leq 1$ in \mathbf{f}_{\perp} predstavlja komponente sil pravokotne na \mathbf{f}_{Σ} . Aktivni del sil, ki pripomore k gibu, je določen s

$$\begin{aligned} \mathbf{f}_L^* &= \alpha\mathbf{f}_{\Sigma} = \left(\frac{1}{2} - \delta\right)\mathbf{f}_{\Sigma} = \frac{1}{\|\mathbf{f}_{\Sigma}\|^2} (\mathbf{f}_L \cdot \mathbf{f}_{\Sigma}) \mathbf{f}_{\Sigma}, \\ \mathbf{f}_R^* &= (1 - \alpha)\mathbf{f}_{\Sigma} = \left(\frac{1}{2} + \delta\right)\mathbf{f}_{\Sigma} = \frac{1}{\|\mathbf{f}_{\Sigma}\|^2} (\mathbf{f}_R \cdot \mathbf{f}_{\Sigma}) \mathbf{f}_{\Sigma}, \end{aligned} \quad (5.3)$$

kjer je $\delta = \frac{1}{2} - \alpha$ parameter kooperativnosti. Pravokotne komponente sil so določene kot

$$\mathbf{f}_{\perp} = \mathbf{f}_{R\perp} = -\mathbf{f}_{L\perp} = \mathbf{f}_R - \mathbf{f}_R^* = \mathbf{f}_L - \mathbf{f}_L^*. \quad (5.4)$$

5.3.2 Ocenjevani parametri

Vse izmerjene vrednosti so funkcije časa. Ker pa so merjene s konstantno vzorčno frekvenco 200 Hz, smo privzeli, da jih obravnavamo v diskretnem prostoru, zato smo

uporabili indeks k za zapis posameznega vzorca, vseh vzorcev v določeni meritvi pa je N .

5.3.2.1 Kooperativnost

V dvoročnih nalogah vsak ud prevzame del izvedbe naloge. Kooperativnost predstavlja mero, ki pove koliko si pri izvedbi giba uda pomagata med seboj [104]. Kooperativnost je določena s parametrom δ . Ko je $\delta = 0$, je $\mathbf{f}_L^* = \mathbf{f}_R^* = \frac{1}{2}\mathbf{f}_{\sum}$ in vsak ud prevzame natančno polovico bremena izvedbe naloge. Če je $|\delta| \leq \frac{1}{2}$, oba uda prispevata k izvedbi naloge. Če je $|\delta| > \frac{1}{2}$, en ud deluje v smeri, ki je nasprotna \mathbf{f}_{\sum} , zato mora drugi ud to silo kompenzirati in izvajati delo, ki je večje od dela potrebnega za samo izvedbo naloge.

Mera kooperativnosti je določena kot uteženo povprečje vrednosti δ_k v posameznih trenutkih, pri čemer je utežni faktor velikost vsote sil zgornjih udov $\|\mathbf{f}_{\sum_k}\|$

$$\overline{M}_{ko} = \frac{\sum_{k=1}^N \delta_k \|\mathbf{f}_{\sum_k}\|}{\sum_{k=1}^N \|\mathbf{f}_{\sum_k}\|}. \quad (5.5)$$

Uteženo povprečje poudari izračun mere v fazi največjega napora med izvedbo naloge. Pri majhni skupni sili obeh zgornjih udov namreč tudi razmerje med njima ni bistvenega pomena.

5.3.2.2 Učinkovitost sodelovanja

V dvoročnih nalogah sile enega uda deloma kompenzira drugi ud. Učinkovitost sodelovanja [104] je definirana kot delež sile, ki je med izvedbo naloge ne kompenziramo. Pri tem lahko opazujemo učinkovitost posameznega uda

$$M_{us_{(L,R)_k}} = \frac{\|\mathbf{f}_{(L,R)_k}^*\|}{\|\mathbf{f}_{(L,R)_k}\|} \quad (5.6)$$

ali skupno učinkovitost obeh udov

$$M_{us_k} = \frac{\|\mathbf{f}_{\sum_k}\|}{\|\mathbf{f}_{L_k}\| + \|\mathbf{f}_{R_k}\|}. \quad (5.7)$$

Mera učinkovitosti \overline{M}_{us} je določena kot uteženo povprečje vrednosti v posameznih trenutkih, pri čemer je utežni faktor velikost vsote sil zgornjih udov $\|\mathbf{f}_{\Sigma_k}\|$

$$\overline{M}_{us} = \frac{\sum_{k=1}^N M_{us_k} \|\mathbf{f}_{\Sigma_k}\|}{\sum_{k=1}^N \|\mathbf{f}_{\Sigma_k}\|}. \quad (5.8)$$

Vrednost mere je omejena na $0 \leq \overline{M}_{us} \leq 1$. Največjo vrednost mera doseže, ko je $\|\mathbf{f}_\perp\| = 0$.

5.3.2.3 Pogajalska učinkovitost

Pogajalska učinkovitost predstavlja neusklajenost zgornjih udov pri opravljanju naloge [104]. Za posamezen trenutek je določena kot

$$M_{pu_k} = \frac{\|\mathbf{f}_{\Sigma_k}\|}{\|\mathbf{f}_{L_k}^*\| + \|\mathbf{f}_{R_k}^*\|}. \quad (5.9)$$

Mera pogajalske učinkovitosti \overline{M}_{pu} je uteženo povprečje vrednosti v posameznih trenutkih, pri čemer je utežni faktor velikost vsote sil zgornjih udov $\|\mathbf{f}_{\Sigma_k}\|$

$$\overline{M}_{pu} = \frac{\sum_{k=1}^N M_{pu_k} \|\mathbf{f}_{\Sigma_k}\|}{\sum_{k=1}^N \|\mathbf{f}_{\Sigma_k}\|}. \quad (5.10)$$

Vrednost mere je omejena $0 \leq \overline{M}_{pu} \leq 1$. Pri kooperativni izvedbi naloge je vrednosti mere enaka 1.

5.3.2.4 Udobnost sodelovanja

Človek se pri izvedbi zanaša na vodenje na osnovi vnaprej zaključene zanke, kar omogoča kompenzacijo zakasnitev, ki so posledica prenosa in procesiranja podatkov v centralnem živčnem sistemu. V povratni zanki le popravlja napake glede na cilje naloge. Pri dvoročnih nalogah, kjer je en ud okvarjen, mora neokvarjen ud izvajati dodatne korekcije, ki se odražajo v variacijah razmerja aktivnosti udov. Iz vidika udobnosti sodelovanja je najbolj idealno konstantno, čeprav ne nujno polovično razmerje aktivnosti, ki se odraža v parametru δ . Mero udobnosti [104] definiramo kot

uteženo povprečno vrednost variacije parametra δ_k

$$\overline{M}_{ud} = \frac{\sum_{k=1}^N \|\dot{\delta}_k\| \|\mathbf{f}_{\Sigma_k}\|}{\sum_{k=1}^N \|\mathbf{f}_{\Sigma_k}\|}. \quad (5.11)$$

Utežni faktor je velikost vsote sil zgornjih udov $\|\mathbf{f}_{\Sigma_k}\|$, kar poudarja večji pomen variacije parametra δ v fazi večje aktivnosti zgornjih udov.

5.3.2.5 Opravljeni delo

Pri dvoročnih gibih se zgornja uda gibljeta po različnih trajektorijah in izvajata različni sili na objekt. Pri izračunu dela, ki ga opravi posamezen ud, smo upoštevali le aktivne sile. Opravljeni delo je določeno kot

$$\begin{aligned} W_L &= \int_{t_o}^{t_t} \mathbf{f}_L^* \cdot \dot{\mathbf{p}}_L dt = \int_P \mathbf{f}_L^* \cdot d\mathbf{p}_L, \\ W_R &= \int_{t_o}^{t_t} \mathbf{f}_R^* \cdot \dot{\mathbf{p}}_R dt = \int_P \mathbf{f}_R^* \cdot d\mathbf{p}_R \end{aligned} \quad (5.12)$$

za levi oziroma desni zgornji ud, pri čemer sta t_o in t_t začetni in končni čas giba. Hitrosti gibanja obeh rok, $\dot{\mathbf{p}}_L$ ter $\dot{\mathbf{p}}_R$, sta določeni na osnovi sledečih relacij

$$\dot{\mathbf{p}}_L = \begin{bmatrix} \dot{p}_x \\ \dot{p}_y + l\dot{\vartheta} \sin \vartheta \\ \dot{p}_z - l\dot{\vartheta} \cos \vartheta \end{bmatrix}, \quad \dot{\mathbf{p}}_R = \begin{bmatrix} \dot{p}_x \\ \dot{p}_y - l\dot{\vartheta} \sin \vartheta \\ \dot{p}_z + l\dot{\vartheta} \cos \vartheta \end{bmatrix}, \quad (5.13)$$

kjer sta $\dot{\mathbf{p}} = [\dot{p}_x \ \dot{p}_y \ \dot{p}_z]^T$ vektor translacijske hitrosti vrha robota in ϑ zasuk dvoročnega držala v čelni ravnini (horizontalna orientacija predstavlja zasuk $\vartheta = 0$).

Analizo opravljenega dela smo izvedli na osnovi absolutnega dela okvarjenega uda (dominantnega uda za zdrave osebe) in relativnega dela, ki prikazuje delež opravljenega dela z okvarjenim udom (dominantnim udom za zdrave osebe). Mera opravljenega dela je določena kot

$$\overline{M}_d = \frac{W_R}{W_L + W_R} \quad \text{ali} \quad \overline{M}_d = \frac{W_L}{W_L + W_R}, \quad (5.14)$$

pri čemer prva relacija določa mero za zdrave osebe in paciente z okvarjenim desnim udom, druga relacija pa za paciente z okvarjenim levim udom. Za zdrave osebe smo analizirali desni ud, ker ima večina pacientov okvarjen desni ud, opravljeni delo pa je odvisno od položaja uda glede na smer giba (ud vleče ali potiska dvoročno držalo).

Posledično je primerjava med zdravimi preiskovanci in večino pacientov bolj mero-dajna. Za paciente z okvarjenim levim zgornjim udom primerjava z zdravimi osebami ni smiselna.

5.3.2.6 Podobnost sil

V dvoročnih nalogah pričakujemo simetrične sile. Posledično morata biti sili levega in desnega zgornjega uda podobni. Podobnost sil [104] je določena kot

$$M_{ps_k} = 1 - \left| \frac{\|\mathbf{f}_{L_k}^*\| - \|\mathbf{f}_{R_k}^*\|}{\|\mathbf{f}_{\sum_k}\|} \right|. \quad (5.15)$$

Mera podobnosti sil \overline{M}_{ps} je uteženo povprečje podobnosti sil v posameznih trenutkih, pri čemer je utežni faktor velikost vsote sil zgornjih udov $\|\mathbf{f}_{\sum_k}\|$

$$\overline{M}_{ps} = \frac{\sum_{k=1}^N M_{ps_k} \|\mathbf{f}_{\sum_k}\|}{\sum_{k=1}^N \|\mathbf{f}_{\sum_k}\|}. \quad (5.16)$$

Vrednost mere je omejena na $0 \leq \overline{M}_{ps} \leq 1$. Pri nekooperativni izvedbi naloge je vrednost mere enaka 0. Največjo vrednost 1 doseže, ko oba uda izvajata povsem enaki aktivni sili.

5.3.2.7 Pravičnost sodelovanja

Pravičnost sodelovanja izhaja iz diadnih nalog, kjer naj bi oba operaterja prispevala enako aktivne sile za izvedbo naloge [104]. Pri izvajanju naloge se nenehno *pogajata* o njunih prispevkih. Pri dvoročnih nalogah ima ta mera nekoliko drugačen pomen, saj možgani sočasno nadzorujejo oba uda in ustrezno porazdelijo aktivne sile. Pri pacientih po možganski kapi, ko možgani nimajo popolnega nadzora nad okvarjenim udom, večji del obremenitve prevzame neokvarjen ud. Mera pravičnosti sodelovanja je določena kot

$$\overline{M}_{pr} = 1 - \left| \frac{\sum_{k=1}^N \|\mathbf{f}_{L_k}^*\| - \sum_{k=1}^N \|\mathbf{f}_{R_k}^*\|}{\sum_{k=1}^N \|\mathbf{f}_{\sum_k}\|} \right|. \quad (5.17)$$

Vrednost mere je omejena na $0 \leq \overline{M}_{pr} \leq 1$. Ko oba uda izvajata enako aktivno silo, je sodelovanje pravično in vrednost mere enaka 1. Pri nekooperativni izvedbi

naloge je vrednost mere enaka 0, ker en ud izvaja celotno nalogu in sočasno kompenzira neustreznost sil drugega uda.

5.3.2.8 Notranje sile

Vsota sil \mathbf{f}_{Σ} omogoča izvedbo giba. Pri dvoročnem prenašanju bremena pa je del sil potreben tudi za držanje objekta med rokama. Za dvoročno nalogu izvedeno na robotu lahko predpostavimo, da je del sil potreben za držanje držala. Te sile se notranje uravnovesijo in ne pripomorejo k izvedbi giba, zato je smiselno, da so med izvedbo naloge čim manjše, le tolikšne, da držani objekt ne zdrsne iz rok. Mera notranjih sil je definirana kot povprečna vrednost razlike sil vzdolž robotskega držala v posameznih trenutkih

$$\overline{M}_{ns} = \frac{\sum_{k=1}^N (\mathbf{f}_{L_k} - \mathbf{f}_{R_k}) \cdot \boldsymbol{\zeta}_k}{N}, \quad (5.18)$$

pri čemer je $\boldsymbol{\zeta}_k$ enotski smerni vektor robotskega držala $\boldsymbol{\zeta}_k = [0 \ \cos \vartheta_k \ \sin \vartheta_k]^T$. ϑ_k je zasuk dvoročnega držala v čelni ravnini (horizontalna orientacija predstavlja zasuk $\vartheta = 0$)

5.3.2.9 Gladkost giba

Čeprav sta zgornja uda osebe sklopljena preko robotskega držala, se njuni trajektoriji še vedno razlikujeta, kar pomeni tudi razliko v gladkosti gibov enega in drugega uda. Gladkost giba je bila zato izračunana za vsak ud in ne za trajektorijo gibanja vrha robota. Gladkost je določena kot dolžina spektralnega loka amplitudno in frekvenčno normiranega spektra Fourierove transformacije hitrosti giba

$$\overline{M}_{SAL_{(L,R)}} = - \int_0^{\omega_c} \sqrt{\left(\frac{1}{\omega_c}\right)^2 + \left(\frac{d\hat{V}(\omega)}{d\omega}\right)^2} d\omega, \quad \hat{V}(\omega) = \frac{V_{(L,R)}(\omega)}{V_{(L,R)}(0)}, \quad (5.19)$$

kjer je $V_{(L,R)}(\omega)$ amplitudni del spektra Fourierove transformacije hitrosti giba $\|\dot{\mathbf{p}}_L\|$ ali $\|\dot{\mathbf{p}}_R\|$ in $[0, \omega_c]$ je frekvenčna pasovna širina giba [98]. Večje vrednosti mere $\overline{M}_{SAL_{(L,R)}}$ pomenijo bolj gladke gibe.

5.3.2.10 Trzaj na osnovi sile

Gladkost giba moremo ocenjevati tudi na osnovi trzaja, ki je določen, kot tretji odvod položaja po času oziroma prvi odvod pospeška po času. Ker sta sila in pospešek linearno povezana ($\mathbf{f} = m\ddot{\mathbf{p}}$), lahko kot približek ocene trzaja uporabimo tudi prvi odvod sile po času in mero trzaja posameznega uda določimo kot

$$\overline{M}_{tr_{(L,R)}} = \log \sqrt{\frac{(T_t - T_o)^6}{2mNS^2} \sum_{k=1}^N \|\dot{\mathbf{f}}_{(L,R)_k}\|^2}, \quad (5.20)$$

kjer je S dolžina prepotovane poti $S = \int_{t_o}^{t_t} \|\dot{\mathbf{p}}(t)\| dt$.

V nadaljevanju smo izračun mere trzaja nekoliko prilagodili. Določili smo razmerje trzajev okvarjenega in neokvarjenega uda (pri zdravih osebah dominantnega in nedominantnega uda)

$$\overline{M}_{tr} = \frac{1}{2} \log \left(\frac{\sum_{k=1}^N \|\dot{\mathbf{f}}_{R_k}\|^2}{\sum_{k=1}^N \|\dot{\mathbf{f}}_{L_k}\|^2} \right) \quad \text{ali} \quad \overline{M}_{tr} = \frac{1}{2} \log \left(\frac{\sum_{k=1}^N \|\dot{\mathbf{f}}_{L_k}\|^2}{\sum_{k=1}^N \|\dot{\mathbf{f}}_{R_k}\|^2} \right), \quad (5.21)$$

pri čemer normiranje s $(T_t - T_o)^6/(2mNS^2)$ ni potrebno, ker je faktor enak za oba uda, in $\frac{1}{2}$ pred logaritmom nadomešča kvadratni koren. Prva relacija določa mero za zdrave osebe in paciente z okvarjenim desnim udom, druga relacija pa za paciente z okvarjenim levim udom.

5.3.2.11 Optimalnost sodelovanja

Optimalnost sodelovanja je mera odvisna od trajektorije gibanja [104]. Za zdrave osebe lahko privzamemo, da je trajektorija gibanja določena z minimizacijo trzaja, to je tretjega odvoda položaja po času

$$H = \frac{1}{2} \int_{t_o}^{t_t} \left\| \frac{d^3 \mathbf{p}(t)}{dt^3} \right\|^2 dt, \quad (5.22)$$

kjer sta t_o in t_t začetni in končni čas giba vzdolž trajektorije $\mathbf{p}(t)$. Optimalno trajektorijo za gib med dvema točkama lahko kot rešitev (5.22) zapisemo v obliki

$$\mathbf{p}^*(t) = \mathbf{p}(t_o) + (\mathbf{p}(t_t) - \mathbf{p}(t_o)) (6\tau^5 - 15\tau^4 + 10\tau^3), \quad \tau = \frac{t - t_o}{t_t - t_o}. \quad (5.23)$$

Vrednost kriterijske funkcije za optimalno trajektorijo (5.23) je enaka

$$H^* = \frac{360\|\mathbf{p}(t_t) - \mathbf{p}(t_o)\|^2}{(t_t - t_o)^5}. \quad (5.24)$$

Mera optimalnosti sodelovanja je določena kot

$$\overline{M}_{os} = \frac{H^*}{H} \quad (5.25)$$

in je omejena na interval $0 < \overline{M}_{os} \leq 1$.

5.3.3 Statistična analiza

Za analizo razlik v ocenjevanih parametrih med različnimi skupinami preiskovancev in znotraj posameznih skupin smo uporabili Mann-Whitney test. Podatke smo razdelili v štiri skupine glede na okvarjen ud in stopnjo okvare. Prvo skupino predstavljajo podatki pridobljeni od zdravih preiskovancev. Podatke pacientov po možganski kapi smo najprej ločili glede na stran okvarjenega uda, saj so parametri izračunani tudi glede na silo levega in desnega uda in jih moramo obravnavati ločeno. Naloge je izvajalo večje število pacientov z okvarjenim desnim zgornjim udom. V stopnji okvare uda so bile ugotovljene bistvene razlike, kar je pokazala tudi statistična analiza. Kljub majhnemu vzorcu pacientov, smo paciente z okvaro desnega uda ločili v dve skupini, glede na stopnjo okvare.

Skupina zdravih preiskovancev vsebuje podatke 15 preiskovancev, skupina pacientov z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda 4 preiskovance, skupina pacientov z višjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda 3 ter skupina pacientov z okvaro levega zgornjega uda tudi 3. Ker so skupine preiskovancev relativno majhne za statistično analizo, smo v analizo vključili vseh pet ponovitev naloge. Posledično meritve niso povsem neodvisne, kar je potrebno upoštevati pri interpretaciji rezultatov. Če upoštevamo samo eno ponovitev, so rezultati podobni, moč vzorca za statistično analizo pa manjša.

Primerjave med skupinami preiskovancev ter primerjave med različnimi stopnjami dušenja smo obravnavali kot neodvisne vzorce. Analizo Mann-Whitney smo izvedli z mejo statistično značilnih vrednosti $p \leq 0,05$.

5.4 Rezultati

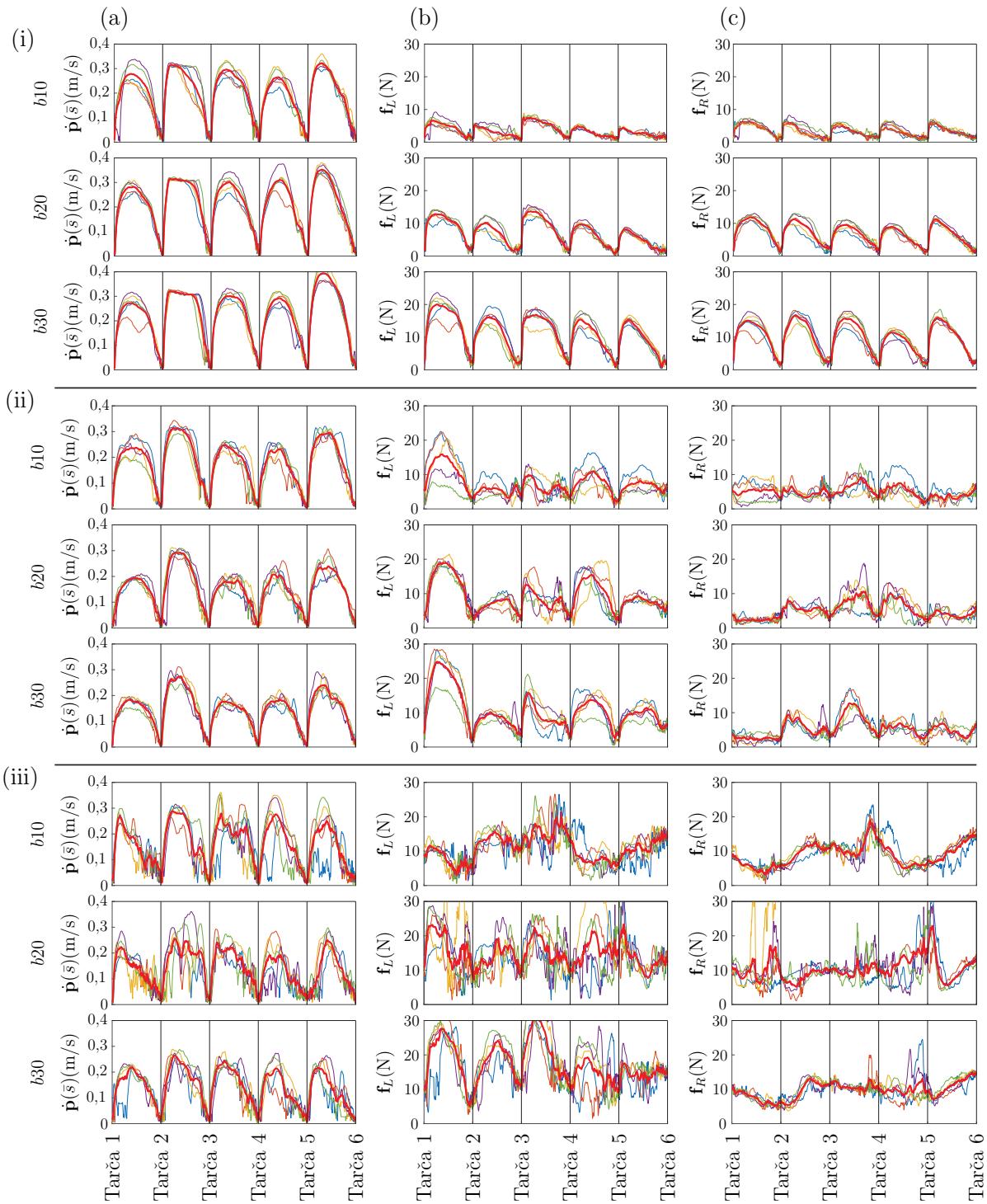
Z uporabo opornice na držalu so lahko tudi pacienti z višjo stopnjo okvare zgornjega uda izvajali vse naloge. Slika 5.3 prikazuje hitrost premika (a) ter sili leve (b) in desne

(c) roke za zdravega preiskovanca (i), pacienta z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda (ii) ter pacienta z višjo stopnjo okvare zgornjega uda (iii) za tri različne dušenja. Vsi parametri so prikazani v odvisnosti od normirane dolžine krožnega loka in ne časa. S tem je zagotovljena primerljivost posameznih trajektorij.

