UNIVERZA V LJUBLJANI FAKULTETA ZA ELEKTROTEHNIKO

Blaž Jakopin

ANALIZA IN SINTEZA METOD VARNE, SENZORNO PODPRTE ENOROČNE ROBOTSKE VADBE

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor: prof. dr. Marko Munih

Ljubljana, 2018

Zahvala

Za vse nasvete, pomoč ter usmerjanje na moji raziskovalni poti kakor tudi med nastajanjem te doktorske disertacije se iskreno zahvaljujem mentorju prof. dr. Marko Munihu.

Zahvala gre vsem kolegom iz Laboratorija za robotiko, Fakultete za elektrotehniko v Ljubljani za njihove komentarje, še posebej pa prof. dr. Matjaž Mihlju, ki je vedno našel čas in s svojimi številnimi nasveti in usmeritvami pripomogel k nastanku dela.

Posebna zahvala gre tudi Juretu Pašiču, ki mi je na moji raziskovalni poti mnogokrat pomagal pri izvajanju meritev in reševanju nastalih problemov. Brez njegovih nasvetov delo ne bi dosegalo današnje kvalitete.

Raziskovalno delo je bilo tesno vpeto v evropski projekt LINarm++ pod okriljem centra za odprtokodni razvoj robotike ECHORD++, zato bi se zahvalil vsem članom konzorcija za možnost sodelovanja, še posebej pa bi se zahvalil ekipi Inštituta ITIA-CNR in vodji njihove ekipe, Matteu Malosiu, ki je bil vedno na voljo za vprašanja in je nesebično svetoval pri konstrukcijski zasnovi haptičnega mehanizma v tem delu.

Zahvala gre tudi študentoma Aljažu Krulcu in Tinetu Kovaču, ki sta s svojim tehničnim znanjem modeliranja mehanizmov prispevala k nastanku nove verzije haptičnega mehanizma.

Zahvala gre tudi Javni agenciji za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije (ARRS) v okviru programa (P2-0228) - Analiza in sinteza gibanja pri človeku in stroju, ki je financirala nastanek tega dela.

Nazadnje bi se rad zahvalil svoji družini za njihovo podporo med študijem.

Kazalo

Se	eznam uporabljenih kratic xiii				
Se	eznar	n upor	abljenih simbolov	xv	
Po	ovzet	ek		1	
A	bstra	nct		3	
1	Uvo	od		5	
2	Cilj	i		9	
3	Me	rjenje	in ocenjevanje fiziološkega odziva	11	
	3.1	Fiziolo	oški odziv človeka	11	
	3.2	Merilr	ni sistemi in nemoteče merjenje	14	
	3.3	Zasno	va merilnega sistema za nemoteče merjenje med rehabilitacijo $\ .$.	17	
		3.3.1	Delovanje sistema	17	
		3.3.2	Merjenje prevodnosti kože	19	
		3.3.3	Merjenje srčnega utripa	22	
		3.3.4	Merjenje temperature kože	25	
		3.3.5	Sklepne ugotovitve	27	
	3.4	Analiz	za fizioloških signalov	28	
		3.4.1	Analiza odziva prevodnosti kože	28	

		3.4.2	Analiza kardiološkega odziva	30
		3.4.3	Analiza temperaturnega odziva kože	32
	3.5	Valida	cija merilnega sistema za nemoteče merjenje	32
		3.5.1	Oprema in referenčni merilni sistem	33
		3.5.2	Rehabilitacijska naloga	35
		3.5.3	Protokol eksperimenta	36
		3.5.4	Uspešnost naloge in biomehanski parametri	37
		3.5.5	Fiziološki signali in parametri	38
		3.5.6	Statistika in obdelava podatkov	39
		3.5.7	Analiza motenj merjenja	41
		3.5.8	Rezultati	45
		3.5.9	Diskusija	51
	3.6	Valida	cija metod adaptivne vadbe	56
		3.6.1	Metoda prilagajanja težavnosti	57
		3.6.2	Naloga	59
		3.6.3	Rezultati	60
		3.6.4	Diskusija	61
		3.6.5	Prispevki sodelavcev	62
	3.7	Sklepr	ne ugotovitve	62
4	Ana	aliza in	metode vodenja linearnega pogona s spremenljivo togostjo	65
	4.1	Zasnov	va pogonskega sklopa	67
		4.1.1	Spreminjanje togosti antagonističnih mehanizmov	67
		4.1.2	Analiza pogonskega sklopa LinWWC-VSA	71
		4.1.3	Haptični mehanizem in strojna oprema	76
	4.2	Model	haptičnega mehanizma	78
	4.3	Metod	lologija analize haptičnih mehanizmov	80
		4.3.1	Statični odziv	81

		4.3.2	Frekvenčni odziv	81
		4.3.3	Odziv na stopnico	83
		4.3.4	Impulzni odziv	84
		4.3.5	Z-širina	84
		4.3.6	Pasovna širina vodenja	85
	4.4	Ekspe	rimentalna validacija	85
		4.4.1	Regulacija motorjev	86
		4.4.2	Vodenje pozicije	88
		4.4.3	Posredno merjenje sile	94
		4.4.4	Vodenje po sili	95
		4.4.5	Metode vodenja aktivne impedance	103
		4.4.6	Z-širina	107
	4.5	Sklepr	ne ugotovitve	108
5	Zak	ljuček		113
6	Izvi	irni pri	ispevki znanosti	117
Li	Literatura 119			119
D	odat	ek A:	IEEE Transactions On Human-Machine Systems, 2017	129