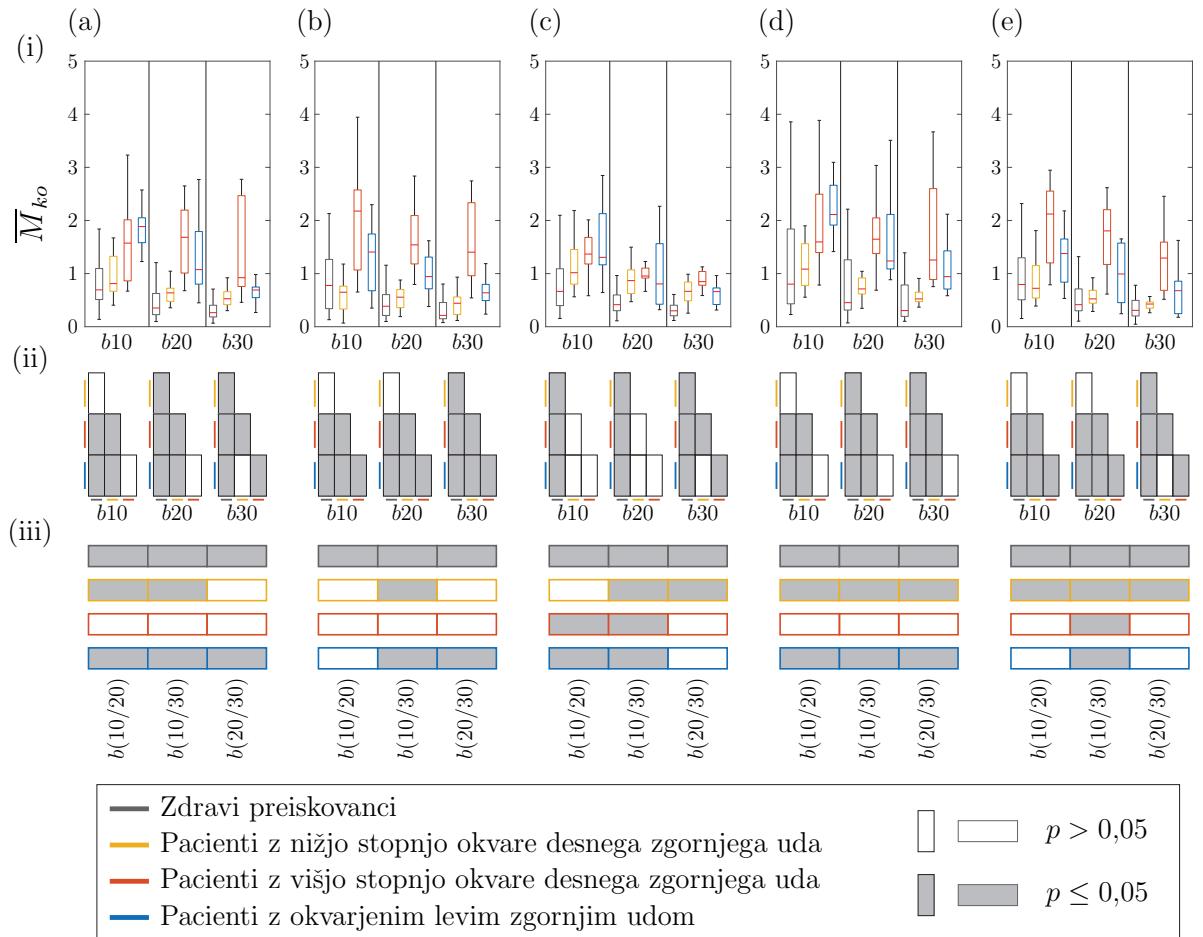
Parametri kažejo na razlike v kakovosti gibanja med tremi preiskovanci z različnimi stopnjami gibalnih sposobnosti, razlike med levim in desnim zgornjim udom ter razlike, ki so posledica različnih stopenj dušenja. Pri pacientih z višjo stopnjo okvare je opazno manj natančno in gladko gibanje. Za premagovanje višje stopnje dušenja so potrebne večje sile. Velikost sile, ki jo izvaja zgornji ud na dvoročno držalo, pa je odvisna tudi od smeri giba, kar je razvidno iz gibov v različne tarče.

Ocenjevani parametri so predstavljeni v matriki grafov, kjer prva vrstica (i) predstavlja škatlaste diagrame vrednosti posameznega parametra razdeljene po skupinah. V škatlastih diagramih rdeča črta predstavlja mediano, spodnji in zgornji rob škatle pa 25-ti in 75-ti percentil. Skrajna dela diagrama prikazujeta najmanjšo oziroma največjo vrednost v obsegu 1,5 razdalje med 25-tim in 75-tim percentilom. V drugi vrstici (ii) matrike rezultatov so predstavljene statistične značilnosti med skupinami in za različna dušenja b , v tretji vrstici (iii) so prikazane statistične značilnosti znotraj skupine za par dveh dušenj b . Na slikah so z (a) do (e) predstavljene naloge od 1 do 5. Preiskovanci so izvedli 5 ponovitev nalog. Podatke vseh petih ponovitev smo uporabili pri primerjavi podatkov med skupinami.

Statistične značilnosti v pravokotnikih so izračunane med skupinami na enak način, kot smo ga predstavili na sliki 3.8. Prazni pravokotniki predstavljajo statistično neznačilne razlike med izbranimi vzorcema podatkov ($p > 0,05$), sivo obarvani pravokotniki predpostavljajo statistično značilne razlike s $p \leq 0,05$. Škatlasti diagrami so predstavljeni v barvah glede na skupino preiskovancev. Enake barve smo uporabili za bolj jasen prikaz statističnih značilnosti med skupinami. Levo od pravokotnikov ter pod pravokotniki (vrstica diagramov na slikah z oznako (ii)) so kratke barvne črte, kjer vsaka zaznamuje svojo skupino, zapisano v legendi pod slikami. Vsak pravokotnik predstavlja statistično značilnost razlike dveh vzorcev. Pri prikazu statističnih značilnosti med skupinami (vrstica diagramov na slikah z oznako (ii)) prvi stolpec pravokotnikov, pod katerim je kratka črta sive barve (skupina podatkov zdravih preiskovancev), primerja skupino zdravih preiskovancev z ostalimi. V prvi vrstici je, na primer, primerjava skupine zdravih preiskovancev s pacienti z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda (rumena barva). stopnje



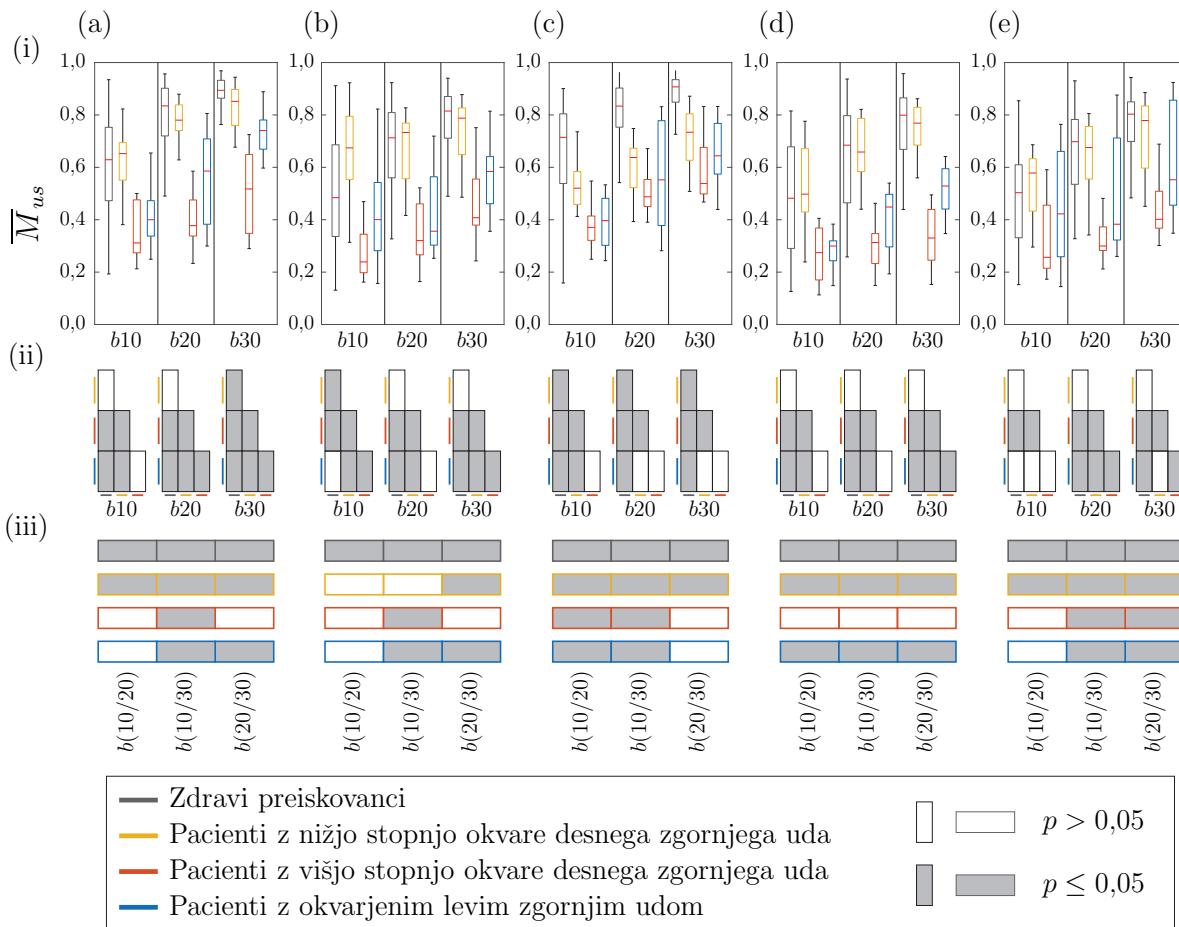
Slika 5.3: Hitrost gibanja $\dot{p}(\bar{s})$ (a) in sila levega f_L (b) ter desnega f_R zgornjega uda (c) za tri stopnje dušenja prikazane skrajno levo. Prve tri vrstice grafov (i) prikazujejo gibanje zdravega preiskovanca, naslednje tri vrstice (ii) pacienta po možganski kapi z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda ter zadnje tri vrstice (iii) pacienta po možganski kapi z višjo stopnjo okvare zgornjega uda. Različne barve predstavljajo pet ponovitev, rdeča odebujena linija pa njihovo mediano. Posamezni graf ima štiri navpične črte, ki ločujejo pet nalog z robotom.



Slika 5.4: Mera kooperativnosti \overline{M}_{ko} (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.

Pri prikazu statističnih značilnosti znotraj skupine (vrstica diagramov na slikah z oznako (iii)) smo uporabili enako barvo obrobe pravokotnikov za posamezno skupino kot pri škatlastih diagramih.

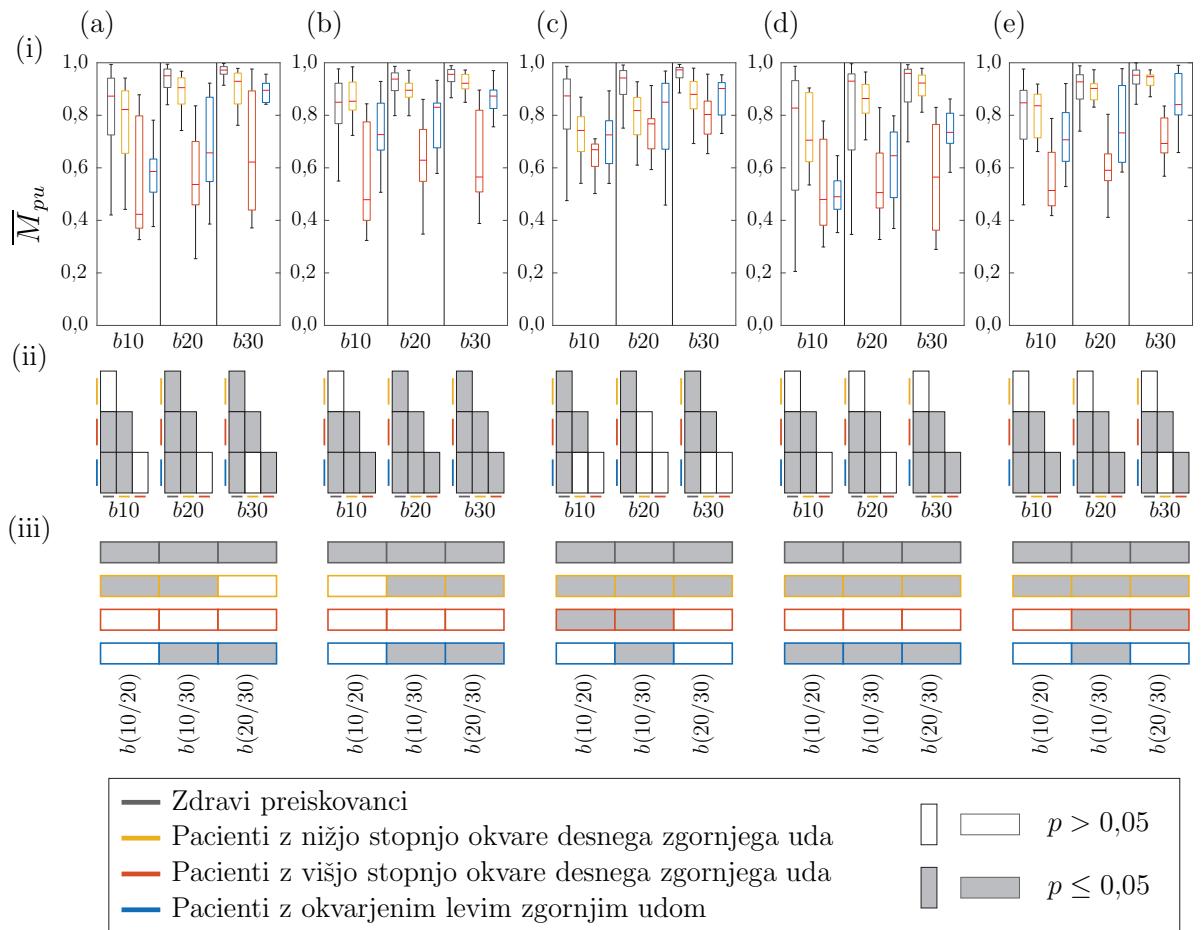
Zaradi obsežne analize in velikega števila ocenjevanih parametrov, smo rezultate, ki so manj pomembni za interpretacijo, združili v dodatku 6. Na sliki 5.4 so prikazani rezultati mere kooperativnosti \overline{M}_{ko} . Nižje vrednosti na slikah 5.4 pomenijo, da si zgornja uda med seboj bolj pomagata in delujeta bolj usklajeno iz vidika sil, višje vrednosti pa pomenijo bolj enoročno izvajanje naloge. Posledično lahko najnižje vrednosti mere kooperativnosti ugotovimo za zdrave preiskovance, najvišje vrednosti pa



Slika 5.5: Mera učinkovitosti sodelovanja \overline{M}_{us} (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.

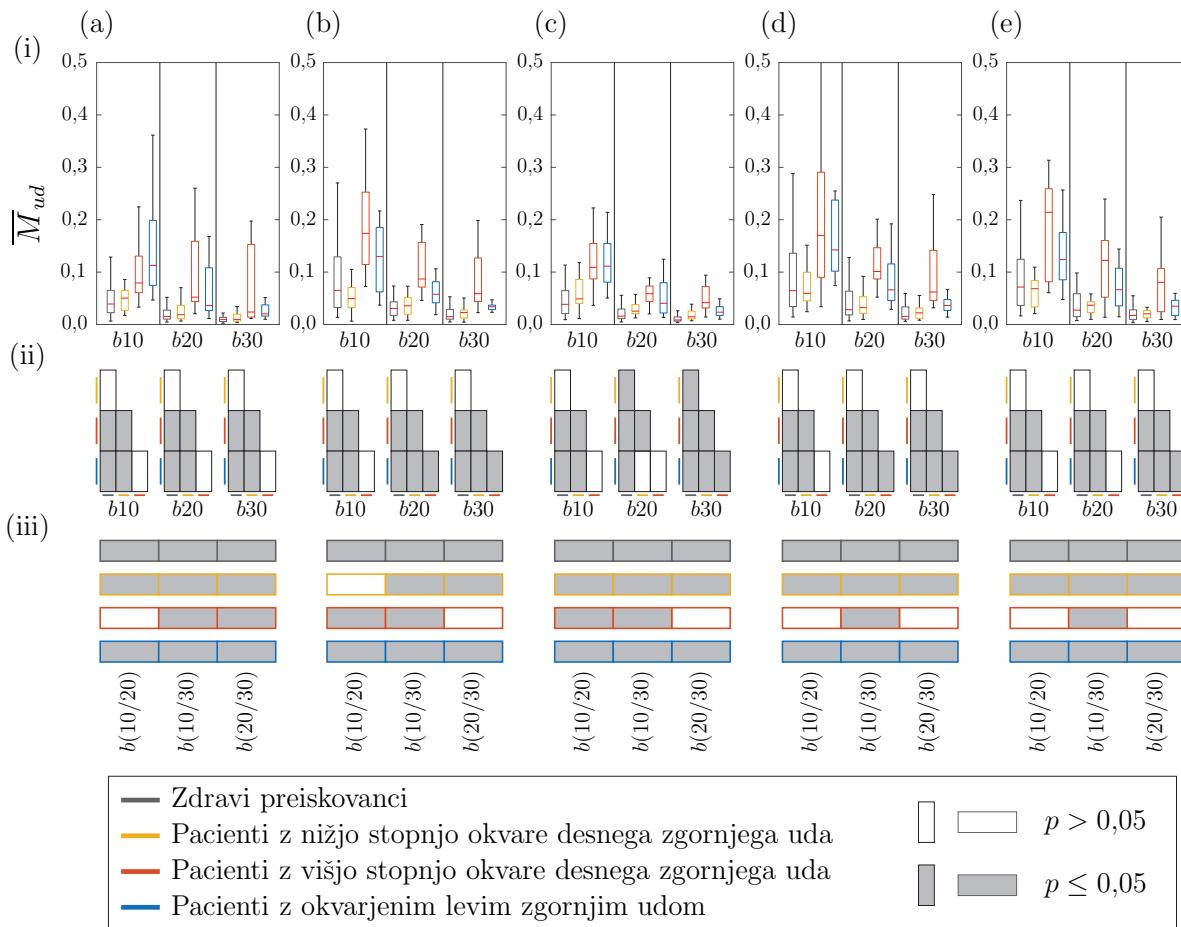
za paciente z višjo stopnjo okvare zgornjega uda. Med vsemi skupinami preiskovancev je mogoče ugotoviti statistično značilne razlike. Prav tako tudi dušenje vpliva na mero \overline{M}_{ko} . Najmanj značilne razlike v nivojih dušenja so opazne v primeru višje stopnje okvare uda.

Rezultati za mero učinkovitosti sodelovanja so prikazani na sliki 5.5 ter na slikah C.9 in C.10 v dodatku 6. Na sliki 5.5 so prikazani rezultati za skupno učinkovitost obeh udov \overline{M}_{us} . Slika C.9 prikazuje rezultate individualne učinkovitosti $\overline{M}_{us_{L,R}}$ za neokvarjen oziroma nedominanten zgornji ud, slika C.10 pa rezultate individualne učinkovitosti $\overline{M}_{us_{L,R}}$ za okvarjen oziroma dominanten zgornji ud.



Slika 5.6: Mera pogajalske učinkovitosti \overline{M}_{pu} (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.

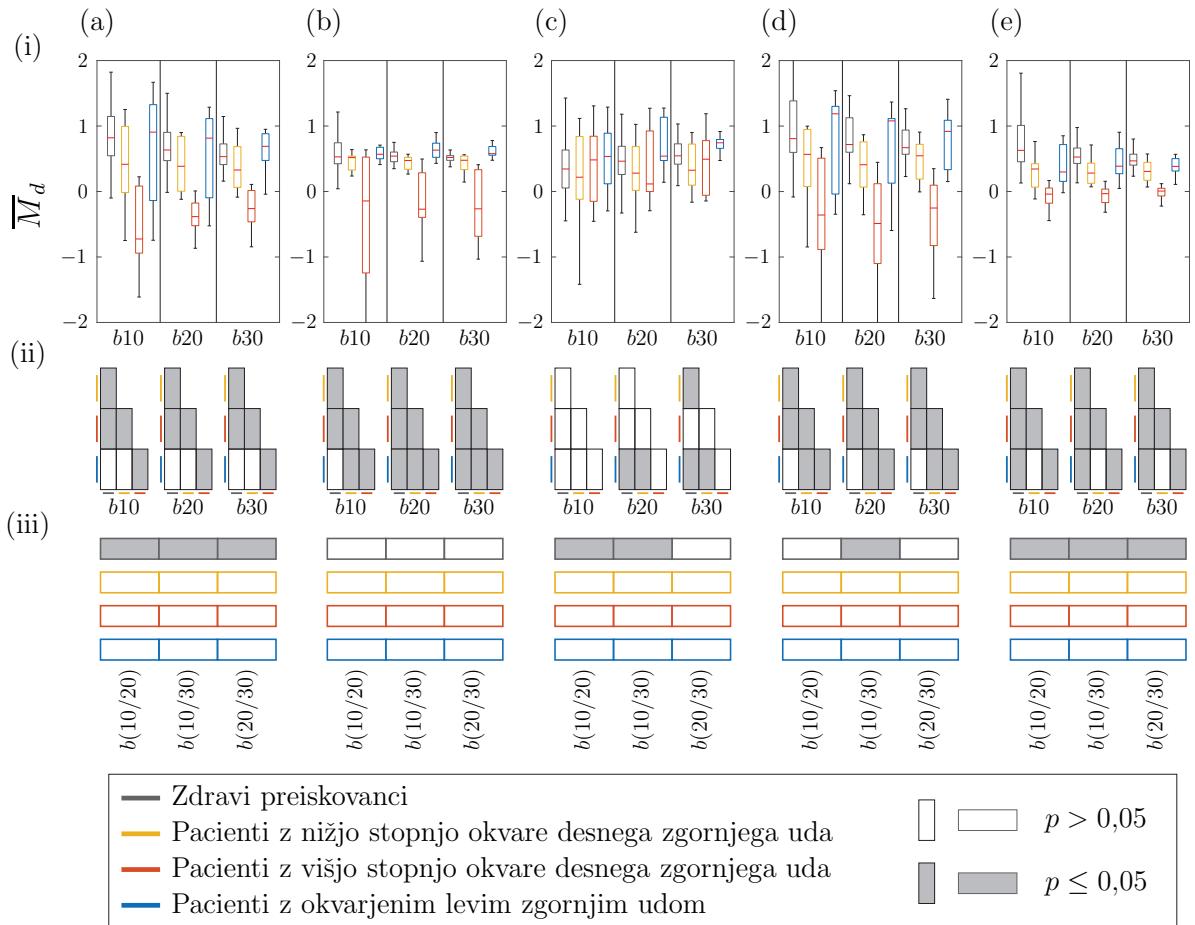
S parametrom mere učinkovitosti sodelovanja ugotavljamo relativni delež aktivnih komponent sil enega ali obeh udov glede na skupno silo. Višje vrednosti mere individualne učinkovitosti pomenijo relativno manjšo vrednost komponent sile $\|\mathbf{f}_\perp\|$, ki ne prispeva aktivno k gibu. Pri primerjavi individualne učinkovitosti neokvarjenega uda z zdravo osebo ni mogoče opaziti statistično značilnih razlik. V primeru okvarjenega uda je mogoče ugotoviti statistično značilne razlike med zdravimi preiskovanci in vsemi skupinami pacientov. Ni pa razlik med posameznimi skupinami pacientov. Mera učinkovitosti sodelovanja, ki vključuje oba uda \overline{M}_{us} , pa kaže statistično značilne razlike med vsemi skupinami preiskovancev. Prav tako ima tudi dušenje pomemben vpliv na mero \overline{M}_{us} , ne pa na meri $\overline{M}_{us_{L,R}}$ (izjema so zdravi preiskovanci).



Slika 5.7: Mera udobnosti sodelovanja \overline{M}_{ud} (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.

Na sliki 5.6 so prikazani rezultati mere pogajalske učinkovitosti \overline{M}_{pu} . Mera predstavlja neusklenjenosti aktivnosti zgornjih udov in je določena na osnovi aktivnih komponent sile. Višje vrednosti \overline{M}_{pu} pomenijo večjo kooperativnost med zgornjima udoma. Pri nekaterih gibih in predvsem pri višjih stopnjah dušenja se vrednosti mreza za zdrave osebe približajo 1. Najnižje vrednosti z mediano nekoliko nad 0,5 je opaziti za paciente z bolj okvarjenim udom. Statistično značilne razlike so med vsemi skupinami preiskovancev, prav tako tudi dušenje vpliva na mero pogajalske učinkovitosti (najmanjši vpliv ima na paciente z bolj okvarjenim udom).

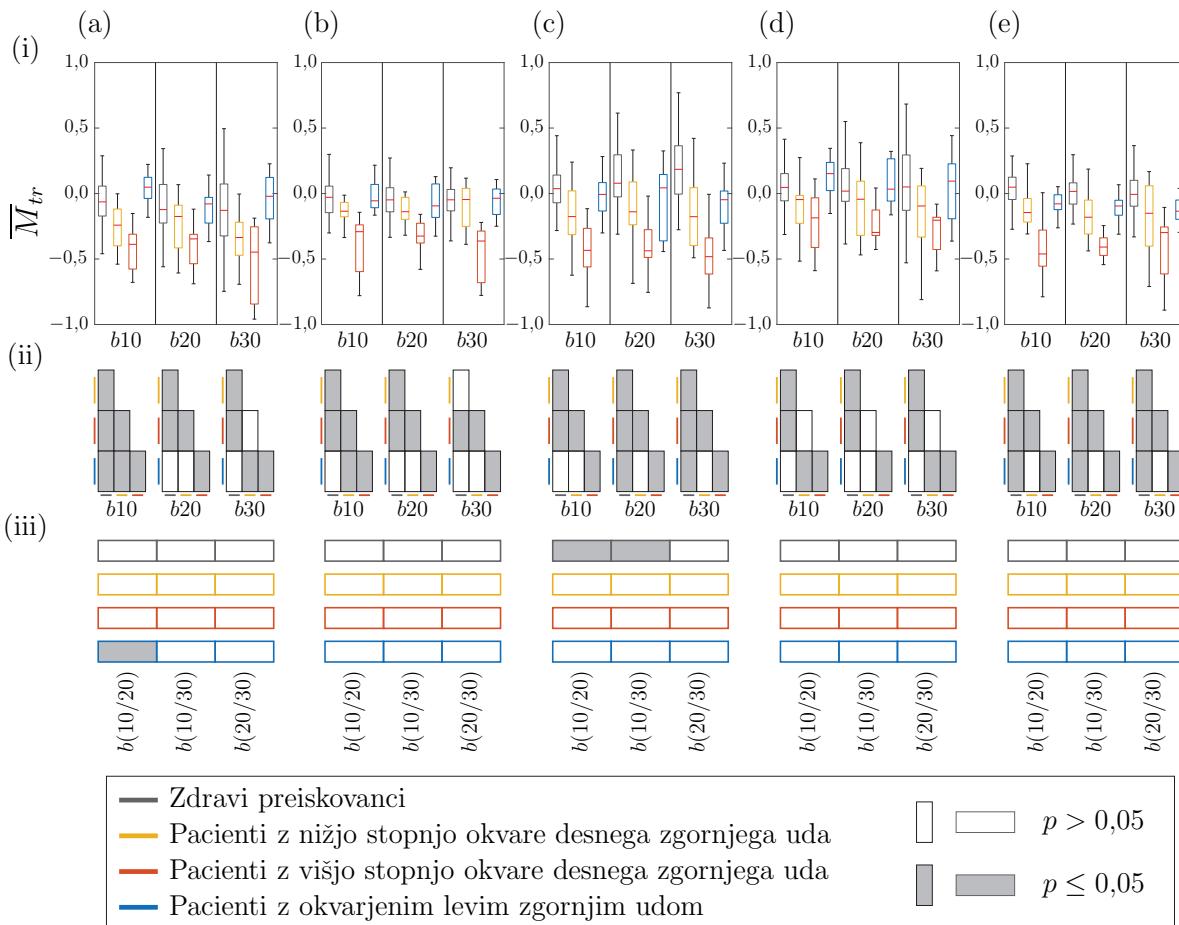
Na sliki 5.7 so prikazani rezultati mere udobnosti sodelovanja \overline{M}_{ud} . Mera predstavlja udobnost sodelovanja med obema rokama v smislu potrebe po neprestanem



Slika 5.8: Mera opravljenega dela \bar{M}_d desnega zgornjega uda (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.

prilagajanju razmerja dejavnosti zgornjih udov, ki se odraža v parametru δ . Manjše vrednosti \bar{M}_{ud} pomenijo, da je sodelovanje bolj udobno, ker se skozi gib ohranja razmerje dejavnosti udov. Če se razmerje δ spreminja, običajno pomeni, da mora neokvarjen ud izvajati korekcije giba. Hipotezo potrjujejo rezultati. Najmanjše vrednosti mere udobnosti opazimo za zdrave osebe, najvišje pa za paciente z bolj okvarjenim udom. Statistično značilne razlike so med vsemi skupinami preiskovancev. Stopnja dušenja ima statistično značilen vpliv na vse preiskovance. Dušenje pozitivno vpliva na udobnost sodelovanja.

Mere, ki opredeljujejo delo posameznega uda, so prikazane na sliki 5.8 in slikah C.11 ter C.12 v dodatku 6. Na sliki 5.8 je prikazano relativno delo desnega zgornjega uda.



Slika 5.9: Gladkost giba določena kot mera trzaja sile \bar{M}_{tr} dominantnega in okvarjenega zgornjega uda (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m .

Na sliki C.11 je prikazana vrednost absolutnega dela za nedominanten oziroma neokvarjen zgornji ud, na sliki C.12 pa vrednost absolutnega dela za dominanten oziroma okvarjen ud. Poudariti velja, da je delo odvisno od položaja uda glede na smer gibanja. Pomembno je upoštevati ali ud vleče ali potiska dvoročno držalo. Posledično ni mogoče neposredno primerjati dela levega in desnega zgornjega uda za večino gibov (izjema je gib navpično navzgor, kjer oba uda delujeta v smeri vleka). V splošnem bi moralo biti absolutno delo odvisno od stopnje dušenja (več opravljenega dela pri višji stopnji dušenja), relativno delo pa bi se moralo ohranjati, če oba uda prispevata ustrezni delež k izvedbi naloge. Hipotezo potrjujejo rezultati. Na relativno delo dušenje ne vpliva. Pomemben vpliv dušenja je opazen na absolutno delo obeh udov zdravih preiskovancev

in na neokvarjen ud pacientov. Med skupinami preiskovancev so statistično značilne razlike.

Gladkost giba moremo ocenjevati na osnovi trzaja (slika 5.9) ali na podlagi dolžine spektralnega loka hitrosti giba (slika C.16 v dodatku 6). Trajektoriji levega in desnega zgornjega uda se razlikujeta, zato smo parametra gladkosti giba izračunali ločeno za vsak ud. Višje vrednosti parametrov gladkosti giba pomenijo bolj gladke gibe. Mera gladkosti giba na osnovi trzaja in mera izračunana na osnovi spektralnega loka hitrosti giba dajeta podobne rezultate. Statistično značilne razlike so med vsemi skupinami preiskovancev za večino gibov. Stopnja dušenja nima vpliva na gladkost giba.

Nadaljnje štiri skupine rezultatov so prikazane v dodatku 6. Na sliki C.13 so prikazani rezultati mere podobnosti sil \overline{M}_{ps} . Mera predstavlja neusklenost zgornjih udov izračunanih na osnovi aktivnih komponent sil. Višje vrednosti \overline{M}_{ps} pomenijo večjo kooperativnost med zgornjima udoma. Usklenost aktivnih sil je pričakovati pri gibih, kjer oba uda vlečeta oziroma potiskata dvoročno držalo. To potrjujejo tudi rezultati, saj je največjo vrednost mere mogoče opaziti pri gibu navpično navzgor. Razlike med posameznimi skupinami preiskovancev so pretežno statistično neznačilne. Značilne razlike je za nekatere naloge mogoče ugotoviti le za preiskovance z višjo stopnjo okvare uda. Zanimiva pa je ugotovitev, da stopnja dušenja pomembno vpliv na mero podobnosti sil za zdrave preiskovance.

Na sliki C.14 so prikazani rezultati mere pravičnosti sodelovanja \overline{M}_{pr} . Mere predstavlja pogajalsko uspešnost levega in desnega zgornjega uda za izvedbo naloge. Naloga je izvedena pravično, ko obe roki prispevata enako aktivne sile za izvedbo naloge. Vrednost 1 predstavlja enak vložek aktivne sile levega in desnega zgornjega uda. Podobno kot pri meri podobnosti sil, pričakujemo najvišje vrednosti pri gibih, kjer oba uda vlečeta oziroma potiskata dvoročno držalo, kar ponovno potrjujejo rezultati za gib v smeri navzgor. V splošnem za mero pravičnosti sodelovanja ni mogoče ugotoviti statistično značilnih razlik med skupinami preiskovancev ali stopnjami dušenja.

Slika C.15 predstavlja mero za notranje sile \overline{M}_{ns} , ki prispevajo k držanju objekta, da ta ne zdrsne iz rok. Pozitivne vrednosti pomenijo stisk dvoročnega držala, negativne vrednosti pa vlek dvoročnega držala narazen. Glede na rezultate na sliki 5.3, se sile statistično značilno razlikujejo le pri pacientih z višjo stopnjo okvare zgornjega uda. Stopnja dušenja nima nikakršnega vpliva na notranje sile.

Na sliki C.17 so prikazani rezultati mere optimalnosti sodelovanja \overline{M}_{os} . S parame-

trom ugotavljamo podobnost trajektorije optimalni trajektoriji, ki temelji na minimizaciji trzaja. Višje vrednosti na slikah C.17 pomenijo bolj naravno trajektorijo giba. Ker izračun kriterijske funkcije temelji na tretjem odvodu položaja po času, je mera izrazito podvržena šumu meritve. Izračunane vrednosti \overline{M}_{os} so vse manjše od 0,1 (tudi za zdravo osebo), pri čemer vrednost 1 predstavlja optimalno izvedbo giba. Kljub rezultatom, ki kažejo na izrazito neoptimalno izvedbo giba (posledica šuma meritve), se kažejo statistično značilne razlike med zdravimi preiskovanci in vsemi skupinami pacientov. Ni pa opaznih razlik med posameznimi skupinami patientov. Prav tako dušenje ne vpliva na optimalnost izvedbe giba.

5.5 Razprava

S parametri ugotavljamo dve statistični značilnosti. Ena je primerjava med skupinami pri določeni vrednosti dušenja b in za vsako nalogu posebej, druga pa primerjava vpliva samega dušenja znotraj izbrane skupine preiskovancev. Izračunane mere lahko v grobem delimo glede na izbrano veličino, iz katere smo jo izračunali in na to, ali smo jih izračunali ločeno za levi in desni zgornji ud ali kot skupno oceno. Na izračun mer kooperativnosti \overline{M}_{ko} , individualne učinkovitosti sodelovanja $\overline{M}_{us_{L,R}}$, pogajalske učinkovitosti \overline{M}_{pu} , pravičnosti sodelovanja \overline{M}_{pr} , udobnosti sodelovanja \overline{M}_{ud} vplivajo aktivni deli sil $\mathbf{f}_{L,R}^*$. Za izračun podobnosti sil \overline{M}_{ps} smo prav tako uporabljali aktivne dele sil. Meri optimalnosti sodelovanja \overline{M}_{ud} ter gladkosti giba $\overline{M}_{SAL_{(L,R)}}$ izračunamo iz trajektorije giba. Skupno silo leve in desne roke smo uporabili pri izračunu skupne učinkovitosti sodelovanja \overline{M}_{us} ter pri izračunu trzaja na osnovi sile \overline{M}_{tr} . Čeprav smo za izračun nekaterih mer ocenjevanja zgornjih udov med vadbo z robotom uporabili enake veličine, so mere med sabo pretežno neodvisne.

Kooperativnost \overline{M}_{ko} , predstavljena na sliki 5.4, določa koliko si pri izvedbi giba uda pomagata med sabo. Izračunali smo jo na osnovi parametra δ , ki je enak 0 ko sta aktivna dela sil \mathbf{f}_L^* in \mathbf{f}_R^* enaka. Najnižje vrednosti za posamezen nivo dušenja in posamezen del naloge dosega skupina zdravih preiskovancev. Pri stopnji dušenja $b = 30 \text{ Ns/m}$ vidimo statistično značilne razlike pri vseh petih nalogah, pri stopnji dušenja $b = 10 \text{ Ns/m}$ pa razlike med skupino zdravih in patientov z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda ni. Pri dušenjih $b = 10 \text{ Ns/m}$ in $b = 20 \text{ Ns/m}$ vidimo statistično značilne razlike med skupino patientov z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda in ostalima dvema skupinama patientov pri vseh nalogah z izjemo tretje.

Pri parametru kooperativnosti \overline{M}_{ko} opazimo statistično značilne razlike pri vseh nalogah in vseh dvojicah dušenj pri zdravih osebah, za večino nalog in dvojicah dušenj pri skupinah pacientov z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda in pacientov z okvarjenim levim zgornjim udom, medtem ko vidimo statistično značilne razlike pri skupini pacientov z višjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda le pri tretji in zadnji nalogi pri dvojici dušenj $b = 10 \text{ Ns/m}$ in $b = 30 \text{ Ns/m}$ ter pri tretji nalogi za dvojico $b = 20 \text{ Ns/m}$ in $b = 30 \text{ Ns/m}$. Ugotovimo lahko, da pacienti z višjo stopnjo okvare, izvajajo nalogo pretežno z neokvarjenim udom. Ker je vrednost mere $\overline{M}_{ko} > \frac{1}{2}$ za večino skupin pacientov (izjema so le pacienti z manj okvarjenim desnim udom v nekaterih nalogah), lahko ugotovimo, da okvarjen ud pravzaprav nasprotuje izvedbi giba in mora neokvarjen ud izvajati dodatno silo za izvedbo naloge. Stopnja dušenja pomembno vpliva na izvedbo naloge. Z višjo stopnjo dušenja se v splošnem poveča kooperativnost oziroma zmanjša vrednost mere \overline{M}_{ko} .

Učinkovitost sodelovanja smo ocenjevali na osnovi sil levega in desnega zgornjega uda. V grobem mero učinkovitosti sodelovanja lahko ločimo v tri parametre: individualno učinkovitost $\overline{M}_{us_{L,R}}$, skupno učinkovitost sodelovanja \overline{M}_{us} ter pogajalsko učinkovitost \overline{M}_{pu} .

Individualno aktivnost smo predstavili na sliki C.9 za neokvarjen ud pacientov in nedominanten ud zdravih preiskovancev ter na sliki C.10 za okvarjen ud pacientov in dominanten ud zdravih preiskovancev. Sile levega in desnega uda so med nalogami različne glede na smer gibanja, zato smo se odločili za primerjavo dominantne (desne) strani pri zdravih preiskovancih z okvarjenim udom pri pacientih, ki je pri dveh od treh skupin podatkov pacientov prav tako desni. Pri nalogah (a), (c), (d), (e) držalo robota premikamo v levo ali desno smer, zato je primerjava s skupino pacientov z okvarjenim levim zgornjim udom smiselna zgolj pri drugi nalogi, ko je smer gibanja navpična navzgor. Če opazujemo zgolj skupino zdravih preiskovancev in pacientov z okvarjenim desnim zgornjim udom, pri čemer opazujemo neokvarjen ud (slika C.9), ne opazimo statistično značilnih razlik, razen pri gibu v levo smer (c). Če analiziramo rezultate na sliki C.10 za okvarjen ud pacientov, ugotovimo statistično značilne razlike med skupino zdravih preiskovancev in skupinami pacientov (z izjemo druge naloge). Med skupinami pacientov pa statistično značilnih razlik za večino gibov ni mogoče ugotoviti. Na slikah C.9(iii) in C.10(iii) ugotovimo statistično značilne razlike med vsemi dvojicami stopenj dušenja pri skupini zdravih preiskovancev. Za skupine pacientov opazimo več statistično značilnih razlik le pri analizi neokvarjenega uda.

Skupna učinkovitost sodelovanja \bar{M}_{us} je prikazana na sliki 5.5. Glede na to, da so razlike med silami leve in desne roke glede na smer giba tudi pri tem parametru, ne moremo upoštevati statistično značilnih razlik med skupino pacientov z levim okvarjenim zgornjim udom in ostalimi skupinami, z izjemo naloge (b). Pri tem parametru opazimo pri vseh nalogah in vseh stopnjah dušenja statistično značilne razlike med skupino pacientov z višjo stopnjo okvare zgornjega uda in ostalima dvema skupinama. Skupina pacientov z manj okvarjenim desnim udom se bistveno ne razlikuje od zdravih preiskovancev. Enako kot pri individualni učinkovitosti sodelovanja, so tudi pri skupni učinkovitosti znotraj skupine zdravih preiskovancev statistično značilne razlike pri vseh nalogah in vseh dvojicah stopenj dušenja b . Prav tako so v večini primerov statistično značilne razlike znotraj skupin pacientov, največ pri skupini pacientov z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda. Dušenje pozitivno vpliva na mero učinkovitosti sodelovanja \bar{M}_{us} , saj se z večanjem dušenja mera povečuje.

Zadnji izmed parametrov učinkovitosti sodelovanja je pogajalska učinkovitost \bar{M}_{pu} , ki smo jo predstavili na sliki 5.6. Izračunali smo jo na podoben način kot skupno učinkovitost sodelovanja, vendar smo upoštevali le aktivne sile. Večja usklajenost z vidika sil zgornjih udov pomeni višje vrednosti pogajalske učinkovitosti. Najvišje vrednosti pri nalogah in različnih stopnjah dušenja dosega skupina zdravih preiskovancev. Aktivni del sile je tisti, katere smer je enaka smeri skupne sile, zato tudi pri tem parametru ne moremo upoštevati statistične analize med skupinami za paciente z okvaro levega zgornjega uda in ostalimi skupinami. Z izjemo naloge (c) in $b = 20 \text{ Ns/m}$ pov sod vidimo statistično značilne razlike med skupino pacientov z višjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda in ostalima skupinama. Pri nalogah (d) in (e) ni statistično opaznih razlik med skupino pacientov z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda in skupino zdravih preiskovancev. Pri drugi nalogi, kjer je smer sile obeh zgornjih udov enaka smeri gibanja, vidimo statistično značilne razlike med skupino pacientov z okvaro levega zgornjega uda in vsemi ostalimi skupinami, kar nakazuje, da imajo ti pacienti manj okvarjen zgornji ud, kot skupina pacientov z bolj okvarjenim desnim zgornjim udom. Statistično značilne razlike znotraj skupin ugotovimo pri vseh nalogah in stopnjah dušenja b zdravih preiskovancev, za večino stopenj dušenja in pri pacientih z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda in pacientih z okvaro levega zgornjega uda.

Udobje je nekaj, s čimer povemo koliko od nas naloga zahteva pozornosti ter fizične ali kognitivne aktivnosti. V smislu interakcije med udoma pri dvoročni izvedbi nalog pa

predvsem določa koliko se spreminja razmerje aktivnosti med udoma. Udobna izvedba z najmanj napora predpostavlja konstantno razmerje. Če pa mora vsaj en ud neprestano prilagajati svojo aktivnost, to zahteva večjo pozornost ter večjo fizično in kognitivno aktivnost. Tak primer lahko ugotovimo, ko mora neokvarjen ud kompenzirati motnje, ki jih povzroča okvarjen ud. Udobnost sodelovanja med zgornjima udoma \bar{M}_{ud} je predstavljena na sliki 5.7. Nižje vrednosti parametra določajo višjo stopnjo udobnosti sodelovanja. Med skupinami so za večino nalog prisotne statistično značilne razlike, izjema je primerjava med skupino zdravih in skupino pacientov z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda. Ugotovimo lahko tudi statistično značilne razlike znotraj vseh skupin za večino nalog in dvojic dušenj b . Dušenje v vseh primerih izboljša mero udobnosti sodelovanja. Sklepamo lahko, da višja stopnja dušenja pomaga stabilizirati sistem, s čimer se zmanjša vpliv motenj. Učinek je opaziti tudi pri zdravih osebah.

Opravljeno delo zgornjih udov pri izvedbi nalog obravnavamo kot absolutno delo (sliki C.11 in C.12) in relativni prispevek enega uda (sliki 5.8). Pri opazovanju absolutne vrednosti dela lahko sicer ugotovimo nekatere statistično značilne razlike med skupinami, vendar ni mogoče povzeti dokončnih sklepov. Največje razlike so opazne med skupino pacientov z bolj okvarjenim desnim udom in ostalimi skupinami. Izpostaviti velja gib v levo smer (c), kjer ni nikakršnih razlik med skupinami (za okvarjen in za neokvarjen ud). Za paciente z desnim okvarjenim udom predstavlja to gib v smeri interne rotacije v ramenskem sklepu za okvarjen ud. To pa je gib, pri katerem pacienti običajno nimajo težav. Dušenje pričakovano vpliva na opravljeno absolutno delo. Za zdrave osebe so razlike v vseh primerjavah statistično značilne. Delen vpliv opazimo tudi pri ostalih skupinah preiskovancev. Pomembna pa je predvsem ugotovitev, da sprememba dušenja nima nikakršnega vpliva na delo, ki ga opravi okvarjen ud pri pacientih z višjo stopnjo okvare. V tem primeru večje potrebno delo opravi neokvarjen ud, kar dokazujejo tudi vrednosti parametra $W_{L,R}$. Rezultati, ki prikazujejo relativno delo \bar{M}_d so povzeti na sliki 5.8. Statistično značilne razlike so med vsemi skupinami preiskovancev. Nekoliko odstopa skupina z okvarjenim levim udom, za katero smo že ugotovili, da pri analizi dela ni neposredno primerljiva z ostalimi pacienti. Enako kot za absolutno delo, lahko izpostavimo gib v levo (c), kjer statistično značilnih razlik med skupinami ni. Prav tako dušenje, z izjemo nekaterih izvedb nalog zdravih preiskovancev, ne vpliva na relativno delo.