Slike

3.1	Možganske strukture v spodnjem in notranjem delu možganov	12
3.2	Aktivacija endokrinega in simpatičnega živčnega sistema ob nastopu zu- nanjega stresorja.	13
3.3	Primer komercialnih EMG sistemov Trigno (a) in Shimmer (b)	14
3.4	EMG nosljiva sistema ATHOS (a) in Myo (b)	15
3.5	Primer laboratorijskega ojačevalnika za merjenje prevodnosti kože GSR Amp (a) in nosljivega merilnega sistema EMPATICA (b)	16
3.6	Prenosni EKG merilnik Prince za domačo uporabo (a) in klinični pre- nosni fotopletizmograf Melys AFS (b).	16
3.7	Pregled arhitekture sistema in mest zajema fizioloških signalov. Vsak analogni vhod vsebuje lokalni regulator napetosti za zagotavljanje sta- bilne napetosti pretvorbe. Galvanska izolacija sistema je zagotovljena na napajalno-komunikacijskem vodilu USB.	18
3.8	Prva prototipa senzoriziranih ročajev v obliki cilindra (a) in polovične sfere (b)	19
3.9	Namestitev elektrod in merilni princip.	20
3.10	Vzporedna meritev odziva na dražljaj iz obeh ojačevalnikov: nivo pre- vodnosti kože SCL (levo) in SCR odzivi (desno)	21
3.11	Referenčne meritve prevodnosti in izračunana linearna kalibracijska kri- vulja. Merilo obeh osi je logaritmično.	22
3.12	Trije osnovni Einthovnovi odvodi za merjenje depolarizacije srca	23
3.13	Odbojno delovanje PPG senzorja (levo) in nizkocenovni pletizmograf Pulse Senzor (desno)	23

3.14	Karakteristični signal elektrokardiograma (zgoraj) in pletizmografa (spo- daj) [1].	24
3.15	Meritev EKG iz dvoročnega sistema s suhimi elektrodami (zgoraj) in meritev PPG z uporabo Pulse Sensor (spodaj).	25
3.16	Različne izvedbe termistorjev: (a) medicinski in (b) stekleni termistor.	26
3.17	Kalibracija NTC termistorja nakazuje negativno karakteristiko	27
3.18	Izdelana nova verzija tiskanega vezja, ki se uporablja za oba ročaja. Galvanska ločitev je označena z rdečo prekinjeno črto	28
3.19	Drugi prototip elektronskega vezja z modularnim ohišjem za priklop obeh ročajev (a) in različni konfiguraciji ročajev: cilindrična (b) in he- misferična (c)	29
3.20	Signal prevodnosti kože v intervalih naloge in mirovanja. Dekompozicija surovega signala prevodnosti kože na SCL komponento in štetje SCR dogodkov v intervalu mirovanja in naloge.	30
3.21	Surov signal EKG iz merilnega sistema (zgoraj) in izračunana krivulja variabilnosti srčnega utripa (spodaj). Ovojnica signala HRV prikazuje zmanjšano disperzijo utripov v intervalu naloge v primerjavi z intervalom mirovanja	31
3.22	Poincarejev graf variabilnosti srčnega utripa v intervalu mirovanja in naloge. Fitana elipsa nakazuje razpršenost vrednosti srčnega utripa	32
3.23	Meritev temperature kože predlaganega merilnega sistema	33
3.24	Referenčni merilni sistem z ojačevalnikom g.USBamp (a) in pripa- dajočimi senzorji: g.PULSE (b), g.GSR (c) in g.TEMP (d)	34
3.25	Robotski mehanizem HapticMaster	35
3.26	Model inverznega nihala	36
3.27	Merjenec izvaja rehabilitacijsko nalogo, kjer skuša uloviti ravnotežje in- verznega nihala v virtualnem okolju. Vzporedno z nalogo zajemamo fiziološke signale s predlaganim in referenčnim sistemom	38
3.28	Prikaz različnih prispevkov gibanja, ki vplivajo na kvaliteto signalov med opravljanjem rehabilitacijske naloge ter pripadajoči senzorji gibanja in sile	42

3.29	Detekcija vrhov PPG signala (zgoraj) in območja, kjer detekcija ne de- luje (označena sivo) ter QOS signali prispevkov F_x , F_{gr} in ω_y izračunani po predlagani metodi. Zelena barva označuje stopnjo prekrivanja QOS signalov in algoritma detekcije, ko ta ne deluje	44
3.30	Vsota mehanskega dela (levo), povprečna frekvenca signala pozicije (sredina) in stopnja napake (desno). CR in SR označujeta skupini meritev z različnima izvedbama ročajev. Statistična značilnost je označena z $*$ za $p < 0.05$ in $**$ za $p < 0.001$	46
3.31	Krivulje surovih fizioloških signalov (levo): prevodnost kože (i), tempe- ratura (ii), vrednosti srčnega utripa EKG (iii) in PPG (iv) ter škatlični diagrami Pearsonovih koeficientov korelacije za posamezno nalogo (de- sno). M in N označujeta intervale mirovanja in naloge	47
3.32	Razlika v PCC za vse fiziološke signale in oba ročaja. Razlika je izračunana kot $\overline{r}_{SR} - \overline{r}_{CR}$, kjer pozitivna vrednost nakazuje boljšo korelacijo SR, negativna pa boljšo korelacijo CR. M označuje razliko v mirovanju, N pa v nalogi.	48
3.33	Škatlični diagrami vrednosti relativnih sprememb iz mirovanja v nalogo parametrov \overline{HR} , $SDNN$, T in SCR za predlagan sistem in referenčni sistem g.tec	50
3.34	Stolpični diagram prikazuje povprečne vrednosti <i>QOSO</i> in raztros za naloge N1, N2, N3 in N4	52
3.35	Del odločitvenega drevesa, ki sestavlja model pacienta	59
3.36	Primer Stroopovega testa v virtualnem okolju. Besedo je potrebno raz- porediti v enega od barvnih oblačkov glede na njeno vsebino	60
3.37	Različni fiziološki parametri (levo) in biomehanski parametri (desno) pri naraščajoči in adaptivni težavnosti Stroop naloge	61
4.1	Pogosto uporabljene konfiguracije VSA sklopov: antagonistične vzmeti in motorji (a), antagonistične vzmeti z neodvisnimi motorji (b) in spre- minjanje prestavnega razmerja med bremenom in vzmetmi (c)	65