Gladkost giba, ki smo jo v raziskavi že večkrat omenili in ocenjevali pri gibanju zgornjih udov, smo izračunali z dvema parametroma. Prvega, \bar{M}_{tr} , predstavljenega na

sliki 5.9, smo izračunali kot trzaj na osnovi sile, drugega, $\overline{M}_{SAL_{(L,R)}}$, predstavljenega na sliki C.16 smo izračunali iz dolžine spektralnega loka. Za oba parametra višje vrednosti predstavljajo bolj gladke gibe. Statistično značilne razlike za mero trzaja na osnovi sile \overline{M}_{tr} opazimo pri vseh nalogah in pri vseh dušenjih med skupino zdravih preiskovancev in obema skupinama pacientov z okvaro desnega zgornjega uda. V večini primerjav, z izjemo naloge (d), so ugotovljene statistično značilne razlike med skupinama pacientov z različno stopnjo okvare desnega zgornjega uda. Prav tako vidimo statistično značilne razlike pri vseh nalogah in dušenjih med skupino pacientov z okvaro levega zgornjega uda in pacientov z visjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda. Sklepamo lahko, da skupino pacientov z okvaro levega zgornjega uda, sestavljajo večinoma pacienti z nižjo stopnjo okvare zgornjega uda, kar potrjujejo tudi nekateri ostali parametri. Pri skupinah pacientov z desnim okvarjenim udom ni statistično značilnih razlik znotraj skupine pri nobeni nalogi za nobeno dvojico dušenj. Pri zdravih osebah so prisotne statistično značilne razlike pri zgolj dveh dvojicah dušenj naloge (c), pri pacientih z levim okvarjenim zgornjim udom pa le pri eni dvojici dušenj pri nalogi (a). Dušenje torej nima pomembnega vpliva na gladkost giba posameznega uda. Slednje potrjuje tudi parameter gladkosti giba določen iz dolžine spektralnega loka $\overline{M}_{SAL_{(L,R)}}$. Ugotovitev je na prvi pogled v nasprotju s pričakovanji, saj višja stopnja dušenja v splošnem omogoča bolj gladke gibe. Pri tem pa je potrebno poudariti, da z merama gladkosti giba ocenjujemo gladkost giba posameznega uda in ne vrha robota. Uda pa sta v stiku z robotskim držalom, ki omogoča nedušeno rotacijo okrog točke vrha robota. Gibanje posameznega uda je torej v splošnem nedušeno. Na osnovi mere $\overline{M}_{SAL_{(L,R)}}$ lahko med skupinami preiskovancev ugotovimo podobne razlike kot na osnovi mere \overline{M}_{tr} . Med skupino zdravih preiskovancev in vsemi tremi skupinami pacientov je pri vseh nalogah in dušenjih (z izjemo prvega giba skupine pacientov z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda) prisotna statistično značilna razlika. Skupina pacientov z okvaro levega zgornjega uda ima najmanj statistično značilnih razlik z ostalimi skupinami.

Pri izvajanju dvoročnih gibov lahko interakcijo med levim in desnim zgornjim udom poimenujemo sodelovanje. Pri raziskavi smo sodelovanje opredelili z nekaj parametri. Z mero \overline{M}_{os} smo ugotavljali optimalnost sodelovanja. Izračunali smo jo na podlagi trajektorije gibanja. Optimalnost gibanja merimo z minimizacijo trzaja in z njim ugotavljamo občutek naravnega gibanja zgornjih udov. To je edini od parametrov ocenjevanja sodelovanja zgornjih udov, kjer smo uporabili trajektorijo gibanja vrha robota. Parameter je prikazan na sliki C.17. Parameter \overline{M}_{os} ima pri večini nalog in

stopenj dušenja b najvišjo mediano pri zdravih preiskovancih, kar nakazuje na najbolj optimalno izvedbo giba, a hkrati parameter zanje izkazuje tudi največji raztres, kar nakazuje na velike razlike med zdravimi preiskovanci. Statistično značilne razlike so predvsem med skupino zdravih preiskovancev in vsemi tremi skupinami pacientov. Med posameznimi skupinami pacientov ni pomembnih razlik. Pričakovan je bil vpliv stopnje dušenja, ki pa v rezultatih ni opazen, prej nasprotno. Za vse preiskovance so izračunane vrednosti mere manj od 0,1, torej daleč od optimalne izvedbe z vrednostjo 1. To je posledica šuma in numeričnega izračuna trzaja kot tretjega odvoda položaja po času. Posledično rezultati zaradi šuma niso zanesljivi in mera ni kvaliteten pokazatelj razlik med preiskovanci.

Če naj bo sodelovanje učinkovito, morata oba uda prispevati podobno silo za izvedbo naloge. Z mero podobnosti sil \bar{M}_{ps} analiziramo absolutno razliko med aktivnima silama udov glede na skupno aktivno silo. Rezultate povzema slika C.13. Statistično značilne razlike med skupinami preiskovancev so opazne v nekaterih delih nalog in predvsem za višje vrednosti dušenja. Razlike so predvsem med skupino preiskovancev z višjo stopnjo okvare desnega uda in ostalimi preiskovanci. Pri tej skupini je mera podobnosti sil najnižja, kar kaže na pretežno aktivnost neokvarjenega uda. Dušenje statistično značilno vpliva le na zdrave preiskovance, sicer pa lahko za vse preiskovance ugotovimo, da z višjim dušenjem mera podobnosti sil narašča, torej postaja sodelovanje med udoma bolj učinkovito.

Parameter pravičnosti sodelovanja \bar{M}_{pr} , ki ga prikazuje slika C.14, ugotavlja neenakomerno porazdeljenost aktivnih sil med obema udoma. Izračun mere temelji na enakih veličinah kot izračun mere podobnosti sil \bar{M}_{ps} , zato so tudi rezultati deloma primerljivi. Najvišje vrednosti parameter dosega pri nalogi (b), ko je gib izveden v navpični smeri in imata oba uda enako funkcijo. Med skupinami preiskovancev in med različnimi stopnjami dušenja pretežno ni statistično značilnih razlik, zato parameter ni primeren za ocenjevanje gibalnih sposobnosti med dvoročno vadbo.

Notranje sile so predstavljene na sliki C.15. Za skupino preiskovancev z višjo stopnjo okvare uda lahko ugotovimo najvišje notranje sile, kar pomeni, da najmočneje stiskajo držalo med rokama. Za nekatere preiskovance lahko opazimo pretežno negativne sile, kar pomeni, da dvoročnega držala ne stiskajo, ampak vlečejo narazen. Pri zasnovi držala, kot je prikazano na sliki 5.1, je to mogoče, saj vsaka roka neodvisno drži ročico držala in notranje sile za držanje niso potrebne. Vlek držala narazen lahko razložimo s tem, da ud, ki leži v smeri giba vleče dvoročno držalo, drugi ud pa pasivno sledi

(je vlečen) ali prispeva le manjši delež sile. Statistično značilne razlike med skupinami lahko ugotovimo le za preiskovance z višjo stopnjo okvare desnega uda. Stopnja dušenja na notranje sile ne vpliva.

Za večino zdravih preiskovancev velja, da ima nivo dušenja pomemben vpliv na izvedbo naloge, kar smo potrdili za večino uporabljenih mer. Tega pri skupinah pacientov ni mogoče potrditi. Morebiti je vzrok za to slabša koordinacija pri izvedbi giba, verjetna pa je tudi razloga, da je moč vzorca premajhna za potrditev učinka dušenja in bi pri večjem vzorcu pacientov dobili drugačne rezultate.

5.5.1 Prispevki sodelavcev

Pri raziskavi *Zasnova dvoročne vadbe z robotom in analiza sil interakcije med izvajanjem nalog* je študent na praksi Alper Batuhan Coskun sodeloval pri razvoju nalog za robotsko vadbo in magistrski študent elektrotehnike Anže Stražar izvedel meritve na preiskovancih.

6 Sklepne ugotovitve

Analiza gibanja človeka je zanimivo in široko raziskovalno področje, ki med drugim omogoča hitrejšo in bolj kakovostno rehabilitacijo. Z namenom personalizacije senzorno podprte in robotske vadbe zgornjih udov smo si v doktorski disertaciji zastavili tri cilje, ki smo jim sledili v raziskovalnem delu in jih obravnavali v treh osrednjih poglavijih disertacije. Cilji disertacije stremijo k spremeljanju in ocenjevanju gibanja zgornjih udov med izvajanjem uveljavljenih kliničnih testov, vsakodnevnih dejavnosti in med izvajanjem nalog vadbe z robotom.

Za potrebe raziskovalnega dela smo razvili in v ločenem poglavju predstavili nosljivi senzorni sistem, ki temelji na magneto-inercialnih merilnih enotah in senzorjih mišične aktivnosti. Sistem omogoča merjenje kratkotrajnih dejavnosti, predvsem pa ga je mogoče uporabljati tudi za dolgotrajno merjenje vsakodnevnih dejavnosti uporabnika izven kliničnega okolja.

V prvi raziskavi smo se osredotočili na izvajanje in ocenjevanje gibov, kot jih definirata standardna klinična testa ARAT in WMFT. Osredotočili smo se predvsem na relacijo med kliničnimi ocenami in numeričnimi parametri gibanja, ki jih lahko pridobimo iz nosljivega merilnega sistema. Uporaba nosljivega merilnega sistema med izvajanjem ARAT in WMFT omogoča analizo parametrov gibanja in lahko nudi boljši vpogled v gibalne sposobnosti zgornjega uda. V pričajoči raziskavi smo gibanje pacienta ovrednotili preko štirih parametrov: časa gibanja, gladkosti gibanja, podobnosti trajektorije gibanja roke ter stabilnosti trupa. Oceno mišične aktivnosti smo uvedli kot ocenjevanje prijemanja predmetov.

Gibanje zgornjega uda med izvajanjem nalog kliničnih testov smo z metodo segmentacije razdelili na faze gibanja in faze mirovanja. Predstavljeni parametri gibanja se med različnimi skupinami preiskovancev razlikujejo v posameznih fazah in pri celotni izvedbi naloge. Izvedli smo primerjavo kliničnih izidov ARAT s parametri ocenjevanja

gibanja. Rezultati kažejo na močno korelacijo pacientovih izidov pri parametrih čas gibanja in gladkost giba. Šibka do zmerna korelacija z izidi ARAT se kaže pri parametru, ki opisuje podobnost trajektorij gibanja roke ter pri parametru stabilnost trupa. Primerjave vrednosti parametrov in kliničnega izida zaradi nezmnožnosti združevanja podobnega tipa nalog in posledično premajhnega vzorca podatkov pri WMFT nismo opravili. Primerjava bi bila smiselna pri večji bazi podatkov.

Segmentacija gibanja na posamezne faze je omogočila podrobnejšo analizo specifičnih funkcionalnih omejitev zgornjega uda. Pričajoča raziskava se je osredotočila predvsem na posamezne faze gibanja. Pri nalogah, katerih sestavni del so prijemanje ter manipulacija predmetov, bi lahko opravili dodatno analizo, ki bi pod drobnogled vzela tudi te faze gibanja, kar bi omogočilo boljši vpogled v grobo in fino gibalno sposobnost zgornjega uda.

V okviru omejitev, ki izhajajo iz metodoloških pristopov, je pri ocenjevanju gibanja med izvajanjem kliničnih testov najbolj kritičnega pomena razdelitev gibanja na posamezne faze. Zaradi kompleksnih in sunkovitih (negladkih) gibov pacientov, je zahtevna celo ročna segmentacija. Na kakovost samodejne segmentacije ima največji vpliv sunkovito gibanje. V primeru napak pri segmentaciji gibanja je najbolj netočen parameter čas gibanja. Preostali parametri so manj občutljivi na napake pri segmentaciji gibanja, saj niso odvisni od natančnega poznavanja časa začetka in konca gibanja.

Rezultati prve raziskave so postavili trdno osnovo za izvedbo drugega cilja doktorske disertacije. Nosljivi meritni sistem smo tokrat uporabili pri spremljanju in ocenjevanju gibanja zgornjih udov med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti. Iz vidika personalizacije analize in vadbe pacientov po možganski kapi je to najpomembnejši cilj, saj omogoča uporabo izven kliničnega okolja in s tem pridobivanje objektivnih podatkov o stanju in napredku pacienta pri funkcioniranju v njegovem domačem okolju.

Analizo dolgotrajnih meritev smo izvedli na osnovi dveh pristopov. Oba pristopa v kontekstu analize dejavnosti zgornjih udov v vsakdanjem življenju dajeta podobne rezultate, na osnovi katerih je mogoče sklepati o stopnji okvare uda pacienta zaradi možganske kapi ali drugih patologij. V prvem pristopu smo izvedli časovno kvantizacijo meritev z intervalom 0,25 s. Za vsak časovni kvant smo izračunali parametre, ki določajo kvante aktivnosti, kvante mišične aktivnosti EMG ter kvante moči posameznega uda.

Prednost časovne segmentacije je predvsem v možnosti ocenjevanja dejavnosti upo-

rabnika v realnem času. Na osnovi meritev v realnem času lahko načrtujemo podporne dejavnosti, na primer če gre, za uporabo rehabilitacijskega robota, ali vzpodbujevalne dejavnosti, če želimo uporabnika le opomniti naj bolj intenzivno uporablja okvarjeni ud. Dodatna prednost metode na osnovi časovne kvantizacije je možnost poenostavitev merilnega sistema. Za izračun kvantov aktivnosti ter kvantov mišične aktivnosti namreč ne potrebujemo sistema s sedmimi IME (za izračun kvantov moči potrebujemo kinematični in dinamični model celotnega uda), ampak zadostujeta že dve IME, po ena na vsakem udu. Ustrezen merilni sistem pravzaprav zagotavlja že MYO zapestnici (Thalmic Labs), ki vključujeta vse potrebne senzorje (magneto-inercialna merilna enota in senzorji mišične aktivnosti), napajanje, brezžično komunikacijo s paličnim računalnikom ter vibracijski aktuator za taktilno povratno informacijo.

V drugem delu smo se osredotočili na segmentacijo meritev gibanja zgornjih udov na posamezne gibe, pri čemer smo uporabili pristop, ki smo ga validirali v prvem delu doktorske disertacije. Na osnovi segmentiranih gibov smo prav tako izračunali parametre, ki omogočajo analizo dejavnosti posameznega uda.

V raziskavi smo pokazali, da lahko na osnovi segmentacije določimo stopnjo koordinacije gibanja med zgornjima udoma. Parameter koordinacije gibanja zgornjih udov, v katerem smo združili štiri parametre, pri simetričnem gibanju pokaže visok delež koordiniranih gibov, kar dokazuje pravilnost in uporabnost parametra za ugotavljanje deleža koordinacije gibov med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti. Najvišjo asimetričnost v uporabi zgornjih udov smo ugotovili pri pacientu z višjo stopnjo okvare zgornjega uda. Na osnovi analize koordinacije med zgornjima udoma je mogoče ločevanje enoročnih in dvoročnih dejavnosti. Z ustrezeno podatkovno bazo gibov bi lahko izvedli tudi prepoznavo enoročnih ali dvoročnih aktivnosti. Zaradi obsega dela, potrebnega za gradnjo baze gibov in predvidene majhne napovedne moči, se tega nismo lotili. Vsekakor pa bi bila v tem kontekstu smiselna uporaba metod strojnega učenja in umetne inteligence.

Pri analizi rezultatov meritev vsakodnevnih dejavnosti lahko največ napak pripišemo dejству, da nismo ločevali, kdaj preiskovanec izvaja dejavnosti ob mizi in kdaj stoje. Ko je preiskovanec po možganski kapi izvajal dejavnosti ob mizi, je okvarjeni ud največkrat podpirala miza. Takšna podpora omogoča kompenzacijo teže uda, kar pacientu omogoča bolj učinkovito rabo uda. Za natančnejše ocenjevanje gibalnih sposobnosti zgornjih udov med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti bi bila zato potrebna ločitev na faze, ko je ud podprt, in faze, ko se prosto giba v prostoru. Bistvenega pomena se to izkaže pri ocenjevanju gibanja glede na višino roke.

Za potrebe natančne analize funkcionalnih gibov zgornjih udov je, v nasprotju z analizo na osnovi časovne kvantizacije, potreben merilni sistem, ki vključuje sedem IME enot, kot smo ga uporabili v doktorski disertaciji. Sistem je mogoče delno poenostaviti, če se odpovemo meritvam fleksije in ekstenzije ter ulnarne in radialne deviacije v zapestju. Poenostavljen sistem bi omogočal le meritve gibanja v ramenskem sklepu in komolcu ter mišično aktivnost mišic podlakti. Bistveno zmanjšana kompleksnost sistema, kot dokazujejo rezultati raziskave, ne bi pomembno vplivala na analizo gibanja zgornjih udov, zato v namen personalizacije vadbe zgornjih udov predlagamo nosljivi sistem, ki vključuje IME na trupu, IME enoti na nadlakti ter kombinacijo merjenja mišične aktivnosti in IME (na primer MYO zapestnica) na podlakti.

Predstavljeni pristop ima tudi potencialne omejitve, ki v glavnem izhajajo iz teh-noloških omejitev senzorjev in metodoloških pristopov. Vpliv števila senzorjev smo že obravnavali. Položaj senzorjev prav tako pomembno vpliva na izračunane trajektorije zgornjih udov, je pa ta vpliv mogoče zmanjšati z natančno postavitvijo senzorjev ter uporabo robustnega algoritma, ki izkorišča redundantnost meritev. Napake meritev magnetometra lahko povzročajo feromagnetni materiali v bližini, poleg tega pa je okolje prepleteno z brezžičnimi omrežji, ki lahko vpliva na brezžični prenos podatkov.

Za razliko od prvih dveh raziskav, za ocenjevanje interakcije zgornjih udov med vadbo z robotom, nismo analizirali trajektorij gibanja na osnovi predstavljenega noslji-vega sistema, ampak smo uporabili vgrajene senzorje na robotu. Ker je šlo za dvoročne naloge oziroma dejavnosti in nas je zanimala predvsem interakcija med udoma, smo pri izbiri parametrov ocenjevanja izhajali iz analize diadne interakcije med dvema ose-bama. Nomenklature (nazivov parametrov) namenoma nismo spremajali. Deloma smo prilagodili izračun nekaterih parametrov in dodali izračune, ki so relevantni za dvoročne naloge. Za ocenjevanje interakcije zgornjih udov smo za izračun večine mer uporabili sile rok, ki smo jih ločili na aktivno silo, ki dejansko izvaja nalogo, in na notranje uravnovešeno silo, ki je pravokotna na aktivno silo.

Pri vadbi z robotom smo ugotavljali dve statistični značilnosti. Prva je primerjava med skupinami preiskovancev pri določenem uporu robota (vrednosti dušenja b), druga pa primerjava vpliva nivoja dušenja znotraj posamezne skupine preiskovancev. Pri analizi vpliva dušenja so bile ugotovljene statistično značilne razlike znotraj sku-pine zdravih preiskovancev, v precej manjši meri pa znotraj skupine pacientov z nižjo stopnjo okvare desnega zgornjega uda, ki naj bi bili po gibalnih sposobnostih najbližje skupini zdravih. Posledično lahko sklepamo, da je vzorec pacientov premajhen, da bi

z gotovostjo lahko trdili o statistično značilnih razlikah znotraj skupin preiskovancev za različne stopnje dušenja.

Prav tako so bile razlike med posameznimi stopnjami dušenja relativno majhne, določili pa smo jih na osnovi pilotne raziskave na način, da tudi preiskovanci z bolj okvarjenim zgornjim udom lahko izvedejo vse naloge. Na osnovi rezultatov naše raziskave bi predlagali nižjo najmanjšo vrednost dušenja, $b = 0 \text{ Ns/m}$, in nekoliko višjo zgornjo stopnjo dušenja $b = 50 \text{ Ns/m}$. Kot nadaljevanje obstoječe raziskave bi predlagali vzpostavitev novega protokola nalog, katere bi bile simetrične in bi tako bolje ocenili delež dejavnosti enega in drugega uda ter bi lahko primerjali paciente z levim ali desnim okvarjenim zgornjim udom.

V treh delih doktorske disertacije smo raziskovali tri različne vidike analize motoričnih sposobnosti zgornjih udov pacientov po možganski kapi in zdravih preiskovancev. Pomemben del za načrtovanje in vrednotenje izidov rehabilitacije je pacientova uporaba okvarjenega zgornjega uda v domačem okolju, kar smo posnemali z ocenjevanjem gibanja med izvajanjem vsakodnevnih dejavnosti. Predvidevamo, da bi z nadgradnjo nosljivega sistema s taktilnimi dražljaji lahko na podlagi meritev in analize gibanja v realnem času spodbujali uporabo okvarjenega zgornjega uda tudi brez prisotnosti terapevta.

Za vadbo v kliničnem in vedno bolj tudi v domačem okolju se vedno bolj uveljavljajo rehabilitacijski roboti. Sklepamo, da je na osnovi predlagane analize mogoče načrtovati trajektorije za personalizirano vadbo bolnikov po možganski kapi. Za ocenjevanje dejavnosti okvarjenega uda med dvoročno vadbo smo predlagali in ovrednotili parametre, ki omogočajo sprotno ocenjevanje okvarjenega uda in vodenje robota s ciljem največje mogoče aktivacije okvarjenega uda.

V treh delih disertacije smo celovito analizirali gibanje med različnimi dejavnostmi zgornjega uda z upoštevanjem trajektorij gibanja, sil interakcije in mišične aktivnosti. Vsaka od meritev doprinese košček informacije v mozaik, ki predstavlja celovito sliko o stopnji okvare zgornjega uda. Čeprav se informacije iz različnih modalnosti dopolnjujejo, lahko na podlagi rezultatov doktorske disertacije ugotovimo, da so meritve tudi redundantne in za potrebe načrtovanja vadbe ne potrebujem vseh predlaganih merilnih sistemov.

Izvirni prispevki doktorske disertacije

- Analiza parametrov seganja in prijemanja zdravih preiskovancev in pacientov po možganski kapi z uporabo standardiziranih kliničnih testov.
- Analiza dolgotrajnih meritev in ocenjevanje dejavnosti pri izvajanju vsakodnevnih opravil.
- Zasnova usmerjene dvoročne vadbe z robotom in analiza funkcijskih sposobnosti pacienta na osnovi sil interakcije.

Literatura

- [1] T. Beravs, *Kalibracija pospeškometra in magnetometra z uporabo adaptivne metode*. doktorska disertacija, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Ljubljana, Slovenija, 2014.
- [2] C. Cruz-Cruz, J. Kravzov-Jinich, J. M. Martínez-Núñez, C. Ríos-Castañeda, M. E. Pérez in M. Altagracia-Martínez, “Cost–utility analysis in acute ischemic stroke survivors treated with dapsone in a public hospital in Mexico City,” *Journal of Pharmaceutical Health Services Research*, vol. 5, št. 2, str. 95–102, 2014.
- [3] R. Teasell, N. Foley, K. Salter, S. Bhogal, J. Jutai in M. Speechley, “Evidence-based review of stroke rehabilitation: executive summary,” *Topics in stroke rehabilitation*, vol. 16, št. 6, str. 463–488, 2009.
- [4] M. j. L. Todd, “The meaning of rehabilitation,” *The Annals of the American Academy of Political and Social Science*, vol. 80, št. 1, str. 1–10, 1918.
- [5] T. Hunt, “Rehabilitation medicine,” *Canadian Journal of Occupational Therapy*, vol. 23, št. 1, str. 7–10, 1956.
- [6] P. Langhorne, J. Bernhardt in G. Kwakkel, “Stroke rehabilitation,” *The Lancet*, vol. 377, št. 9778, str. 1693–1702, 2011.
- [7] P. A. Ades, “Cardiac rehabilitation and secondary prevention of coronary heart disease,” *New England Journal of Medicine*, vol. 345, št. 12, str. 892–902, 2001.
- [8] M. E. Stoykov in D. M. Corcos, “A review of bilateral training for upper extremity hemiparesis,” *Occupational Therapy International*, vol. 16, št. 3-4, str. 190–203, 2009.
- [9] Y. Huang, W. Guo, J. Liu, J. He, H. Xia, X. Sheng, H. Wang, X. Feng in P. B. Shull, “Preliminary testing of a hand gesture recognition wristband based on EMG and inertial sensor fusion,” v *International Conference on Intelligent Robotics and Applications*, str. 359–367, Springer, 2015.