4.2	Poenostavljen model sistema dveh vzporednih vzmeti. x_1 in x_2 predsta- vljata vira pozicije (motorja), x_e pa pozicijo ravnovesja segmenta. Sili f_1 in f_2 delujeta na segment zaradi elastičnih elementov k_1 in k_2 ter napenjanja motorjev. Za izmik premičnega dela iz točke ravnovesja je potrebna zunanja sila F , ki povzroči izmik segmenta $x_s = \zeta$. S parame- trom δ označimo prednapetje vzmeti	69
4.3	Optimiziran profil odmične gredi $r(\varphi)$ zapisan v polarnem koordinatnem sistemu (a), profil gredi s pokrovom izdelan iz aluminija (b). Profil se preko torzijske vzmeti vpenja v ohišje segmenta	72
4.4	Analitično izračunane krivulje zasuka ene odmične gredi: zasuk (q) , na- vor (τ) , linearna togost (k) in linearna sila (f) prikazane kot funkcije linearnega premika (Δx_L) . Konstanta torzijske vzmeti, ki smo jo upo- rabili za konstrukcijo odmične gredi je $k_t = 0,1008$ N m/rad	74
4.5	Parametrizacija po δ : sila (i.) in togost (iii.) segmenta kot funkciji izmika ζ . Vrednost prednapetja δ se je spreminjala med $0 < \delta < 0.07$. Tridimenzionalni prikaz sile (ii.) in togosti (iv.) segmenta prikazuje delovno območje VSA.	75
4.6	Skica posodobljenega haptičnega mehanizma LINarm 2.5	77
4.7	Kinematični sklop motorjev s segmentom.	80
4.8	Eksperimentalna postavitev.	86
4.9	Linearna korekcija motorjev	87
4.10	Shema vodenja pozicije in togosti	88
4.11	Inverzni model togosti in izračunana korekcija parametra δ	89
4.12	Nastavljanje različnih vrednosti togosti in sila pri izmiku segmenta iz ravnovesja ($x_{ref} = konst.$, 300 $\frac{N}{m} < \kappa_{ref} < 1500 \frac{N}{m}, \zeta \neq 0$)	90
4.13	Vodenje pozicije in absolutna napaka pozicije pri različnih vrednostih togosti	91
4.14	Analiza frekvenčnega odziva pri sinusnem vzbujanju ($x_p = sin(\omega t)$, kjer je 0,1 Hz < $f < 15$ Hz): pozicije segmenta ($ G_1 $), točke ravnovesja ($ G_2 $), pospeška segmenta ($ G_3 $) in sile segmenta ($ G_4 $)	92
	$\mathbf{P} = \mathbf{P} = $	54

4.15	Analiza frekvenčnega odziva pri sinusnem vzbujanju ($x_p = sin(\omega t)$, kjer je 0,1 Hz $< f < 15$ Hz) in v dotiku s človekom: pozicije segmenta ($ G_1 $), tačka nemenacia ($ G_1 $), poznačka gormanta ($ G_1 $) in sila gormanta ($ G_1 $)	0.2
	tocké ravnověsja (G_2) , pospeska segmenta (G_3) in sně segmenta (G_4) .	93
4.16	Kalibracija zasuka posamezne odmični gredi z referenčnim senzorjem sile in pripadajoča krivulja togosti.	94
4.17	Shema vodenja sile mehanizma.	95
4.18	Vhodno-izhodna krivulja haptičnega mehanizma: odprtozančna meri- tev pokaže nelinearno relacijo med vhodom in izhodom (i), nelinearna transformacija linearizira izhod in odpravi mrtvo cono (ii) in pasivna korekcija histereze (iii), ki odpravi koleno v karakteristiki	97
4.19	Vhodno-izhodna krivulja pri različnih prednapetjih: odprtozančna me- ritev (a) in meritev z uporabo P regulatorja sile (b). Silo gredi smo omejili na 20 N, zato se z večjo silo prednapetja F_p zmanjša uporabno območje sile F_v , ki jo je še dovoljeno nastavljati	99
4.20	Analiza frekvenčnega odziva pri sinusnem vzbujanju ($f_s = sin(\omega t)$, kjer je 0,1 Hz $< f < 20$ Hz) pri fiksiranem vrhu: sila vrha segmenta ($ G_1 $), sila gredi ($ G_2 $), pospešek segmenta ($ G_3 $) in pozicija vrha ($ G_4 $)	100
4.21	Analiza frekvenčnega odziva pri sinusnem vzbujanju ($f_s = sin(\omega t)$, kjer je 0,1 Hz $< f < 20$ Hz) v dotiku s človekom: sile vrha segmenta ($ G_1 $), sile vzmeti ($ G_2 $), pospeška segmenta ($ G_3 $) in pozicije vrha ($ G_4 $)	101
4.22	Analiza izhodne impedance (Z_d) nereguliranega in reguliranega sistema.	102
4.23	Merjenje impulznega odziva mehanizma.	103
4.24	Merjenje impulznega odziva mehanizma.	104
4.25	Admitančno vodenje.	105
4.26	Impedančno vodenje.	106
4.27	Analiza Z-širine za primer admitančnega in impedančnega vodenja. $\ .$.	107
4.28	Predstavljen haptični robotski mehanizem s senzornim ročajem (a) za	
	uporabo v aplikacijah interakcije s človekom (b)	111

Tabele

3.1	Povprečne vrednosti relativnih sprememb fizioloških parametrov iz mi-	
	rovanja v nalogo za predlagan sistem z uporabo CR in referenčni sistem	
	g.tec. Statistično značilne spremembe so označene kot: * z a $p<0,05$ in	
	** za $p < 0,01.$	49
3.2	Povprečne vrednosti relativnih sprememb fizioloških parametrov iz mi-	
	rovanja v nalogo za predlagan sistem z uporabo ${\rm SR}$ in referenčni sistem	
	g.tec. Statistično značilne spremembe so označene kot: * z a $p<0,05$ in	
	** za $p < 0,01.$	50
3.3	Pov prečne vrednosti površine kvalitete signala $QOSS$, števila dogod-	
	kov spodletele detekcije NOE in odstotka pozitivne detekcije PDP ,	
	izračunane za vse štiri naloge.	51