- [10] A. Muro-de-la Herran, B. Garcia-Zapirain in A. Mendez-Zorrilla, "Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications," *Sensors*, vol. 14, št. 2, str. 3362–3394, 2014.
- [11] W. Tao, T. Liu, R. Zheng in H. Feng, "Gait analysis using wearable sensors," *Sensors*, vol. 12, št. 2, str. 2255–2283, 2012.
- [12] O. D. Lara in M. A. Labrador, "A survey on human activity recognition using wearable sensors," *IEEE Communications Surveys and Tutorials*, vol. 15, št. 3, str. 1192–1209, 2013.
- [13] R. J. Lemmens, Y. J. Janssen-Potten, A. A. Timmermans, R. J. Smeets in H. A. Seelen, "Recognizing complex upper extremity activities using body worn sensors," *PloS one*, vol. 10, št. 3, str. e0118642, 2015.
- [14] D. R. Faria in J. Dias, "3D hand trajectory segmentation by curvatures and hand orientation for classification through a probabilistic approach," v *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on*, str. 1284–1289, IEEE, 2009.
- [15] A. Rihar, M. Mihelj, J. Pašić, J. Kolar in M. Munih, "Infant trunk posture and arm movement assessment using pressure mattress, inertial and magnetic measurement units (IMUs)," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 11, št. 1, str. 133, 2014.
- [16] H. Wang, H. Su, K. Zheng, S. Sadiq in X. Zhou, "An effectiveness study on trajectory similarity measures," v *Proceedings of the Twenty-Fourth Australasian Database Conference-Volume 137*, str. 13–22, Australian Computer Society, Inc., 2013.
- [17] T. Eiter in H. Mannila, "Computing discrete Fréchet distance," tech. rep., Citeseer, 1994.
- [18] G. Murthy in R. Jadon, "A review of vision based hand gestures recognition," *International Journal of Information Technology and Knowledge Management*, vol. 2, št. 2, str. 405–410, 2009.
- [19] A. Kassidas, J. F. MacGregor in P. A. Taylor, "Synchronization of batch trajectories using dynamic time warping," *AIChE Journal*, vol. 44, št. 4, str. 864–875, 1998.
- [20] P. Laurinen, P. Siirtola in J. Röning, "Efficient algorithm for calculating similarity between trajectories containing an increasing dimension," v *Artificial Intelligence and Applications*, str. 392–399, 2006.

- [21] A. Boyali in N. Hashimoto, "Spectral collaborative representation based classification for hand gestures recognition on electromyography signals," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 24, str. 11–18, 2016.
- [22] P. Erik Scheme MSc in P. Kevin Englehart PhD, "Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: State-of-the-art and challenges for clinical use," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 48, št. 6, str. 643, 2011.
- [23] M. Reaz, M. Hussain, F. Mohd-Yasin *et al.*, "Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications," *Biological Procedures Online*, vol. 8, št. 1, str. 11–35, 2006.
- [24] J.-S. Han, W.-K. Song, J.-S. Kim, W.-C. Bang, H. Lee in Z. Bien, "New EMG pattern recognition based on soft computing techniques and its application to control of a rehabilitation robotic arm," v *Proc. 6th IIZUKA*, 2000.
- [25] C. Yang, S. Chang, P. Liang, Z. Li in C.-Y. Su, "Teleoperated robot writing using EMG signals," v *Information and Automation, 2015 IEEE International Conference on*, str. 2264–2269, IEEE, 2015.
- [26] M. Sathiyanarayanan, T. Mulling in B. Nazir, "Controlling a robot using a wearable device (MYO)," *International Journal of Engineering Development and Research*, vol. 3, št. 3, 2015.
- [27] Y. Moshe, O. Dicker, A. Peleg, T. Shnitzer in O. Lichtenstein, "Real time control of hand prosthesis using EMG," 2016.
- [28] D. Farina, N. Jiang, H. Rehbaum, A. Holobar, B. Graimann, H. Dietl in O. C. Aszmann, "The extraction of neural information from the surface emg for the control of upper-limb prostheses: emerging avenues and challenges," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, št. 4, str. 797–809, 2014.
- [29] M. Abdou in M. Galster, "MYO gesture control armband for medical applications," 2015.
- [30] D. Huang, X. Zhang, T. S. Saponas, J. Fogarty in S. Gollakota, "Leveraging dual-observable input for fine-grained thumb interaction using forearm EMG," v *Proceedings of the 28th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, str. 523–528, ACM, 2015.
- [31] A. Wahab, C. Lam in K. Sundara, "Analysis and classification of forearm muscles activities during gripping using EMG signals," v *International Conference on Movement, Health and Exercise*, str. 88–92, Springer, 2016.

- [32] S. Herle in S. Man, *Processing surface electromyographical signals for myoelectric control*. INTECH Open Access Publisher, 2009.
- [33] R. C. Lyle, “A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research,” *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 4, št. 4, str. 483–492, 1981.
- [34] M. McDonnell, “Action research arm test,” *Australian Journal of Physiotherapy*, vol. 54, št. 3, str. 220, 2008.
- [35] U. Puh in S. Lubej, “Merske lastnosti funkcijskega testa zgornjega uda,” *Fizioterapija*, vol. 25, št. 1, str. 9–20, 2017.
- [36] A. Heller, D. Wade, V. A. Wood, A. Sunderland, R. L. Hewer in E. Ward, “Arm function after stroke: measurement and recovery over the first three months,” *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, vol. 50, št. 6, str. 714–719, 1987.
- [37] A. Sunderland, D. Tinson, L. Bradley in R. L. Hewer, “Arm function after stroke. An evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator,” *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, vol. 52, št. 11, str. 1267–1272, 1989.
- [38] K. D. Nguyen, I.-M. Chen, Z. Luo, S. H. Yeo in H. B.-L. Duh, “A wearable sensing system for tracking and monitoring of functional arm movement,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 16, št. 2, str. 213–220, 2011.
- [39] L. Peppoloni, A. Filippeschi, E. Ruffaldi in C. A. Avizzano, “A novel 7 degrees of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors,” v *Intelligent Systems and Informatics (SISY), 2013 IEEE 11th International Symposium on*, str. 105–110, IEEE, 2013.
- [40] Y. Jung, D. Kang in J. Kim, “Upper body motion tracking with inertial sensors,” v *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2010 IEEE International Conference on*, str. 1746–1751, IEEE, 2010.
- [41] M. M. Rodgers, V. M. Pai in R. S. Conroy, “Recent advances in wearable sensors for health monitoring,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 15, št. 6, str. 3119–3126, 2015.
- [42] A. Tognetti, F. Lorussi, N. Carbonaro, D. De Rossi, G. De Toma, C. Mancuso, R. Paradiso, H. Luinge, J. Reenalda in E. a. Droog, “Daily-life monitoring of stroke survivors motor performance: The interaction sensing system,” v *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, str. 4099–4102, IEEE, 2014.

- [43] M. Ermes, J. Pärkkä, J. Mäntyjärvi in I. Korhonen, "Detection of daily activities and sports with wearable sensors in controlled and uncontrolled conditions," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 12, št. 1, str. 20–26, 2008.
- [44] F. S. Ayachi, H. P. Nguyen, C. Lavigne-Pelletier, E. Goubault, P. Boissy in C. Duval, "Wavelet-based algorithm for auto-detection of daily living activities of older adults captured by multiple inertial measurement units (IMUs)," *Physiological Measurement*, vol. 37, št. 3, str. 442, 2016.
- [45] B. Kirking, M. El-Gohary in Y. Kwon, "The feasibility of shoulder motion tracking during activities of daily living using inertial measurement units," *Gait and Posture*, vol. 49, str. 47–53, 2016.
- [46] T. G. Sugar, J. He, E. J. Koeneman, J. B. Koeneman, R. Herman, H. Huang, R. S. Schultz, D. Herring, J. Wanberg in S. a. Balasubramanian, "Design and control of RUPERT: a device for robotic upper extremity repetitive therapy," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, št. 3, str. 336–346, 2007.
- [47] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy in S. Leonhardt, "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 11, št. 1, str. 3, 2014.
- [48] J. M. I. Zannatha, A. J. M. Tamayo, Á. D. G. Sánchez, J. E. L. Delgado, L. E. R. Cheu in W. A. S. Arévalo, "Development of a system based on 3D vision, interactive virtual environments, ergonometric signals and a humanoid for stroke rehabilitation," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 112, št. 2, str. 239–249, 2013.
- [49] M. Trlep, M. Mihelj, U. Puh in M. Munih, "Rehabilitation robot with patient-cooperative control for bimanual training of hemiparetic subjects," *Advanced Robotics*, vol. 25, št. 15, str. 1949–1968, 2011.
- [50] M. J. Johnson, "Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 3, št. 1, str. 29, 2006.
- [51] G. B. Prange, M. J. Jannink, C. G. Groothuis-Oudshoorn, H. J. Hermens in M. J. IJzerman, "Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 43, št. 2, str. 171, 2006.

- [52] G. Kwakkel, B. J. Kollen in H. I. Krebs, "Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review," *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2007.
- [53] J. M. Veerbeek, A. C. Langbroek-Amersfoort, E. E. van Wegen, C. G. Meskers in G. Kwakkel, "Effects of robot-assisted therapy for the upper limb after stroke a systematic review and meta-analysis," *Neurorehabilitation and Neural Repair*, str. 1545968316666957, 2016.
- [54] J. Zihrl, J. Podobnik, M. Sikic in M. Munih, "Pick to place trajectories in human arm training environment," *Technology and Health Care*, vol. 17, št. 4, str. 323–335, 2009.
- [55] T. Nef, M. Mihelj in R. Riener, "ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 45, št. 9, str. 887–900, 2007.
- [56] J. L. Emken, R. Benitez in D. J. Reinkensmeyer, "Human-robot cooperative movement training: learning a novel sensory motor transformation during walking with robotic assistance-as-needed," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4, št. 1, str. 8, 2007.
- [57] R. Riener, L. Lunenburger, S. Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo in V. Dietz, "Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, št. 3, str. 380–394, 2005.
- [58] T. Beravs, J. Podobnik in M. Munih, "Three-axial accelerometer calibration using Kalman filter covariance matrix for online estimation of optimal sensor orientation," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 61, št. 9, str. 2501–2511, 2012.
- [59] V. Apostolyuk, "Theory and design of micromechanical vibratory gyroscopes," v *MEMS/NEMS*, str. 173–195, Springer, 2006.
- [60] M. Mihelj, J. Podobnik in M. Munih, "Sensory fusion of magnetoinertial data based on kinematic model with Jacobian weighted-left-pseudoinverse and Kalman-adaptive gains," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, št. 99, str. 1–11, 2018.
- [61] J. Denavit in R. S. Hartenberg, "A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices," *ASME Journal of Applied Mechanics*, vol. 23, str. 215–221, 1955.
- [62] P. Davenport, "A vector approach to the algebra of rotations with applications," Tech. Rep. X-546-65-437, NASA, 1965.

- [63] S. L. Wolf, P. A. Catlin, M. Ellis, A. L. Archer, B. Morgan in A. Piacentino, "Assessing Wolf motor function test as outcome measure for research in patients after stroke," *Stroke*, vol. 32, št. 7, str. 1635–1639, 2001.
- [64] E. Taub, D. M. Morris, J. Crago, D. K. King, M. Bowman, C. Bryson, S. Bishop, S. Pearson in S. E. Shaw, "Wolf motor function test (WMFT) manual," *Birmingham: University of Alabama, CI Therapy Research Group*, 2011.
- [65] A. Ude, B. Nemec, J. Morimoto *et al.*, "Trajectory representation by nonlinear scaling of dynamic movement primitives," v *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2016 IEEE/RSJ International Conference on*, str. 4728–4735, IEEE, 2016.
- [66] C. B. Barber, D. P. Dobkin in H. Huhdanpaa, "The Quickhull algorithm for convex hulls," *ACM Trans. Math. Softw.*, vol. 22, št. 4, str. 469–483, 1996.
- [67] S. Ben-Itzhak in A. Karniel, "Minimum acceleration criterion with constraints implies bang-bang control as an underlying principle for optimal trajectories of arm reaching movements," *Neural Computation*, vol. 20, št. 3, str. 779–812, 2008.
- [68] B. Rohrer, S. Fasoli, H. I. Krebs, R. Hughes, B. Volpe, W. R. Frontera, J. Stein in N. Hogan, "Movement smoothness changes during stroke recovery," *Journal of Neuroscience*, vol. 22, št. 18, str. 8297–8304, 2002.
- [69] V. R. Montes, Y. Quijano, J. C. Quero, D. V. Ayala in J. P. Moreno, "Comparison of 4 different smoothness metrics for the quantitative assessment of movement's quality in the upper limb of subjects with cerebral palsy," v *Health Care Exchanges (PAHCE), 2014 Pan American*, str. 1–6, IEEE, 2014.
- [70] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon, A. Roby-Brami in E. Burdet, "On the analysis of movement smoothness," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 12, št. 1, 2015.
- [71] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon in E. Burdet, "A robust and sensitive metric for quantifying movement smoothness," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, št. 8, str. 2126–2136, 2012.
- [72] I. Carpinella, D. Cattaneo, R. Bertoni in M. Ferrarin, "Robot training of upper limb in multiple sclerosis: comparing protocols with or without manipulative task components," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 20, št. 3, str. 351–360, 2012.

- [73] E. Vergaro, V. Squeri, G. Brichetto, M. Casadio, P. Morasso, C. Solaro in V. Sanguineti, “Adaptive robot training for the treatment of incoordination in multiple sclerosis,” *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 7, št. 1, str. 37, 2010.
- [74] H.-L. Teulings, J. L. Contreras-Vidal, G. E. Stelmach in C. H. Adler, “Parkinsonism reduces coordination of fingers, wrist, and arm in fine motor control,” *Experimental Neurology*, vol. 146, št. 1, str. 159–170, 1997.
- [75] N. Magdy, M. A. Sakr, T. Mostafa in K. El-Bahnasy, “Review on trajectory similarity measures,” v *2015 IEEE Seventh International Conference on Intelligent Computing and Information Systems (ICICIS)*, str. 613–619, 2015.
- [76] V. Montoya-Leal, A. Orozco-Duque, J. Ugarte, M. Portela, J. Franco in V. Perez, “Assessment protocol of wrist flexion and extension to support processes in occupational health using myo armband,” v *VII Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2016, Bucaramanga, Santander, Colombia, October 26th-28th, 2016*, str. 585–588, Springer, 2017.
- [77] S. Patel, R. Hughes, T. Hester, J. Stein, M. Akay, J. Dy in P. Bonato, “Tracking motor recovery in stroke survivors undergoing rehabilitation using wearable technology,” v *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, str. 6858–6861, IEEE, 2010.
- [78] K.-y. Li, K.-c. Lin, C.-k. Chen, R.-j. Liing, C.-y. Wu in W.-y. Chang, “Concurrent and predictive validity of arm kinematics with and without a trunk restraint during a reaching task in individuals with stroke,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 96, št. 9, str. 1666–1675, 2015.
- [79] I. Carpinella, D. Cattaneo in M. Ferrarin, “Quantitative assessment of upper limb motor function in multiple sclerosis using an instrumented action research arm test,” *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 11, št. 1, str. 67, 2014.
- [80] F. B. van Meulen, B.-J. F. van Beijnum, J. H. Buurke in P. H. Veltink, “Assessment of lower arm movements using one inertial sensor,” v *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2017 International Conference on*, str. 1407–1412, IEEE, 2017.
- [81] S. Kagawa, T. Koyama, M. Hosomi, T. Takebayashi, K. Hanada, F. Hashimoto in K. Domen, “Effects of constraint-induced movement therapy on spasticity in patients with hemiparesis after stroke,” *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, vol. 22, št. 4, str. 364–370, 2013.

- [82] J. Z. Lin in M. K. Floeter, “Do F-wave measurements detect changes in motor neuron excitability?,” *Muscle & nerve*, vol. 30, št. 3, str. 289–294, 2004.
- [83] T. Hester, R. Hughes, D. M. Sherrill, B. Knorr, M. Akay, J. Stein in P. Bonato, “Using wearable sensors to measure motor abilities following stroke,” v *Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2006. BSN 2006. International Workshop on*, str. 4–8, IEEE, 2006.
- [84] J. Bussmann, W. Martens, J. Tulen, F. Schasfoort, H. Van Den Berg-Emons in H. Stam, “Measuring daily behavior using ambulatory accelerometry: the activity monitor,” *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, vol. 33, št. 3, str. 349–356, 2001.
- [85] G. Uswatte, E. Taub, D. Morris, M. Vignolo in K. McCulloch, “Reliability and validity of the upper-extremity motor activity log-14 for measuring real-world arm use,” *Stroke*, vol. 36, št. 11, str. 2493–2496, 2005.
- [86] C. E. Lang, J. M. Wagner, D. F. Edwards in A. W. Dromerick, “Upper extremity use in people with hemiparesis in the first few weeks after stroke,” *Journal of Neurologic Physical Therapy*, vol. 31, št. 2, str. 56–63, 2007.
- [87] B. Coley, B. M. Jolles, A. Farron in K. Aminian, “Arm position during daily activity,” *Gait & Posture*, vol. 28, št. 4, str. 581–587, 2008.
- [88] S. Shim, H. Kim in J. Jung, “Comparison of upper extremity motor recovery of stroke patients with actual physical activity in their daily lives measured with accelerometers,” *Journal of physical therapy science*, vol. 26, št. 7, str. 1009–1011, 2014.
- [89] R. R. Bailey, J. W. Klaesner in C. E. Lang, “An accelerometry-based methodology for assessment of real-world bilateral upper extremity activity,” *PloS one*, vol. 9, št. 7, str. e103135, 2014.
- [90] R. R. Bailey, J. W. Klaesner in C. E. Lang, “Quantifying real-world upper-limb activity in nondisabled adults and adults with chronic stroke,” *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 29, št. 10, str. 969–978, 2015.
- [91] K. S. Hayward, J. J. Eng, L. A. Boyd, B. Lakhani, J. Bernhardt in C. E. Lang, “Exploring the role of accelerometers in the measurement of real world upper-limb use after stroke,” *Brain Impairment*, vol. 17, št. 1, str. 16–33, 2016.
- [92] S. C. van der Pas, J. A. Verbunt, D. E. Breukelaar, R. van Woerden in H. A. Seelen, “Assessment of arm activity using triaxial accelerometry in patients with a stroke,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 92, št. 9, str. 1437–1442, 2011.

- [93] D. A. Winter, *Biomechanics of Human Movement*. John Wiley & sons, New York, NY, 1979.
- [94] F. Schasfoort, J. Bussmann in H. Stam, “Ambulatory measurement of upper limb usage and mobility-related activities during normal daily life with an upper limb-activity monitor: a feasibility study,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 40, št. 2, str. 173–182, 2002.
- [95] A. Vega-González in M. H. Granat, “Continuous monitoring of upper-limb activity in a free-living environment,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 86, št. 3, str. 541–548, 2005.
- [96] F. B. Van Meulen, B. Klaassen, J. Held, J. Reenalda, J. H. Buurke, B.-J. F. Van Beijnum, A. Luft in P. H. Veltink, “Objective evaluation of the quality of movement in daily life after stroke,” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 3, str. 210, 2016.
- [97] M. Vučkovič, “Računanje Fréchetove razdalje med krivuljama,” diplomsko delo univerzitetnega študija, Fakulteta za računalništvo in informatiko, Univerza v Ljubljani, 2013.
- [98] S. Balasubramanian, R. Colombo, I. Sterpi, V. Sanguineti in E. Burdet, “Robotic assessment of upper limb motor function after stroke,” *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 91, št. 11, str. S255–S269, 2012.
- [99] M. Trlep, M. Mihelj in M. Munih, “Skill transfer from symmetric and asymmetric bimanual training using a robotic system to single limb performance,” *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 9, št. 1, str. 43, 2012.
- [100] R. Q. van der Linde in P. Lammertse, “HapticMaster—a generic force controlled robot for human interaction,” *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 30, št. 6, str. 515–524, 2003.
- [101] S. Lokar, “Rehabilitacijski robot za dvoročno vadbo,” diplomsko delo visokošolskega študija, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2018.
- [102] A. Stražar, “Analiza gibanja pri dvoročni vadbi z robotskim sistemom HapticMaster,” magistrsko delo, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Ljubljana, Slovenija, 2014.
- [103] E. Noohi in M. Žefran, “Quantitative measures of cooperation for a dyadic physical interaction task,” v *2014 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, str. 469–474, IEEE, 2014.

- [104] E. Noohi in M. Žefran, “A model for human–human collaborative object manipulation and its application to human–robot interaction,”

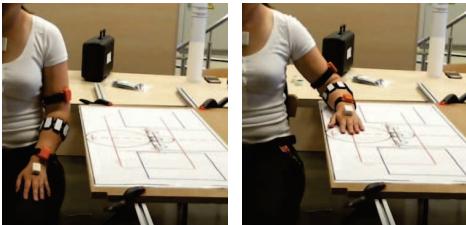
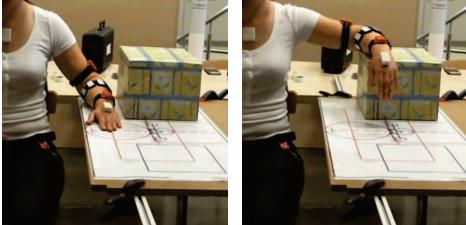
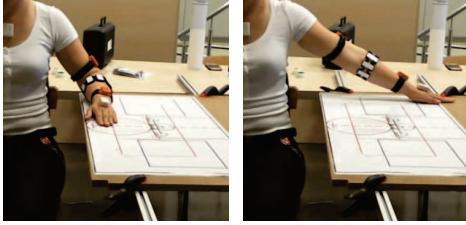
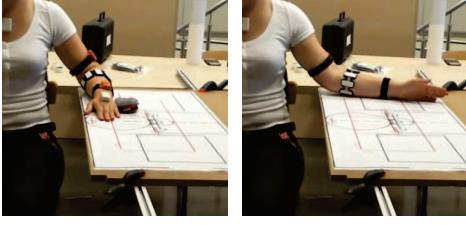
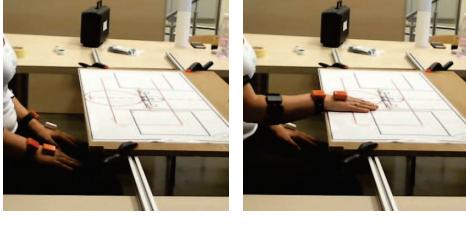
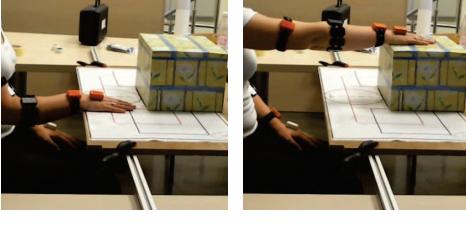
Dodatek A

Dodatek poglavja *Analiza kinematičnih parametrov za ocenjevanje ter klasifikacijo gibov med izvajanjem kliničnih testov zgornjih udov*

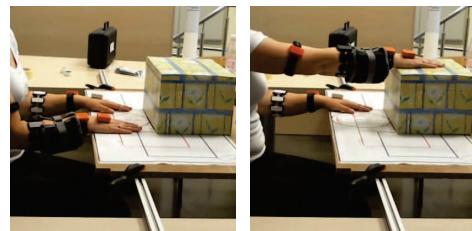
Tabela A.1: Naloge funkcjskega testa zgornjega uda [35]

Naloga	Predmet	Opis
Naloga 1	Kocka, rob 100 mm	
Naloga 2	Kocka, rob 25 mm	
Naloga 3	Kocka, rob 50 mm	
Naloga 4	Kocka, rob 75 mm	
Naloga 5	Žogica za kriket, ϕ 75 mm	
Naloga 6	Kamen 100 \times 25 \times 10 mm	Preiskovanec z roko iz začetnega položaja (slika 3.2(a)) seže proti kocki/žogici/kamnu, jo/ga prime, prenese na sredino police, odloži ter roko vrne v začetni položaj.
Naloga 7	Prelivanje vode iz kozarca v koza-rec	Preiskovanec z rokama iz začetnega položaja (slika 3.2(b)) seže proti kozarcema ter prelije vodo iz polnega kozarca v prazni kozarec, ju odloži in vrne roki v začetni položaj.
Naloga 8	Cevka ϕ 25 \times 115 mm	Preiskovanec z roko iz začetnega položaja (slika 3.2(b)) seže proti cevki, jo dvigne z zatiča, prenese in natakne na oddaljen zatič ter vrne roko v začetni položaj.
Naloga 9	Cevka ϕ 10 \times 160 mm	
	Podložka z zunanjim premerom	
Naloga 10	35 mm in notranjim premerom 15 mm	
Naloga 11	Kroglica ϕ 6 mm, palec in prstanec	Preiskovanec z roko iz začetnega položaja (slika 3.2(c)) seže proti kroglici, jo s palcem in izbranim prstom prime, prenese in odloži na polico ter roko vrne v začetni položaj.
Naloga 12	Kroglica ϕ 15 mm, palec in kazalec	
Naloga 13	Kroglica ϕ 6 mm, palec in sredinec	
Naloga 14	Kroglica ϕ 6 mm, palec in kazalec	
Naloga 15	Kroglica ϕ 15 mm, palec in prstanec	
Naloga 16	Kroglica ϕ 15 mm, palec in sredinec	
Naloga 17	Roka za glavo	Preiskovanec roko s stegna dvigne za glavo/na vrh glave/na usta, zadrži položaj in roko vrne na stegno.
Naloga 18	Roka na vrh glave	
Naloga 19	Roka na usta	

Tabela A.2: Naloge Wolfovega testa motoričnih funkcij

Naloga	Opis	Slika začetek, konec (med)
Naloga 1	Polaganje podlakti na mizo (s strani)	
Naloga 2	Polaganje podlakti na škatlo (s strani)	
Naloga 3	Ekstenzija komolca (vstran)	
Naloga 4	Ekstenzija komolca z odrivanjem uteži (vstran)	
Naloga 5	Polaganje dlani na mizo (pred sabo)	
Naloga 6	Polaganje dlani na škatlo (pred sabo)	

Naloga 7 Polaganje dlani z utežjo na škatlo (pred sabo)



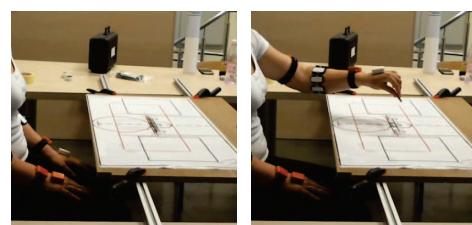
Naloga 8 Seganje in prinašanje



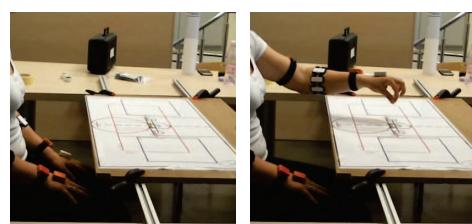
Naloga 9 Dvig pločevinke



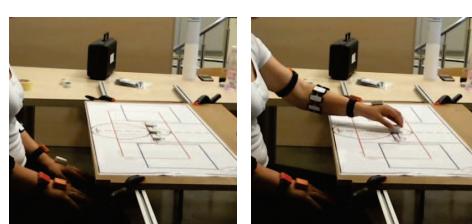
Naloga 10 Dvig svinčnika



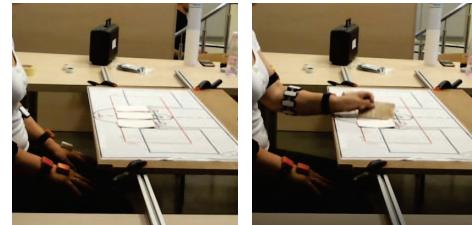
Naloga 11 Dvig sponke za papir



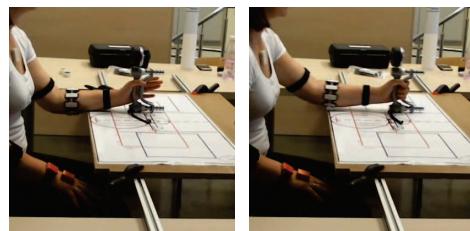
Naloga 12 Zlaganje figuric za damo eno na drugo



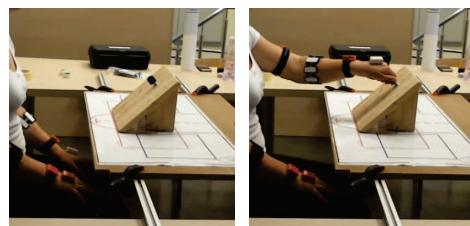
Naloga 13 Obračanje kart



Naloga 14 Jakost prijema roke



Naloga 15 Obračanje ključa v ključavnici



Naloga 16 Zlaganje brisače

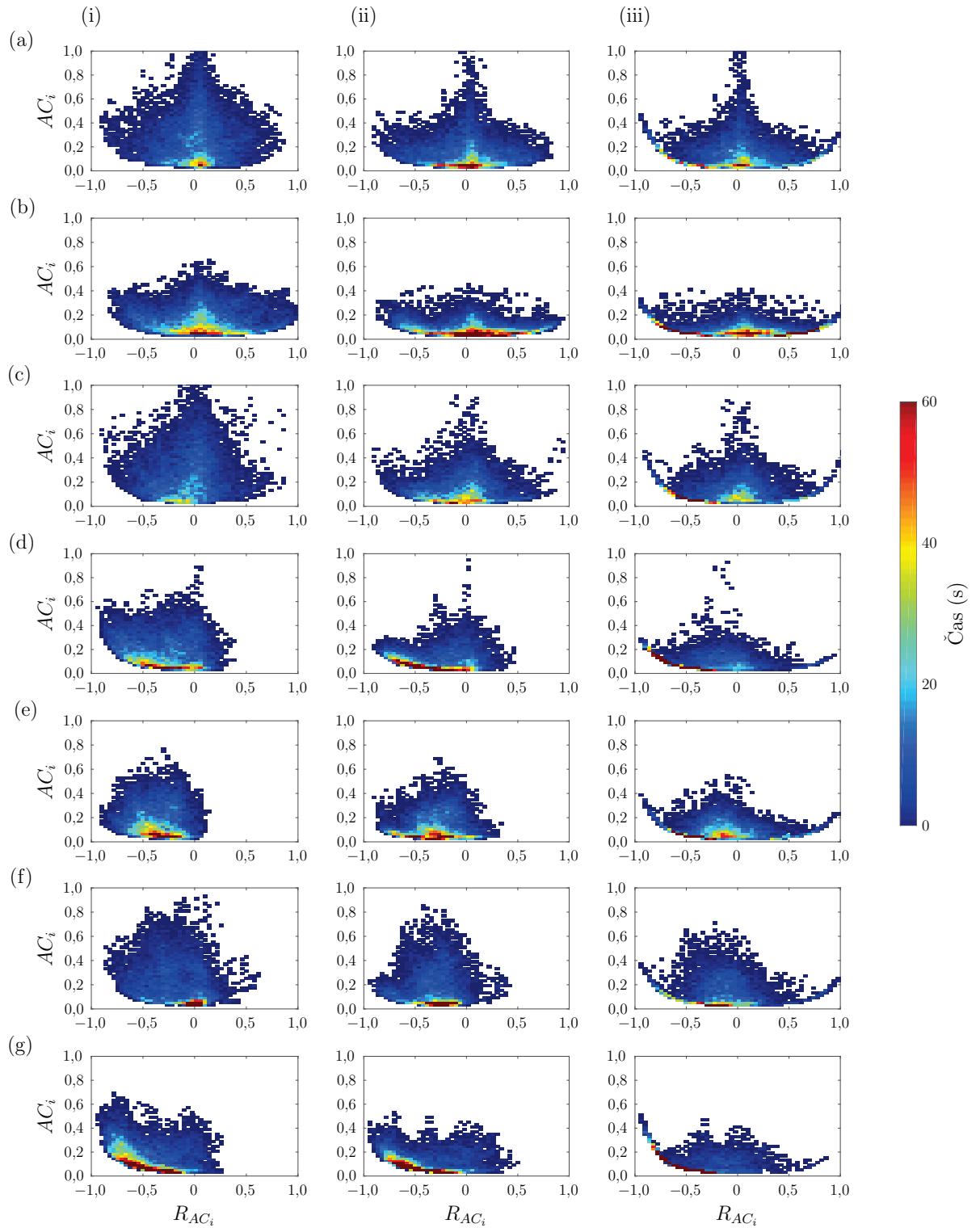


Naloga 17 Dvig in prestavljanje košare

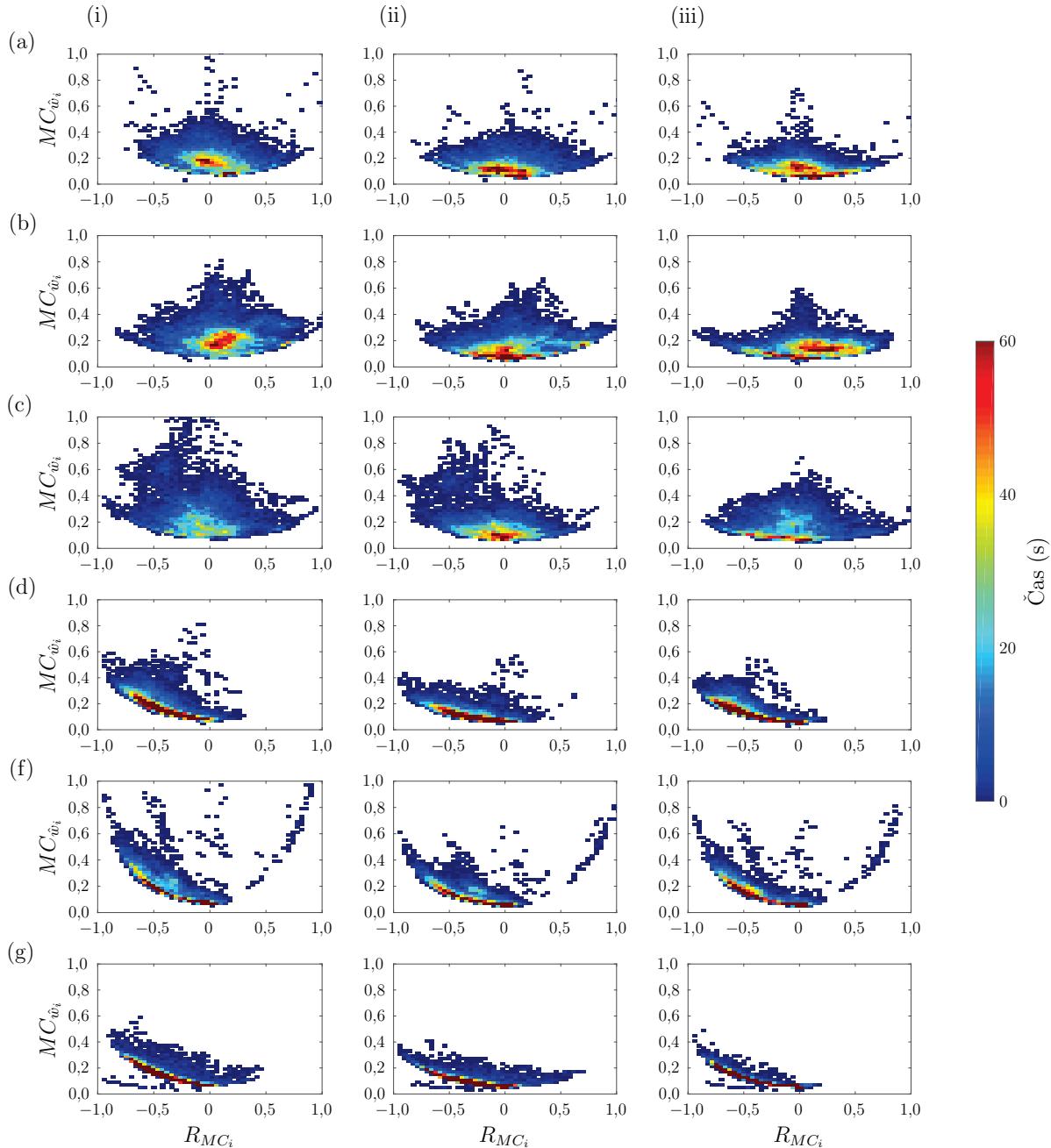


Dodatek B

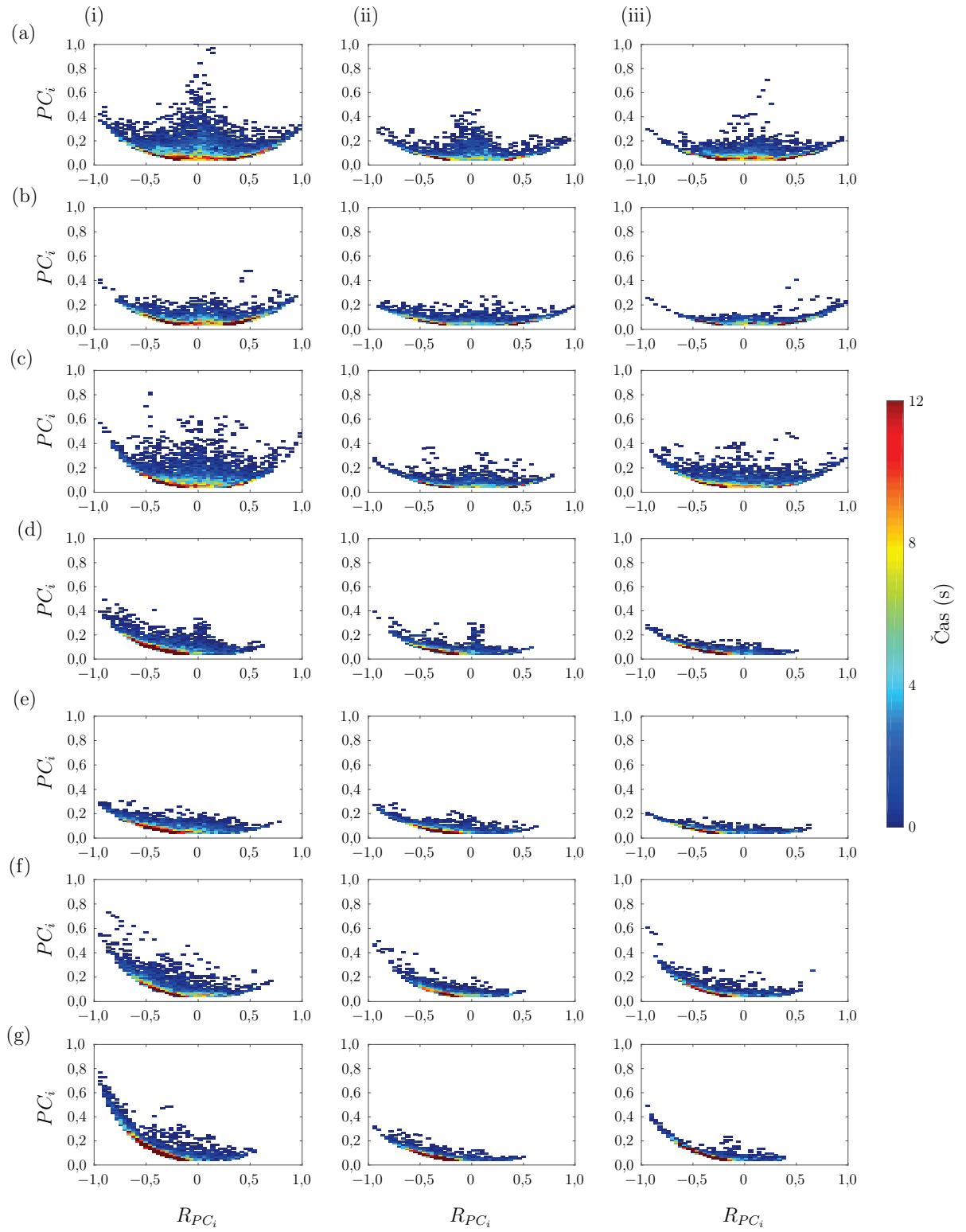
Dodatne slike parametrov poglavja
*Analiza dolgotrajnih meritev in
ocenjevanje posameznih dejavnosti
zgornjih udov pri izvajanjу
vsakodnevnih opravil*



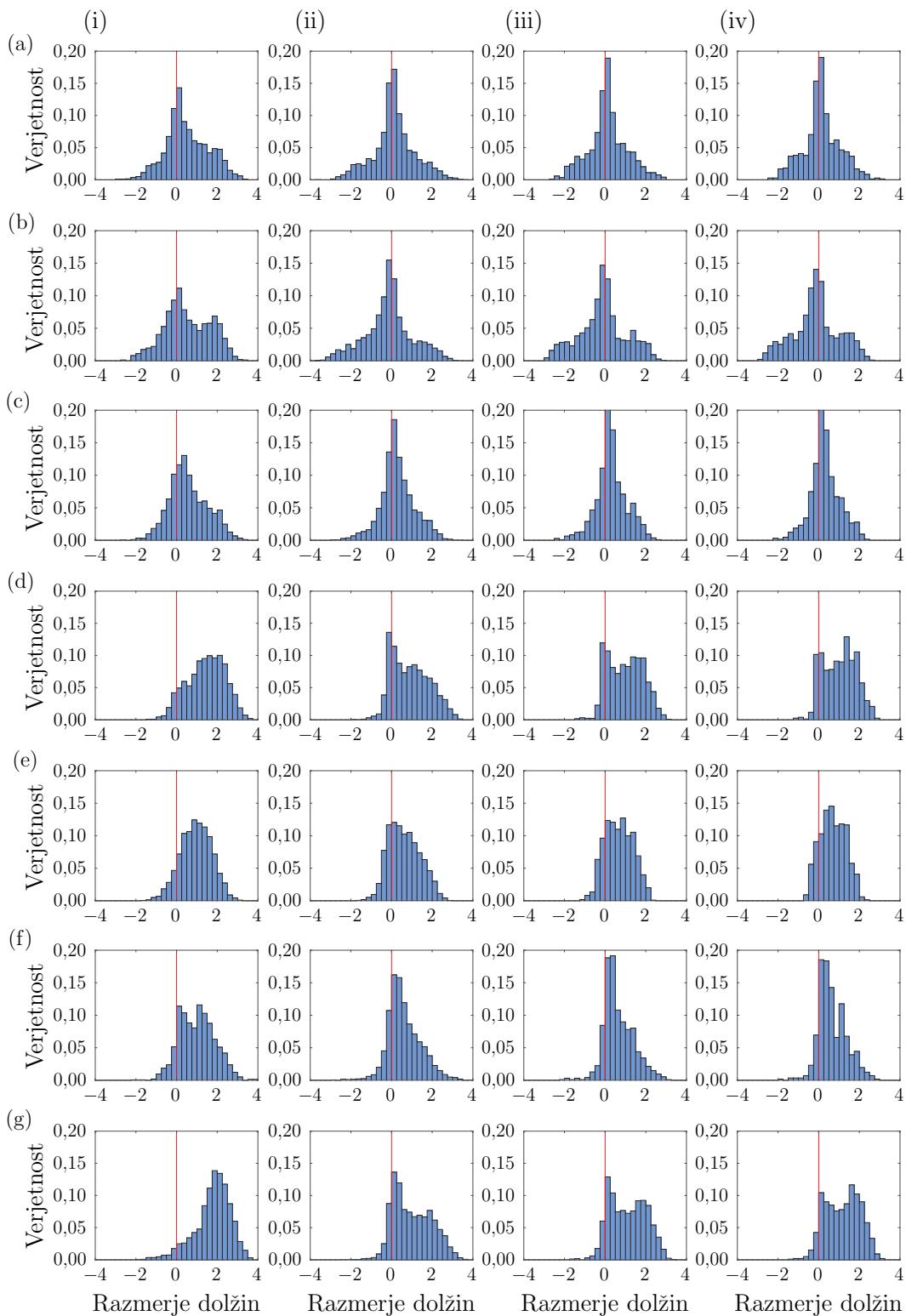
Slika B.1: Kvanti aktivnosti zgornjih udov izračunani iz pospeškov pospeškometra (i), iz pospeškov z odštetim gravitacijskim pospeškom Zemlje \mathbf{g} (ii) ter iz pospeškov z odštetim gravitacijskim pospeškom Zemlje \mathbf{g} in odštetimi kvanti aktivnosti trupa (iii) za paciente (a-g). Zgornja vrstica predstavlja podatke pacienta z najnižjo stopnjo okvare zgornjega uda, spodnja pa pacienta z najvišjo stopnjo okvare zgornjega uda.



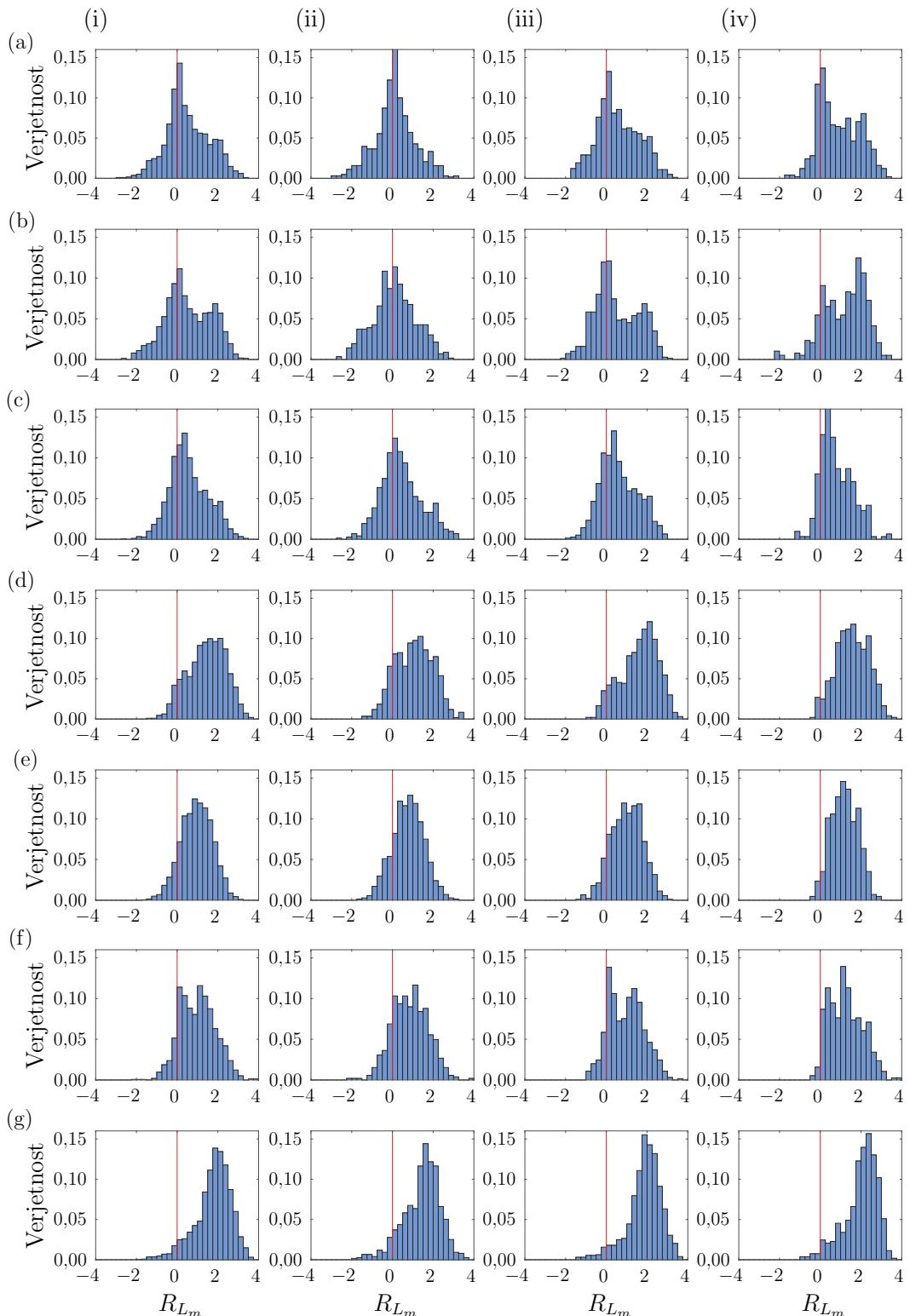
Slika B.2: Kvanti mišične aktivnosti obeh zgornjih udov $MC_{\hat{w}_i}$ v odvisnosti od razmerja $R_{MC_{\hat{w}}}$ za vseh osem elektrod(i), za skupino fleksorjev (ii) ter skupino ekstensorjev (iii) za paciente (a-g). Zgornja vrstica predstavlja podatke pacienta z najnižjo stopnjo okvare zgornjega uda, spodnja pa pacienta z najvišjo stopnjo okvare zgornjega uda.