Seznam uporabljenih kratic

KRATICA	OPIS
ADP	analogno-digitalni pretvornik (angl. Analog-to-Digital
	Converter)
ANOVA	analiza variance (angl. Analysis of Variance)
BPM	utripov na minuto (angl. Beats-Per-Minute)
CNC	angl. Computer Numerical Control
DA	Digitalno-analogni
EDA	elektrodermalna aktivnost (angl. Electrodermal Acti-
	vity)
EKG	elektrokardiogram (angl. Electrocardiogram)
FFT	hitra Fourierjeva transformacija (angl. Fast Fourier
	Transform)
HIL	angl. Human-in-The-Loop
IR	infrardeča
IMU	inercialna merilna enota (angl. Inetrial Measurement
	Unit)
LMA	Levenberg-Maraqardtov algoritem
NTC	angl. Negative Temperature Coeficient
N1, N2,	označbe nalog v eksperimentu
N3, N4	
PCC	Pearsonov korelacijski koeficient
PPG	fotopletizmogram (angl. Photoplethysmogram)
PPT	angl. Pulse Transit Time

KRATICA	OPIS
RMS Efektivna vrednost napake (angl. Root Mean Squ	
SCL	nivo prevodnosti kože (angl. Skin Conductance Level)
SCR	odzivi prevodnosti kože (angl. Skin Conductance Re-
	sponses)
SEA	pogon s serijsko elastičnosjo
SMD	angl. Surface Mounting Device
SNR	razmerje signal-šum (angle. Signal-To-Noise Ratio)
USB	angl. Universal Serial Bus
VSA	pogon s spremenljivo togostjo (angl. Variable Stiffness
	Actuator)
WWC	angl. Wire Wrapped Cam

Seznam uporabljenih simbolov

SIMBOL	ENOTA	OPIS
t	S	čas
$j \ ,n, \ i$		diskretni časovni koraki
U_{DC}, U_{iz}	V	enosmerna napetost vira ojačevalnika, izhodna na-
		petost ojačevalnika
R_k	Ω	uporanost kože
G_{SCL}, G_{SCR}	μS	enosmerna in izmenična kompenenta prevodnosti
		kože
G_d, G_m	μS	dejanska in izmerjena prevodnost kože
\overline{HR}	BPM	povprečni srčni utrip naloge
SDNN	s^{-1}	standardna deviacija NN intervalov
RMSSD	s^{-1}	kvadratni koren efektivne vrednosti razlik NN vr-
		hov
$\overline{T}_b, \overline{T}_t, \overline{T}_e$	$^{\circ}\mathrm{C}$	temperatura kože na začetku, na sredini in ob
		koncu intervala naloge
\overline{SCL}	μS	povprečna vrednost nivoja prevodnosti kože v na-
		logi
SCR	\min . ⁻¹	število zaznanih odzivov prevodnosti v nalogi
ER	\min . ⁻¹	stopnja napake v nalogi
W_{tot}	J	opravljeno mehansko delo v nalogi
$\overline{f_p}$	Hz	povprečna frekvenca signala pozicije
$\mathbf{e_t}$		vektor napak naloge
$\mathbf{p}\mathbf{x}\mathbf{x}$		vektor spektralne gostota moči signala pozicije
t_{int}	S	čas trajanja naloge

SIMBOL	ENOTA	OPIS
$\omega_x, \omega_y, \omega_z$	rad/s	prispevki kotne hitrosti IMU nameščenega na
		zapetnju
$\dot{ heta}_h$	rad/s	kotna hitrost zapestja
f, F	Ν	sila
F_{gr}	Ν	sila stiska ročaja
F_x, F_y, F_z	Ν	prispevki sile interakcije z robotom med nalogo
QOS		kvaliteta signala (angl. Quality Of Signal)
$QOS_{F_x}, \qquad QOS_{F_{gr}},$		kvaliteta signala prispevkov horizontalne sile
QOS_{ω_y}		naloge, sile stiska in kotne hitrosti zapestja
THR_{F_x}	Ν	pragovna vrednost horizontalne sile naloge za
		določanje QOS
$THR_{F_{gr}}$	Ν	pragovna vrednost sile stiska naloge za
		določanje QOS
THR_{ω_y}	rad/s	pragovna vrednost kotne hitrosti zapestja za
		določanje QOS
QOSS	%	normirana vrednost kvalitete signala
$DET_{EDA}, DET_T,$	%	odstotek delovanja algoritmov za izračunavanje
DET_{EKG}, DET_{PPG}		fizioloških značilk signalov EDA, T, EKG in
		PPG
$QOSO_{F_x},$	%	odstotek prekrivanja signalov QOS in DET
$QOSO_{F_{gr}}, \ QOSO_{\omega_y}$		(angl. Quality Of Signal Overlap)
$NOE_{EDA}, NOE_T,$	p/min	stopnja odpovedi algoritma (angl. Number Of
NOE_{EKG}, NOE_{PPG}		Events)
$PDP_{EDA}, PDP_T,$	%	odstotek pozitivne detekcije posameznega fizi-
PDP_{EKG}, PDP_{PPG}		ološkega signala
N, M		dolžina signalov prispevkov gibanja in dolžina
		QOS signala
L_w		dolžina okna za določanje QOS signala
$\overline{r}_b, \overline{r}_t$		mediana vrednosti Pearsonovih koeficientov ko-
		relacije fizioloških signalov v mirovanju in nalogi

SIMBOL	ENOTA	OPIS
$\Delta \overline{HR}$	BPM	relativna sprememba vrednosti povprečnega
		srčnega utripa iz mirovanja v nalogo
$\Delta SDNN$	%	relativna sprememba vrednosti standardne de-
		viacije NN intervalov iz mirovanja v nalogo
ΔT	$^{\circ}\mathrm{C}$	relativna sprememba vrednosti temperature
		kože iz mirovanja v nalogo
ΔSCR	%	relativna sprememba vrednosti odzivov prevo-
		dnosti kože iz mirovanja v nalogo
COI, TPI, MPI,		indeksi klinične ocene, uspešnosti naloge, mo-
PTI		torične aktivnosti in fiziološkega odziva paci-
		enta
USP', W', f', P'		normalizirane povprečne vrednosti uspešnosti,
		dela, povprečne frekvence in spektralne moči v
		modelu pacienta
HR', T', SCL',		normalizirane povprečne vrednosti srčnega
SCR'		utripa, temperature kože, nivoja prevodnosti in
		odzivov prevodnosti kože v modelu pacienta
$\alpha_{min}, \alpha_{max}$		parametra, ki določata območje pomoči, ki jo
		robotski sistem nudi pacientu
x_s	m	pozicija segmenta mehanizma
f_s	Ν	sila segmenta mehanizma
x_1, x_2	m	poziciji napenjalnih vrvi motorjev
f_1, f_2	Ν	sili napenjalnih vrvi motorjev
k_1, k_2	N/m	koeficient togosti posameznega sklopa gredi
x_e	m	ravnovesna lega segmenta
ζ,δ	m	izmik iz ravnovesne lege in pomik prednapetja
		vzmeti
κ	N/m	skupna mehanska togost segmenta

SIMBOL	ENOTA	OPIS
x_0, y_o		osi k.s. gredi
q	0	zasuk gredi okoli svoje osi
r_c	m	polmer odmične gredi
b	m	vertikalna razdalja med osjo rotacije in točko
		stika vrvi
$ au_q$	Nm	navor gredi
f	Ν	translacijska sila gredi
O_c		os vrtenja in koordinatno izhodišče gredi
Δx_L	m	translacijski premik točke L vrvi
Θ	0	vektor zasukov motorjev
\mathbf{X}_{Θ}	m	vektor translacijskih premikov motorjev
q	0	vektor zasuka gredi
\mathbf{x}_q	m	vektor translacijskih premikov gredi
\mathbf{E}		matrika polmerov navijalnih bobnov
$k_{ au}$	Nm/A	momentna konstanta
k_r		koeficient prestavnega razmerja
k_U, k_I		koeficienta skaliranja napetosti in toka
κ_{ref}	N/m	referenčna vrednost togosti segmenta
x_{ref}	m	referenčna vrednost pozicije segmenta
$\boldsymbol{\delta}_p, \boldsymbol{\delta}_r$		vektor pozicij prednapetja
$\mathbf{x}_p, \mathbf{x}_r$		vektor premika pozicije in skupni referenčni
		vektor pozicije
Θ_r		skupni referenčni vektor zasukov
$\mathbf{K}_p,\mathbf{K}_d$		matrika proporcionalnega in diferencialnega
		ojačenja
$\hat{f}_s,$		vektor izračunane sile segmenta
F_v, F_p	Ν	referenčne vrednosti vhodne sile in sile predna-
		petja
$\hat{f}_v, \ \hat{f}_p, \ \hat{f}_r$	Ν	vektor vhodne sile, sile prednapetja in skupni
		referenčni vektor sile
$oldsymbol{ au}_r,oldsymbol{ au}$	Nm	vektor referenčnih navorov in navorov

Povzetek

Doktorska disertacija sega na področje robotsko podprte motorične rehabilitacije bolnikov z motnjami gibanja zgornjih okončin. V nalogi obravnavamo metode združevanja senzornih informacij s poudarkom na merjenju in ocenjevanju fiziološkega odziva za načrtovanje naloge in vodenje haptičnega mehanizma, ki je zasnovan z inherentno elastičnostjo. Slednji omogoča varno interakcijo s človekom in načrtovanje metod vodenja aktivne podajnosti.

Disertacija se najprej poglobi na področje nemotečega merjenja fiziološkega odziva človeka. Predstavljeni so fiziološki procesi človeka, ki se manifestirajo v obliki bioelektričnih in drugih signalov. Slednje lahko izmerimo z različnimi fiziološkimi merilnimi sistemi, ki so predstavljeni v nadaljevanju. Delo se za tem osredini na analizo merjenja in zasnovo lastnega merilnega sistema, ki omogoča nemoteče merjenje fizioloških signalov med robotsko interakcijo. Sledi opis analize merjenih signalov in metod obdelave podatkov z namenom pridobivanja značilnih fizioloških parametrov. Za uporabo predlaganega sistema v aplikacijah robotske rehabilitacije je potrebno sistem validirati v primerjavi s preverjenim referenčnim sistemom.

Postopek validacije vključuje analizo podobnosti surovih signalov, kakor tudi analizo podobnosti izračunanih parametrov. Validacija je oplemenitena s poglobljeno študijo artefaktov gibanja med opravljanjem rehabilitacijske naloge, ki ovrednoti kvaliteto signala glede na prispevke gibanja. V zadnjem delu je predstavljena tudi validacija metode adaptivne vadbe, ki temelji na strukturi odločitvenega drevesa, kjer v procesu odločanja uporabljamo tako podatke o biomehanskih parametrih in uspehu naloge, kot tudi podatke o fiziološkem odzivu človeka. Pomembnejše izsledke o poglavju zberemo s sklepnimi ugotovitvami na koncu.

Drugi del disertacije je namenjen analizi in načrtovanju metod vođenja linearnega pogona s spremenjljivo togostjo. Slednji zaradi elastičnih elementov, ki jih vsebuje med pogonom in segmentom, omogoča varno interakcijo s človekom. Poglavje se začne z opisom zasnove pogonskega sklopa, kjer najprej naredimo pregled mehanskih konfiguracij sklopov s spremenljivo togostjo. Nadaljujemo z analizo pogonskega sklopa LinWWC-VSA, ki spada v družino antagonističnih pogonskih sklopov z uporabo antagonističnih nelinearnih vzmeti. Model pogonskega sklopa omogoča ocenjevanje togosti in sil na vrhu segmenta, ki jih lahko uporabimo pri načrtovanju vodenja.

Sledi opis zasnove lastne verzije haptičnega mehanizma, ki vsebuje omenjen linearni pogonski sklop s spremenljivo togostjo. Opisani sta strojna in programska oprema, ki sta uporabljeni za izgranjo haptičega mehanizma. Kinematične in dinamične spremenljivke uporabljenega mehanizma predstavimo z matematičnim modelom mehanizma. Sledi opis različnih metodologij za analizo haptičnih mehanizmov, kjer opišemo obstoječe metode za ocenjevanje statičnega in frekvenčnega odziva haptičnega mehanizma, ter opis metode ocenjevanja vođenja in točnosti. Sledi eksperimentalna validacija, znotraj katere obravnavamo predlagane metode pozicijskega vođenja in vođenja po sili. Za slednje potrebujemo meritev sile na vrhu, ki jo izračunamo iz pomika nelinearnih vzmeti. Metode vođenja pozicije in sile pa na koncu še razširimo na metode vođenja aktivne impedance s vpeljavo admitančne in impedančne regulacije.