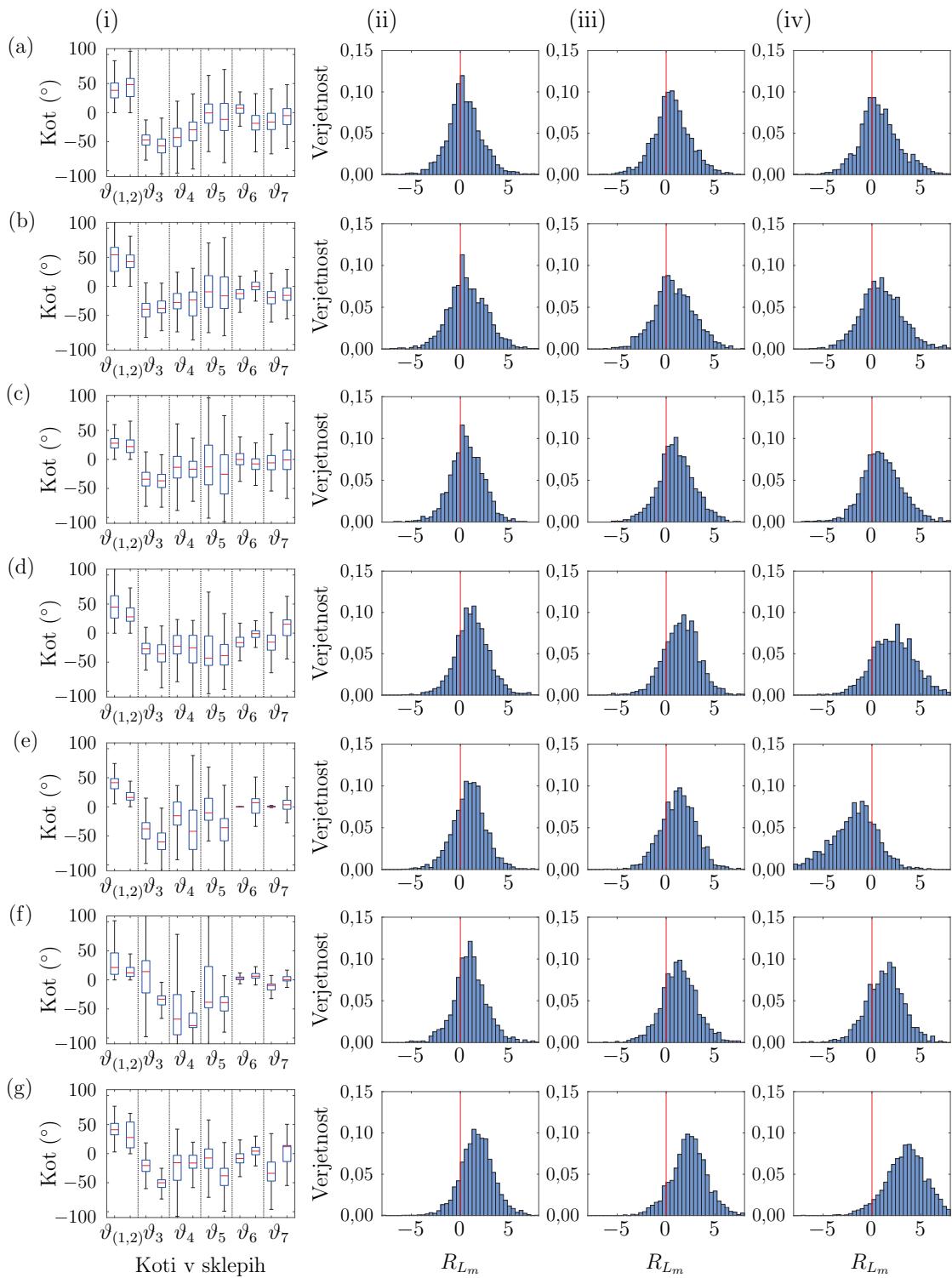
Slika B.3: Kvanti mehanske moči PC_i v sklepih zgornjih udov glede na skupno moč v sklepih (i), moč v ramenskem sklepu (ii), ter skupno moč sklepa komolca ter pronacije in supinacije zapestja (iii) za paciente (a-g). Zgornja vrstica predstavlja podatke pacienta z najnižjo stopnjo okvare zgornjega uda, spodnja pa pacienta z najvišjo stopnjo okvare zgornjega uda.



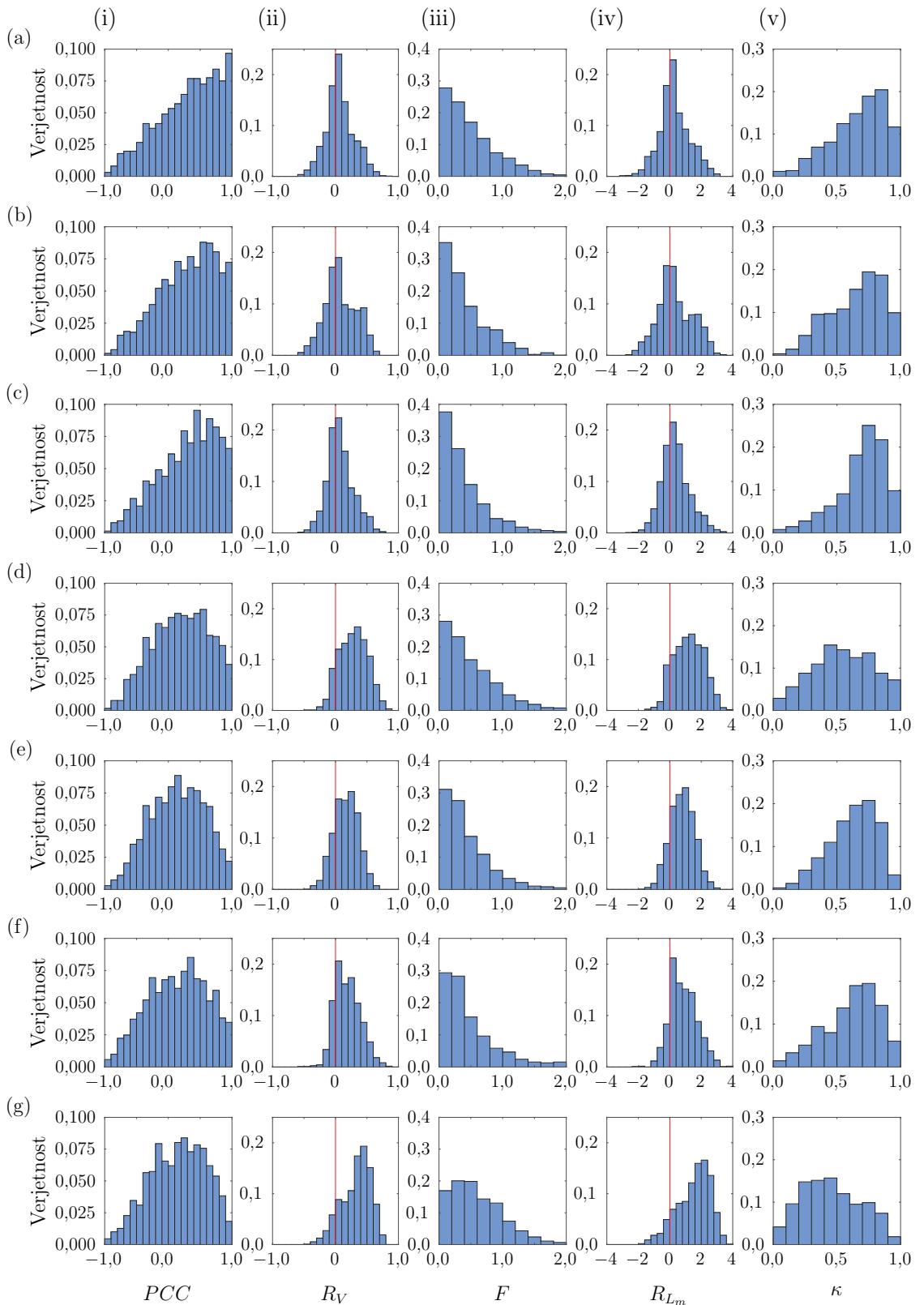
Slika B.4: Razmerje dolžin gibov neokvarjenega uda z okvarjenim za različne metode segmentacije gibov: (i) predstavlja opisano metodo segmentacije, (ii) gibe razdeljene na vsako sekundo meritve, (iii) gibe razdeljene na vsake tri sekunde in (iv) vsakih pet sekund, za paciente (a-g). Zgornja vrstica predstavlja podatke pacienta z najnižjo stopnjo okvare zgornjega uda, spodnja pa pacienta z najvišjo stopnjo okvare zgornjega uda.



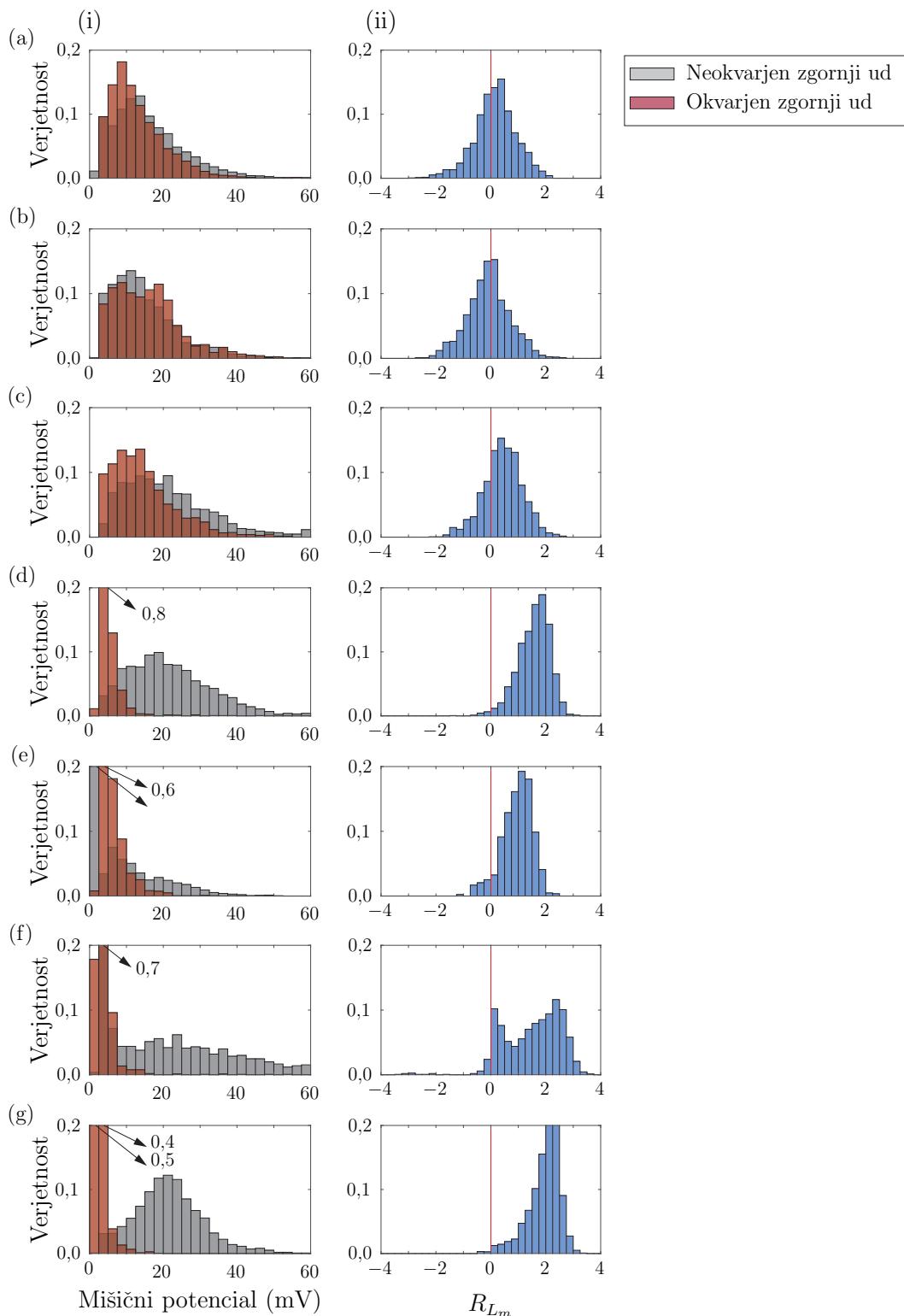
Slika B.5: Logaritem razmerja dolzin gibov neokvarjenega zgornjega uda z okvarjenim za (i) vse dolzine gibov roke, gibe m kjer je dolzina giba neokvarjenega uda (ii) $L_{m_{UAF}} < 0,1 \text{ m}$, (iii) $0,1 \text{ m} \leq L_{m_{UAF}} < 0,4 \text{ m}$ ter (iv) $L_{m_{UAF}} \geq 0,4 \text{ m}$, za paciente (a-g). Zgornja vrstica predstavlja podatke pacienta z najnižjo stopnjo okvare zgornjega uda, spodnja pa pacienta z najvišjo stopnjo okvare zgornjega uda. Rdeča navpična črta označuje mejo razmerja neokvarjenega in okvarjenega zgornjega uda.



Slika B.6: Stolpični diagrami predstavljajo razmerje spremembe kotov v sklepih neokvarjenega z okvarjenim zgornjim udom. Obseg kotov v sklepih za neokvarjene in okvarjene zgornje ude predstavlja (i), razmerje spremembe kotov $\vartheta_{(1,2)}$ (ii), (ϑ_4) (iii) ter (ϑ_7) (iv), za paciente (a-g). Zgornja vrstica predstavlja podatke pacienta z najnižjo stopnjo okvare zgornjega uda, spodnja pa pacienta z najvišjo stopnjo okvare zgornjega uda. Rdeča navpična črta označuje mejo razmerja neokvarjenega in okvarjenega zgornjega uda.



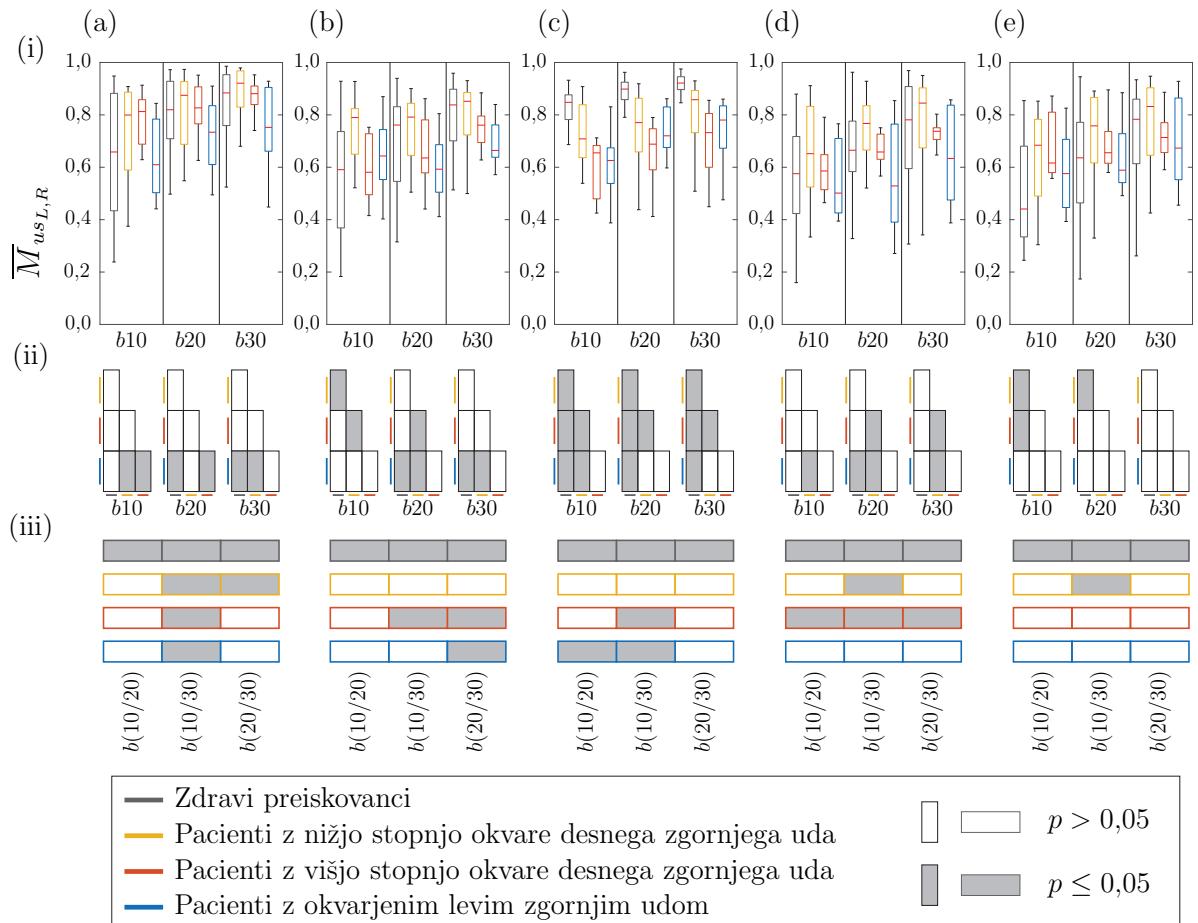
Slika B.7: Stolpec (i) predstavlja linearni korelacijski koeficient PCC , (ii) razmerje varianc R_V , (iii) Fréchet razdaljo F , (iv) razmerje gibov rok R_{L_m} ter (v) parameter koordinacije gibanja zgornjih udov κ , za paciente (a-g). Zgornja vrstica predstavlja podatke pacienta z najnižjo stopnjo okvare zgornjega uda, spodnja pa pacienta z najvišjo stopnjo okvare zgornjega uda. Rdeča navpična črta označuje mejo razmerja neokvarjenega in okvarjenega zgornjega uda.



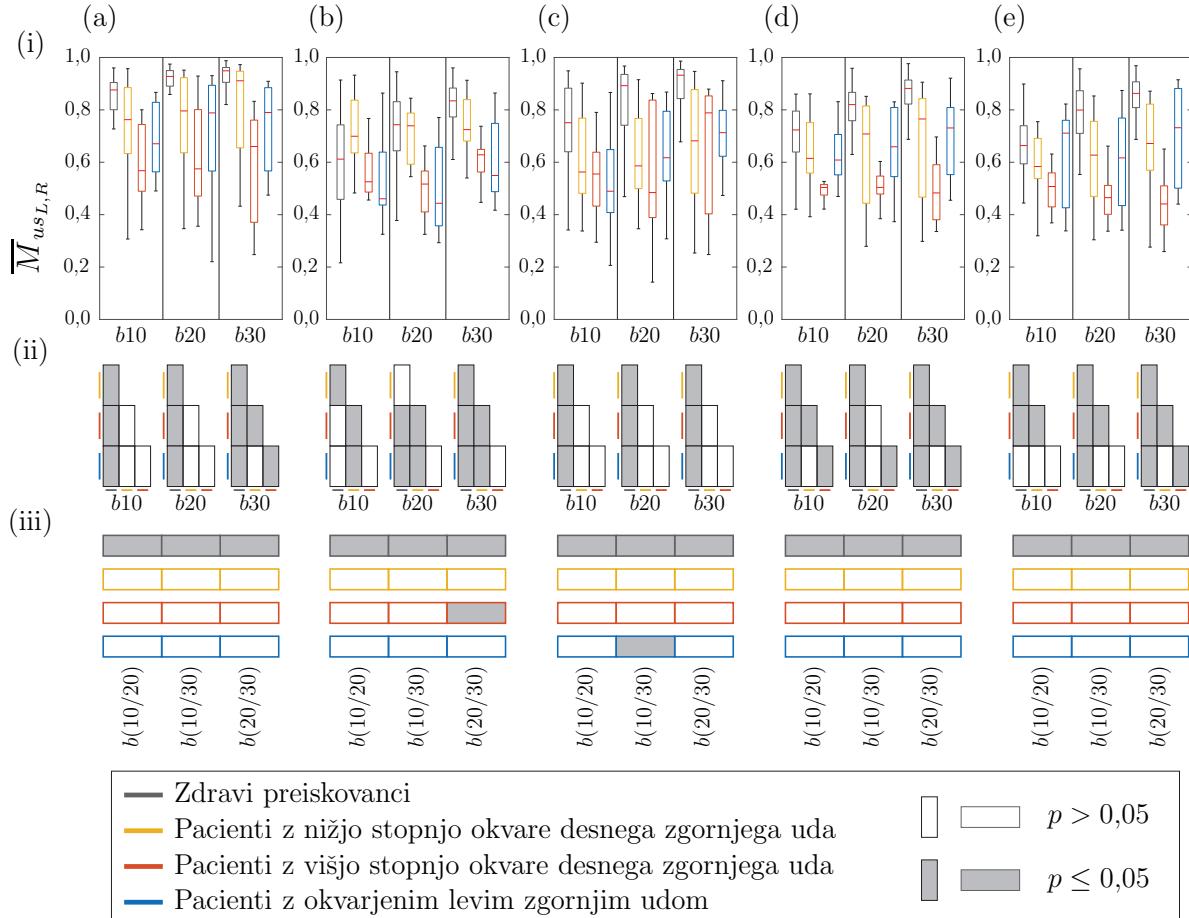
Slika B.8: Stolpični diagrami mišične aktivnosti levega in desnega zgornjega uda $\hat{w}_{(L,R)_m}$ (i) ter razmerja mišične aktivnosti $R_{\hat{w}_m}$ (ii), za paciente (a-g). Zgornja vrstica predstavlja podatke pacienta z najnižjo stopnjo okvare zgornjega uda, spodnja pa pacienta z najvišjo stopnjo okvare zgornjega uda. Rdeča navpična črta označuje mejo razmerja neokvarjenega in okvarjenega zgornjega uda.