Abstract

T HIS doctoral thesis is dealing with robotic exercise for support in motor rehabilitation of patients with movement disorders of the upper extremities.

The first part of the thesis is focused on an unobtrusive measurement of the persons' physiological response. First, different physiological processes, that manifest themselves as bioelectric and other types of signals, are described. State of the art technologies for measuring these signals are presented, based on the literature review a new measurement system is proposed. Unobtrusive measurement methods are described for different physiological signals, followed by proposed signal analysis and processing. The proposed system was experimentally validated.

Validation was performed by using a reference measurement system, considered as the gold standard for physiological measurement. Raw signal correlation was performed for all physiological signals, as well as parameter comparison. A thorough analysis of motion artifacts and signal quality during tasks was conducted. An adaptive task controller for a physical robot interaction task si validated in the last part of the chapter. Controller was based on a tree structure, using physiological and biomechanical signals from the proposed system as inputs.

Second part of the thesis is concerned with analysis of a variable stiffness actuator and methodology for control. Variable stiffness actuators enable a safe human-robot interaction. The chapter starts with a review of different variable stiffness configurations. It is followed by a detailed description of a antagonistic variable stiffness configuration, utilizing non-linear springs for stiffness adjustment. Detailed description of LinWWC-VSA actuator is presented, along with the stiffness and force models. These can be implemented in actuator control.

Further, a new version of a haptic interface is presented, using the LinWWC-VSA configuration. Hardware and software used by the interface are described in detail,

followed by kinematic and dynamic modeling of the interface. Different performance measures for haptic interfaces are described, followed by an experimental review of the haptic interface. Position and force control methods are proposed and analyzed. Force calibration and measurement is presented together with control. Finally, active compliance control is presented and analyzed. Impedance and admittance control strategies are evaluated.

1 Uvod

V preteklih desetletjih je rehabilitacija napredovala iz preprostih pasivnih mehanizmov za vadbo v obširno področje robotizirane aktivne vadbe, kjer se roboti uporabljajo kot vadbeni pripomočki, ki lahko pacientu pomagajo hitreje doseči cilj fizikalne terapije. Vadba s pomočjo robota je lahko ob uporabi virtualnega okolja zabavna in privlačna za pacienta [2,3], hkrati pa lahko ob njej s haptičnimi roboti ti aktivno sodelujejo s pacientom pri izvajanju naloge. Haptični roboti lahko ob interakciji s pacientom prek senzorja sile zaznavajo namero premika pacienta in aktivno pomagajo pri motorični nalogi. Ob uporabi haptičnih robotov pri rehabilitaciji lahko terapevt torej pridobi objektivno informacijo o sili interakcije med robotom in pacientom ter premiki, ki nastajajo med opravljanjem naloge. S pomočjo teh informacij lahko terapevt sklepa o napredku in ustrezno prilagaja težavnost naloge [4].

Ugotavljanje optimalnih parametrov mentalne in fizične težavnosti naloge pa je izziv, s katerim se ukvarja kooperativna robotika. Za motivacijsko vadbo je potrebna povratnozančna vezava med izmerjenim človekovim fiziološkim odzivom, biomehanskimi parametri, robotskim sistemom in nalogo v virtualnem okolju. Meritve biomehanike in fiziologije pacienta se ovrednotijo, na podlagi teh meritev pa se lahko oblikuje ocena težavnosti, ki služi kot vhod v regulator robota in težavnosti naloge [5, 6]. Z združevanjem različnih senzornih informacij so avtorji v [6] pokazali delovanje adaptivne metode, ki uravnava težavnost naloge v realnem času. Za merjenje fiziološkega odziva so uporabljali merilno opremo z visoko točnostjo, katere slabost sta bila visoka cena in dolg čas namestitve merilnega sistema. Avtorji so v prejšnjih študijah [6–9] za ocenjevanje psihološkega odziva med interakcijo z robotom uporabljali parametre, kot so: srčni utrip, variabilnost srčnega utripa, variabilnost ritma dihanja, prevodnost kože in temperatura kože perifernih delov telesa (tipično konice prstov). Poleg teh se uporabljajo tudi metode za prepoznavo obraznih izrazov, zeničnega odziva, možganske aktivnosti (*elektroencefalografija*) in mišičnega odziva obraznih mišić (*elektromiogra*- fija) [10, 11].

Merilni instrumenti, ki jih v medicini in raziskavah srečujemo za merjenje fizioloških parametrov, so tipično zelo zanesljive, robustne, varne in velike naprave. S hitrim razvojem tehnologije in vedno boljšo volumsko učinkovitostjo elektronskih komponent pa so začeli v zadnjem desetletju merilni instrumenti prodirati na trg v obliki nosljivih merilnih sistemov in senzorjev, majhnih baterijskih modulov in ponekod tudi kot del strojne opreme pametnih telefonov. S prodorom tehnologije v vsakodnevno uporabo pa se je razširilo tudi področje uporabe, ki zraven medicine obsega tudi ocenjevanje čustev in fiziologije, afektivno procesiranje, načrtovanje vadbe in rehabilitacije ter diagnostiko v domačem okolju.

Med vadbo je lahko subjekt v različnih interakcijah z rehabilitacijskimi napravami. Med opravljanjem naloge se lahko premika in komunicira s sistemom z namenom izboljšanja določene fizične ali kognitivne funkcije. V laboratorijskih in kliničnih okoljih lahko zagotovimo nadzirano meritev fizioloških parametrov, pri samostojni vadbi pa je to težje, saj subjekt nima terapevta ali zdravnika, ki bi preverjal delovanje senzorjev in pravilnosti namestitve. Četudi so merilni sistemi neinvazivni, lahko namestitev traja tudi po več 10 minut. Dijkers in ostali [12] so pokazali, da lahko terapevti prenehajo uporabljati vadbene naprave, če namestitev traja več kot 5 min. Torej je vprašanje, ki se nam zastavlja: Kako zagotoviti dovolj kvalitetne meritve fiziološkega odziva pacienta med rehabilitacijo na nemoteč in enostaven način?