Dodatek C

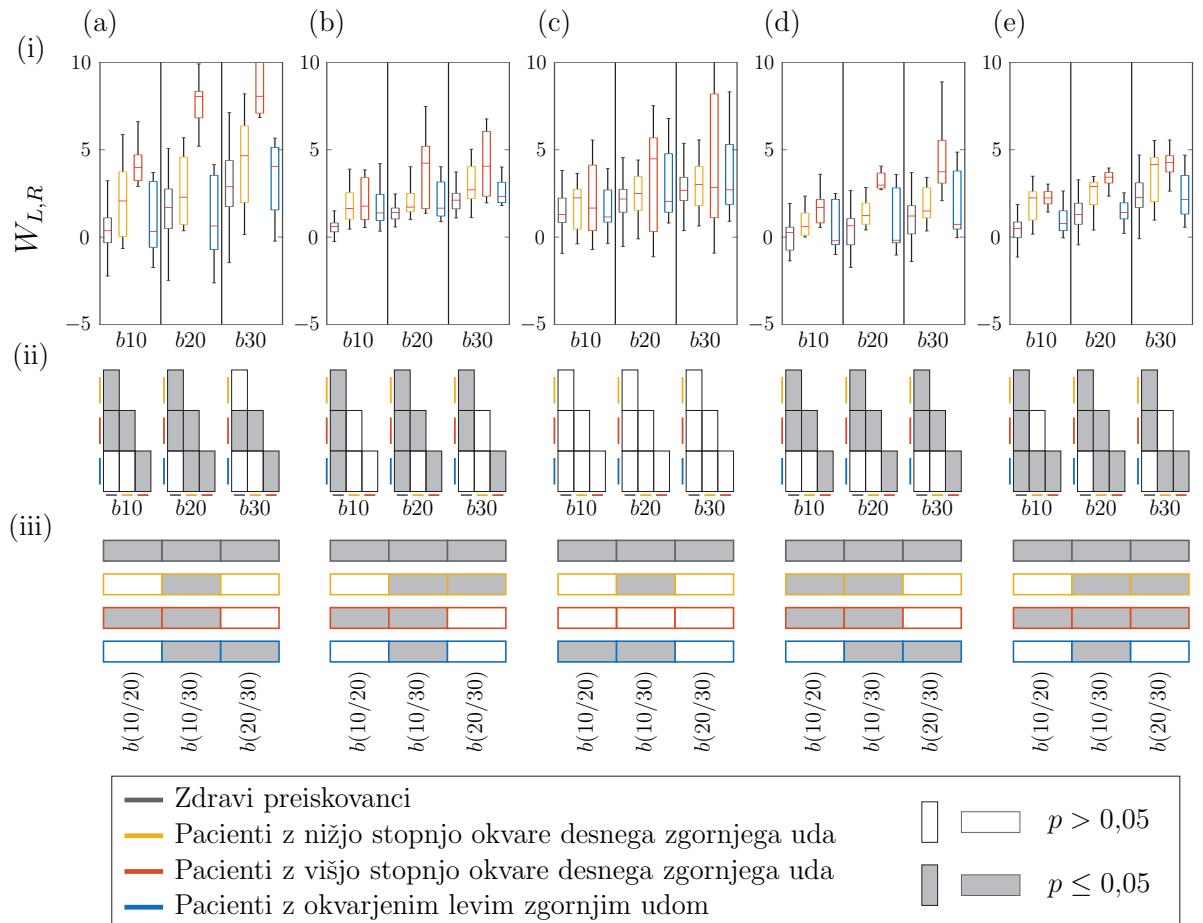
Dodatne slike parametrov poglavja
*Zasnova dvoročne vadbe z robotom
in analiza sil interakcije med
izvajanjem nalog*



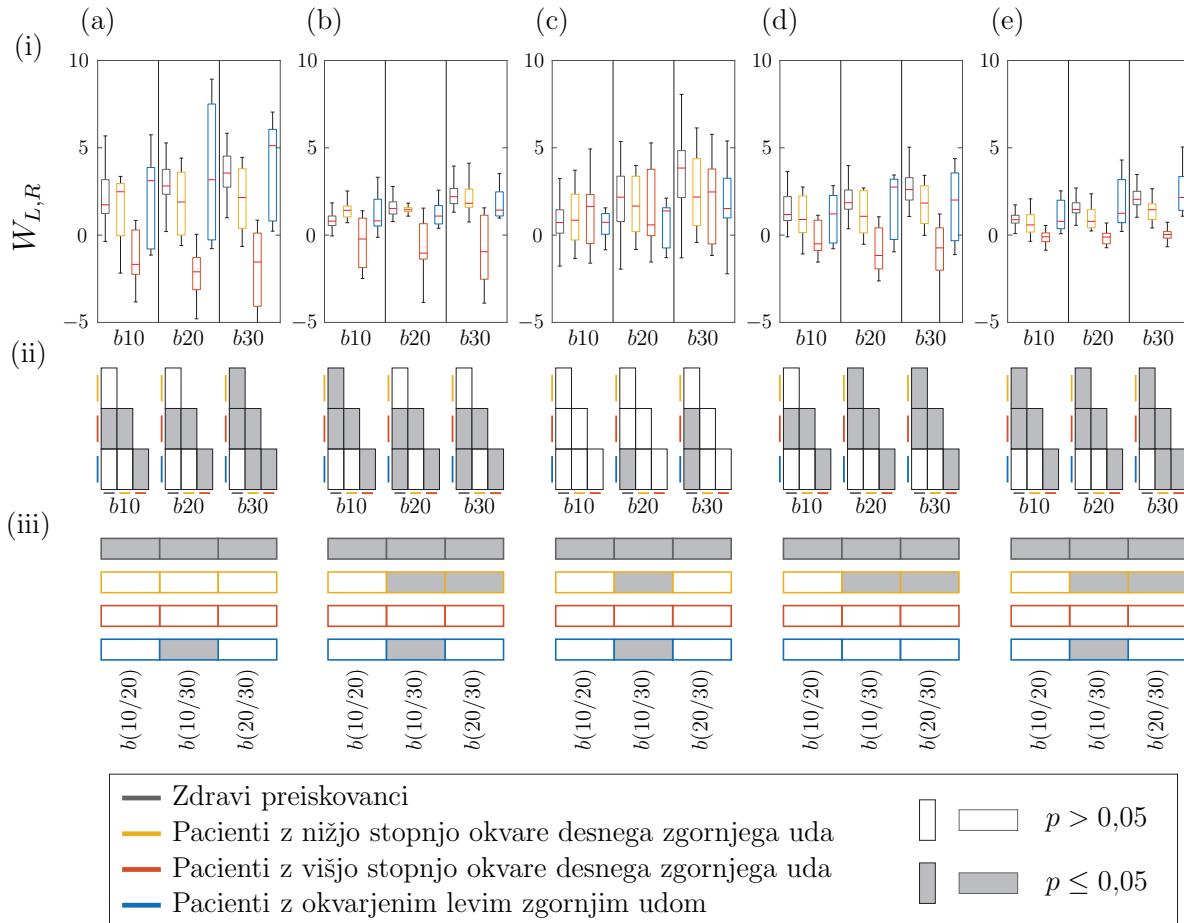
Slika C.9: Mera individualne učinkovitosti sodelovanja $\overline{M}_{us_{L,R}}$ neokvarjenega in nedominantnega zgornjega uda (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.



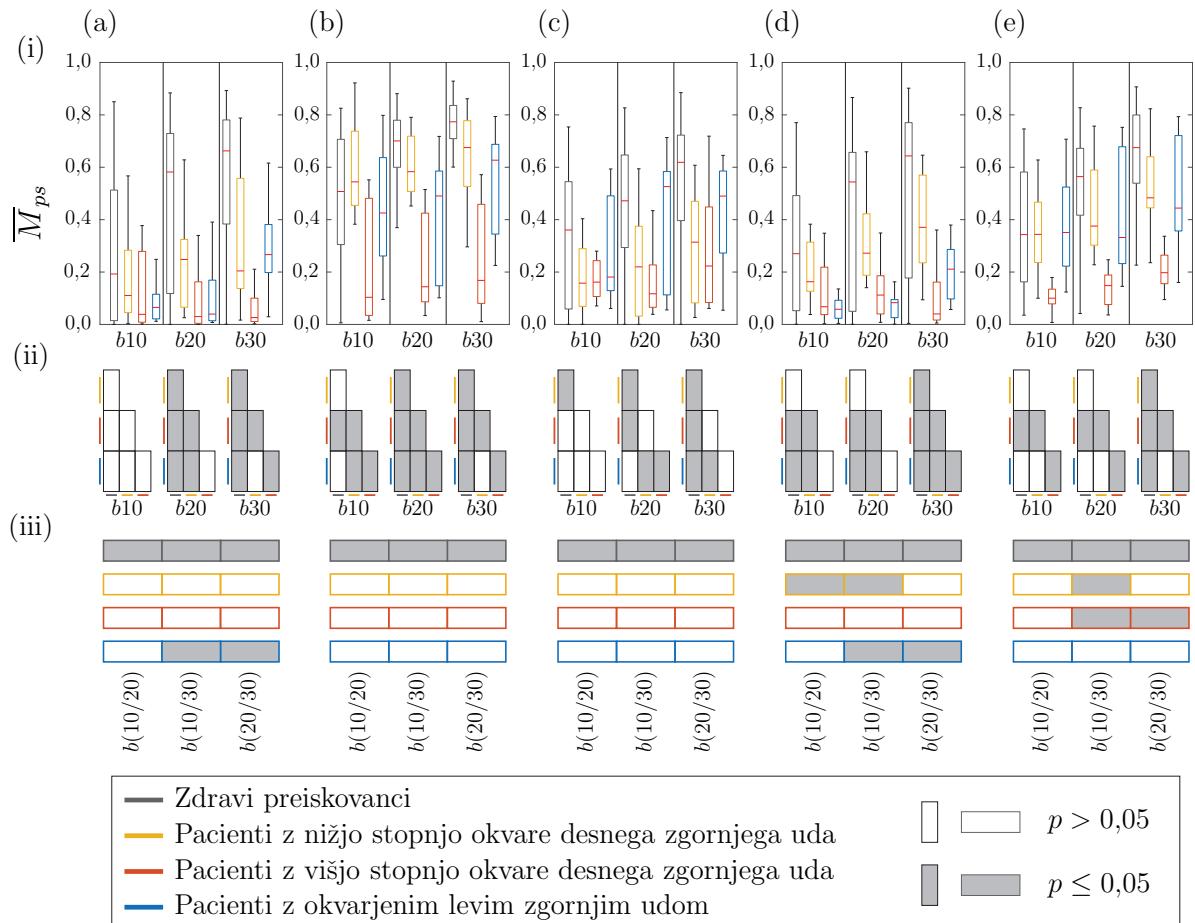
Slika C.10: Mera individualne učinkovitosti sodelovanja $\bar{M}_{us_{L,R}}$ okvarjenega in dominantnega zgornjega uda (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.



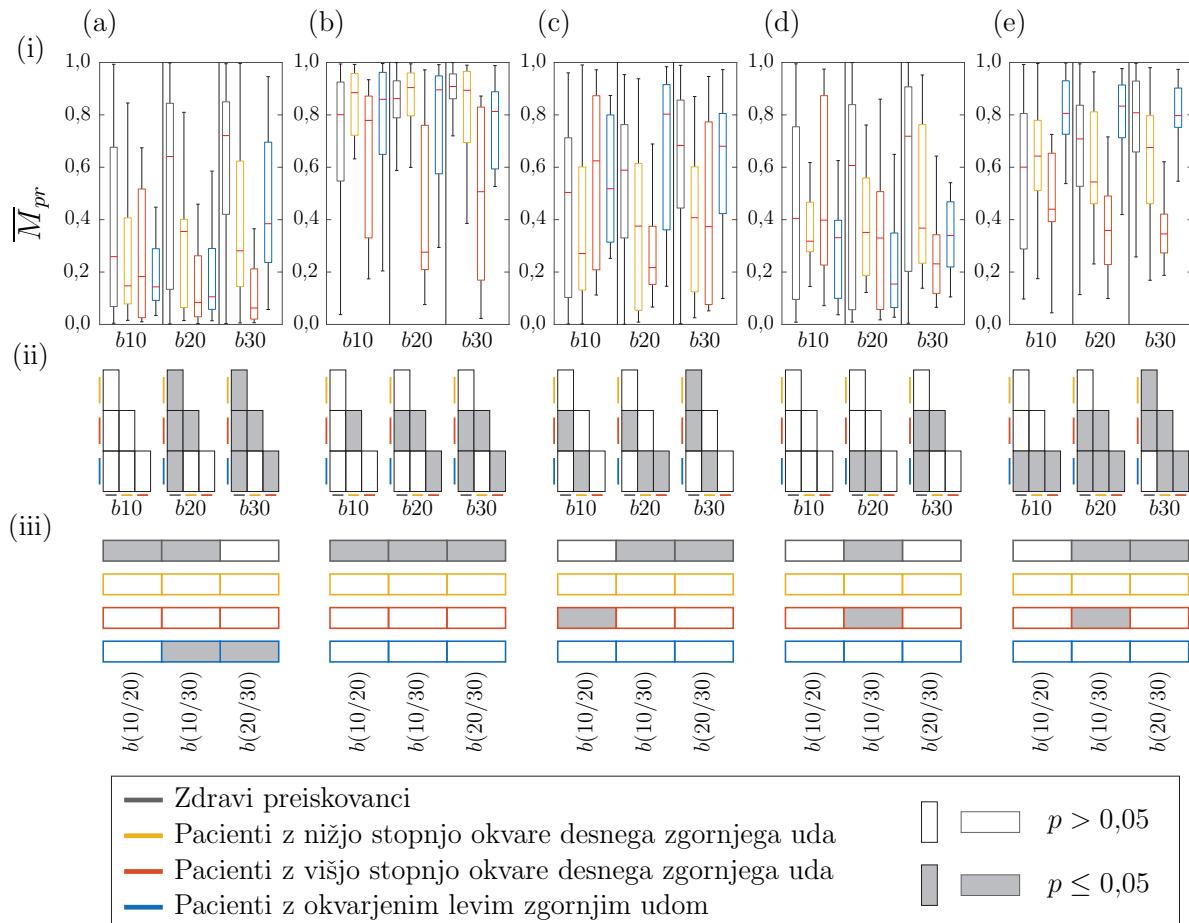
Slika C.11: Delo $W_{L,R}$ neokvarjenega in nedominantnega zgornjega uda (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.



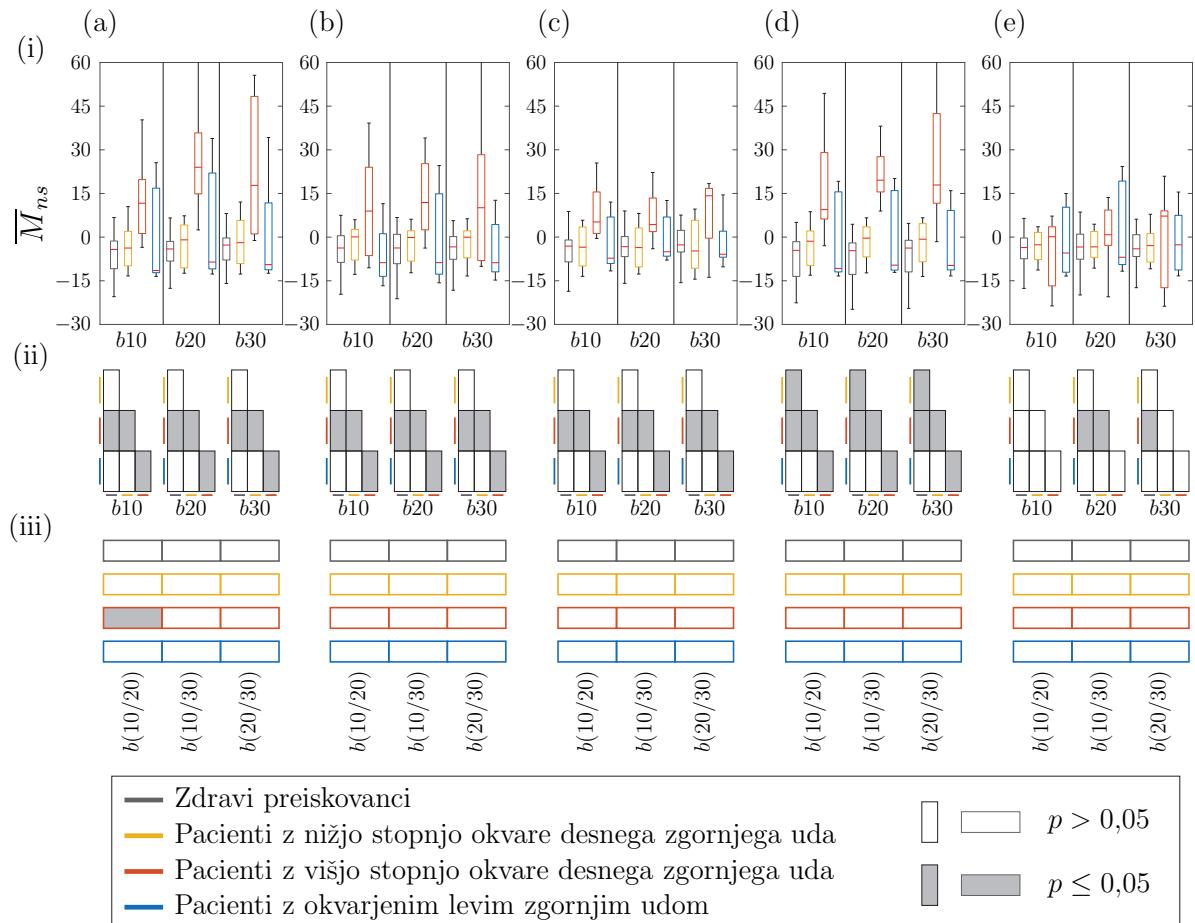
Slika C.12: Delo $W_{L,R}$ okvarjenega in dominantnega zgornjega uda (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.



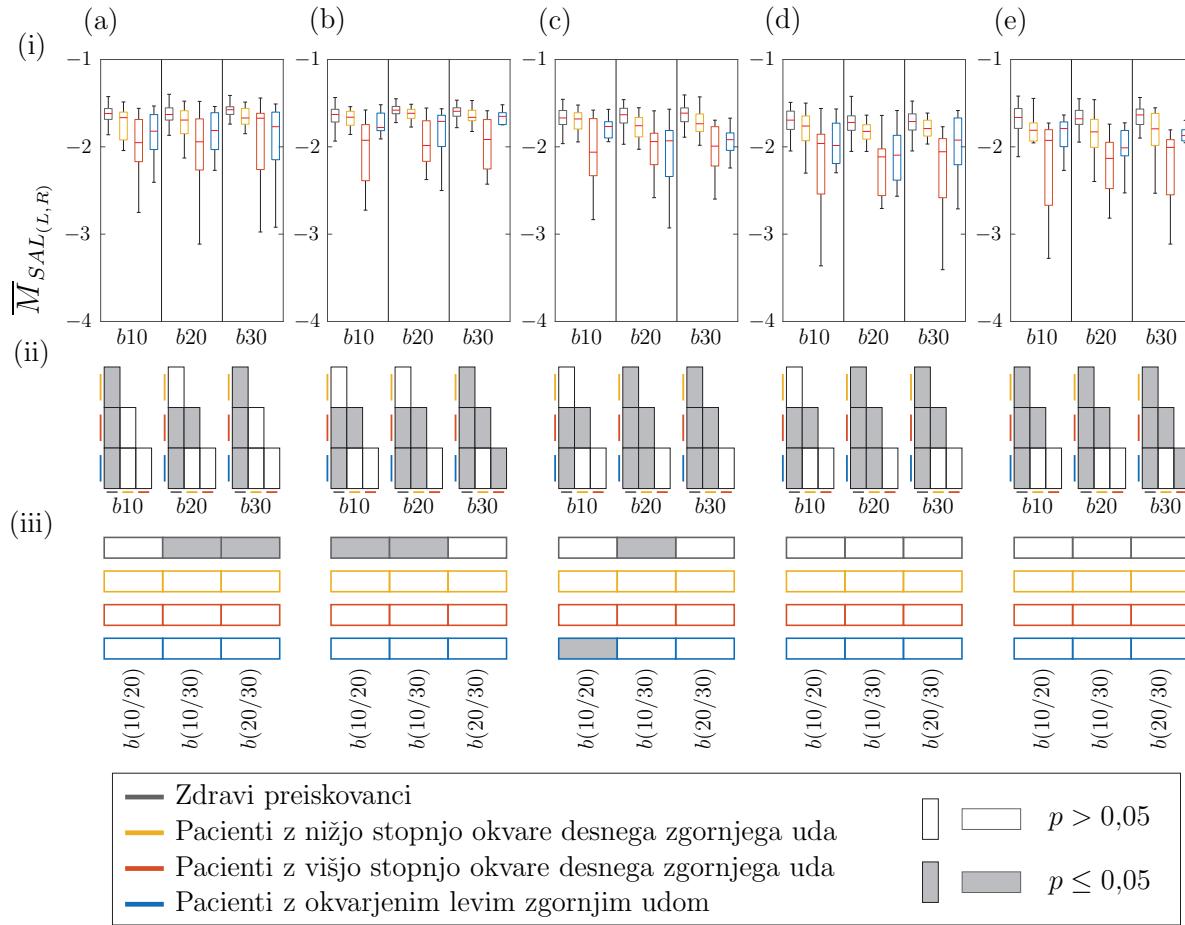
Slika C.13: Mera podobnosti sil \overline{M}_{ps} (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.



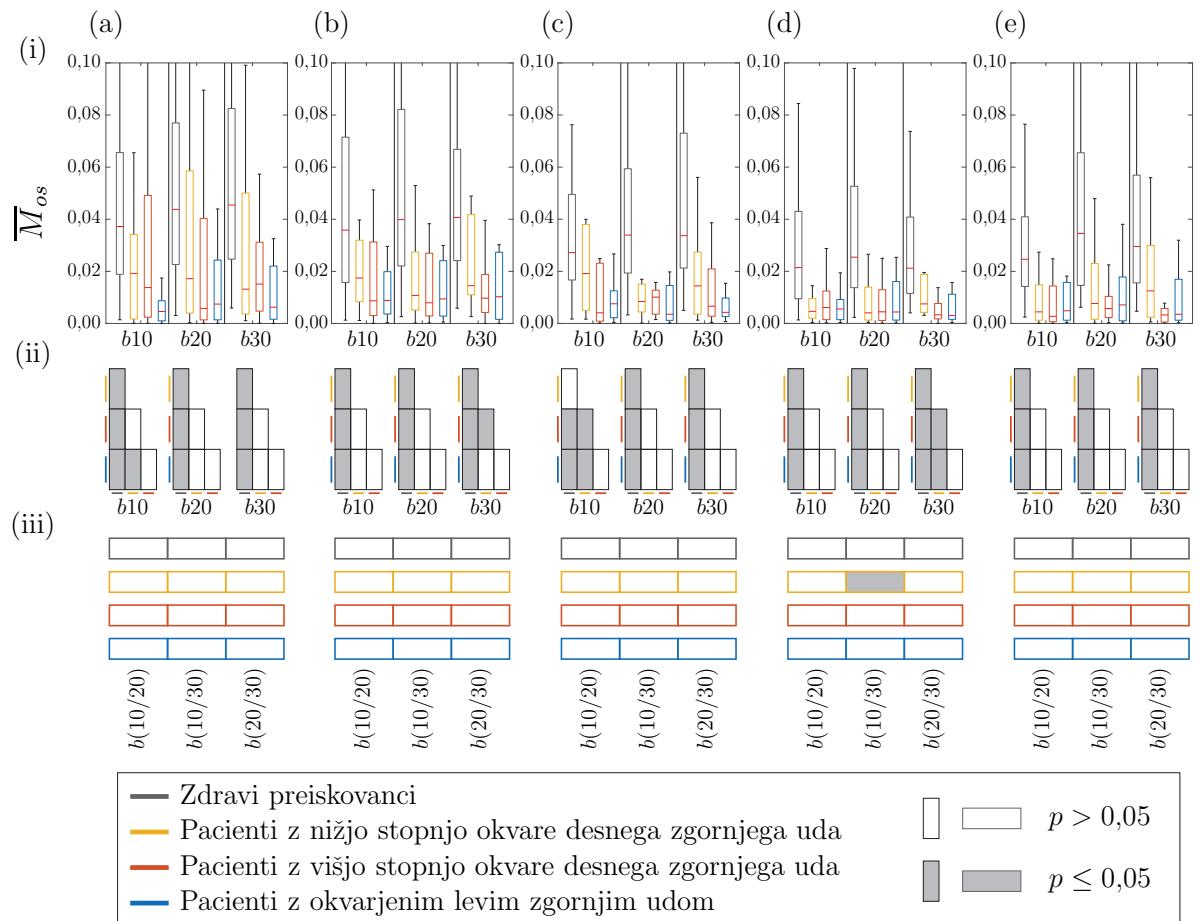
Slika C.14: Mera pravičnosti sodelovanja \overline{M}_{pr} (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m .



Slika C.15: Notranje sile \overline{M}_{ko} (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.



Slika C.16: Gladkost giba določena kot dolžina spektralnega loka $\bar{M}_{SAL(L,R)}$ dominantnega in okvarjenega zgornjega uda (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.



Slika C.17: Mera optimalnosti sodelovanja \overline{M}_{os} (i) za posamezne naloge (a-e) s pripadajočimi statističnimi značilnostmi med skupinami (označene s štirimi barvami) preiskovancev (ii) za dušenja bx , kjer x predstavlja stopnjo dušenja v Ns/m ter znotraj posamezne skupine preiskovancev (iii) med stopnjami dušenja $b(y/z)$ za vrednosti dušenja y in z v Ns/m.