V ta namen bomo razvili več merilnih sistemov, ki vsebujejo vezja za zajem nekaterih fizioloških signalov in so zasnovani na način, da za uporabo ne potrebujemo navodil in pritrjevanja, v najboljšem primeru pa se jih subjekt ob uporabi sploh ne zaveda. Zaradi narave nemotečega merjenja smo za implementacijo merilnega sistema izbrali signale elektrokardiograma, prevodnosti kože, temperature kože in pletizmograma. Fiziološki senzorji in elektrode so bili integrirani v ročaje, kjer pride do točke interakcije med subjektom in robotom.

Trendi v razvoju mehanizmov za interakcijo med robotom in človekom so se začeli pomikati k razvoju mehanizmov s podajno (»mehko«) mehansko strukturo z namenom zagotavljanja varnosti interakcije. Varnost robotskega mehanizma lahko zagotovimo z zadostno uporabo senzorjev nameščenih na industrijski mehanizem (optična detekcija objektov ali ljudi, senzorji sile, itd.), vendar smo pri mehanskih šokih omejeni s pasovno širino krmilnika, ki na podlagi zaznave programsko vodi robotski mehanizem. V realnosti se izkaže, da kontrolna zanka ne zmore reagirati z odzivom, ki bi bil varen za interakcijo med človekom in robotom, zato so potrebne druge rešitve.

Alternativo predstavljajo mehanizmi, ki uporabljajo pogone z inherentno podajnostjo. Ti vsebujejo elastični element takoj za motorjem, njihova konfiguracija pa spominja na biološko zasnovo skeletnih mišic na človeku. Glavni izziv mehanizmov z inherentno podajnostjo je zagotavljanje pozicijske točnosti pri različnih mehanskih togostih. V idealnem primeru si želimo povsem razklopiti vođenje pozicije od vođenja mehanske togosti pogonskega sklopa.

Serijski elastični pogon (angl. *SEA - Series Elastic Actuator*), ki ga je razvil Pratt [13], je bil prvi primer podajnega pogona, kjer sta motor in segment zaporedno sklopljena z elastičnim elementom (vzmetjo). Vzmet v SEA deluje kot nizko-pasovni mehanski filter, ki lahko absorbira ali zaduši nenadne in nepričakovane trke segmenta z okolico. S poznavanjem konstante elastičnega elementa in merjenjem odklona vzmeti lahko ocenimo silo interakcije. Vrednost podajnosti, ki jo SEA vnaša v sistem, pa se pri večini pogonov ne spreminja in je konstanta v vseh pogojih in režimih delovanja, zato so se pojavile druge oblike pogonov, ki jih imenujemo pogoni s spremenjljivo togostjo (angl. *Variable Stiffness Actuator*). Glavna razlika med SEA in VSA je v spreminjanju togosti pogonskega segmenta.

Pogoni s spremenljivo togostjo so torej priročni v primeru, ko je potrebna interakcija med neznanim ali dinamičnim okoljem in kjer potrebujemo [14]:

- 1. *učinkovitost delovanja* (npr. zasnova naravne hoje pri dvonožnih robotskih sistemih),
- 2. robustnost na zunanje vplive,
- 3. prilagodljivost in točnost sile interakcije in
- 4. *varnost za človeka* v nalogah, kjer robot sodeluje ali ima možnost dotika s človekom ali drugimi napravami.

Učinek učinkovitosti delovanja je najbolj opazen pri aplikacijah generiranja naravne hoje in lokomotornih gibov [15, 16] ter pri razvoju aktivnih in pasivnih protez za nadomestitev spodnjih okončin [17]. VSA omogočajo prilagodljivost in točnost sile interakcije glede na potrebe. Slednje je pomembno predvsem v aplikacijah, ki zahtevajo neprekinjeno interakcijo s segmentom in posledično natančno izmenjavo sil. To so predvsem aplikacije s področja rehabilitacije in uporabe vadbenih naprav [18], eksoskeleti [19] in celotno področje haptike [20]. Robustnost na zunanje perturbacije in nepredvidljive napake okolja, operaterja ali modela vodenja, je pomembna lastnost, ki odlikuje VSA. Robustnost na zunanje vplive in prilagodljivost togosti pride prav v aplikacijah z uporabo orodja [21] za vijačenje, zabijanje, rezanje, lakiranje [22], risanje itd., kjer mora VSA delati na visokem dinamičnem območju, hkrati pa zagotoviti točnost sile interakcije. Spreminjanje togosti in pozicije segmenta v VSA pogonih pa zahteva uporabo dveh motorjev, ki pa so lahko razporejeni na različne načine.

Z analizo pogonskega sklopa LinWWC-VSA [23], ki temelji na antagonistični konfiguraciji motorjev in nelinearnih vzmeti bomo skušali ovrednotiti uporabo sklopa v haptičnem mehanizmu. Zasnovali bomo svojo verzijo haptičnega mehanizma in mehanski sklop eksperimentalno validirali na podlagi dognanj iz teoretične analize. Skušali bomo načrtati tudi naprednejše kontrolne pristope, ki temeljijo na merjenju sile interakcije, kot sta impedančno in admitančno vodenje.

Disertacija je razdeljena na dva sklopa. Prvi del obravnava problem nemotečega merjenja fizioloških parametrov med robotsko vadbo, kjer se delo osredini na zasnovi merilnega sistema in eksperimentalni validaciji metode merjenja. V drugem delu pa se delo poglobi v analizo varne interakcije človek-robot z analizo pogonskega sklopa s spremenljivo togostjo.

2 Cilji

Osnovni cilj doktorske disertacije je sinteza in analiza novih pristopov za varno, prilagojeno in preprosto enoročno vadbo. Pristopi bodo temeljili na najnovejših spoznanjih s področja motorične rehabilitacije z uporabo metod senzorne integracije v kombinaciji z analizo naprednih modelov pogonskih sistemov in algoritmov vodenja.

V disertaciji bodo izvedeni naslednji vmesni cilji:

- 1. Metodologija in validacija metodologije nemotečega in preprostega merjenja fizioloških parametrov človeka med enoročno vadbo. Za ugotavljanje psihološkega stanja človeka bomo razvili sistem za preprosto merjenje fizioloških parametrov človeka. Na podlagi literature in izkušenj bodo izbrani ključni in zanesljivi fiziološki senzorji, ki bodo vgrajeni v dve različni obliki ročajev. Predlagan merilni sistem bo uporabljen in eksperimentalno validiran s pomočjo referenčnega merilnega sistema fizioloških signalov.
- 2. Analiza vpliva motenj fizioloških signalov kot posledice gibanja med robotsko rehabilitacijo. Fiziološki signali, ki jih nemoteče izmerimo na površini človeka, so podvrženi tako električnim motnjam, kot tudi motnjam gibanja. Pri ocenjevanju signalov in računanju parametrov se zaradi tega pojavijo napake v izračunih. Predlagane metode ocenjevanja kvalitete fizioloških signalov, lahko na podlagi signalov gibanja, v realnem času izračunale kvaliteto signala.
- 3. Validacija regulatorja adaptivne vadbe Predlagan sistem bo uporabljen pri validaciji regulatorja adaptivne vadbe, ki na vhodu sprejme fiziološke in biomehanske signale ter parameter uspešnosti naloge, na izhodu pa prilagaja težavnost vadbe. Analiza skupine merjencev z monotono naraščajočo težavnostjo bo primerjana z skupino merjencev adaptivnega prilagajanja težavnosti.

- 4. Teoretična analiza modela pogonskega sistema s spremenljivo togostjo. Pogoni s spremenljivo togostjo spadajo v skupino pogonov z inherentno togostjo. Zgradba takih sistemov vsebuje elastične elemente različnih konfiguracij. Analiziran bo matematični model pogona s spremenjlivo togostjo z namenom razvoja metod vodenja.
- 5. Zasnova in analiza metod vodenja pogonskega sklopa s spremenljivo togostjo. Raziskali bomo različne pristope k vodenju pogonov s spremenljivo togostjo in predlagali metode za stabilno spreminjanje mehanske togosti z zadovoljivo pozicijsko točnostjo. Analizirali bomo tudi metode vodenja aktivne impedance pogonskega sklopa s posrednim merjenjem sile na vrhu mehanizma.

3 Merjenje in ocenjevanje fiziološkega odziva

F^{IZIOLOGIJA} je veda o funkcijah živega organizma in njegovih delih ter o procesih, ki so podlaga teh funkcij. Ocenjevanje, spremljanje in analiza človekovega fiziološkega odziva nam torej lahko poda informacijo o delovanju človeka. Danes je v medicini merjenje nekaterih fizioloških parametrov nujno potrebno med vsakodnevnimi posegi. Nekateri parametri so življenjsko pomembni (npr. merjenje srčnega utripa in tlaka) in kritični za medicinsko prakso, spet drugi lahko služijo kot pokazatelji (npr. merjenje temperature kože) in nas usmerjajo k boljši diagnozi.

3.1 Fiziološki odziv človeka

Veda fiziologije obravnava procese dihanja, prebave, cirkulacije, presnove, delovanja hormonov, električnih signalov itd. Psihofiziologija je panoga znotraj fiziologije, kjer nas zanima vpliv psiholoških dejavnikov (neodvisna spremenljivka) na fiziološke procese (odvisna spremenljivka) [24]. Telo je medij izkustev in instrument akcij. Skozi njegove akcije oblikujemo in organiziramo svoje izkušnje, hkrati pa iz zaznav, ki se dogajajo znotraj telesa, kategoriziramo svoja dojemanja zunanjega sveta. [25]. Na primer, v stresnih situacijah je znano, da se fiziološki odziv človeka spremeni - poveča se znojenje in spremeni se srčni utrip.

Ob nastopu stresorja, ki ga zaznamo iz senzornih delov na telesu (oči, koža, ušesa, itd.), potuje informacija v spodnji del možganov, kjer se nahaja limbični sistem. **Limbični sistem** (slika 3.1) je skupek več možganskih struktur, imenovanih telencephalon, diencephalon in mesencephalon, ki so zadolžena za obnašanje, motivacijo, dolgoročni spomin in čustva. Čustveno doživljaje je po večini regulirano znotraj



Slika 3.1: Možganske strukture v spodnjem in notranjem delu možganov.

Ljubičnega sistema [26]. Center Ljubičnega sistema predstavlja **hipotalamus**, to je del možganov, ki povezuje živčni sistem z endokrinim sistemom s pomočjo žleze **hipofize**. Hipotalamus ob zaznanem stresorju aktivira dve ločeni poti: živčni sistem in endokrini sistem (slika 3.2).

Endokrini sistem se aktivira preko sproščevalnega hormona kortikotropina (angl. *CRH - corticotropin releasing hormone*) [27], ki ga sprošča hipotalamus in v hipofizi povzroči sproščanje hormona **kortikotropina** (angl. *ACTH - adrenocorticotropic hor-mone*). Kortikotropin preko sistemskega krvnega obtoka aktivira sproščanje kortikoidnih hormonov iz **skorje nadledvične žleze**. Izloča dva tipa kortikoidnih hormonov: **glukokortikoide** (npr. kortizol) ter **mineralokortikoide** (npr. aldesteron). Hormon kortizol daje telesu energijo za reakcije boja ali bega, poviša nivo glukoze v krvi, spodbudi pretvorbo aminokislin v glikogen, zmanjšuje nivo limfocitov v krvi (oslabi imunski sistem) itd. Hormon aldosteron pa spodbudi povečanje krvnega tlaka (sistolični krvni tlak se poveča za 15-20 mmHg) za transport hrane in kisika, poveča krvni volumen z zmanjšanjem produkcije urina in zadrževanjem natrija itd.

Avtonomni živčni sistem oživčuje gladka mišična vlakna, srčne mišice in žleze ter je razdeljen na simpatični in parasimpatični živčni sistem. Ta dva sistema pogosto delujeta antagonistično pri regulaciji krvnega toka, izločanja in funkcije organov [27]. Aktivacijo avtonomnega živčnega sistema omogoča direktna živčna povezava iz hipotalamusa preko simpatičnega živčevja do **sredice nadledvične žleze**, katere celice izločajo hormona **adrenalin** in **noradrenalin** naposredno v krvni obtok. Efekti adrenalina in noradrenalina ostanejo v telesu približno 10-krat dlje kot efekti kortikoidnih hormonov, zaradi direktne povezave do simpatičnega živčevja pa delujeta tudi hitreje kot ostali hormoni. Služita tudi kot živčna prenašalca v simpatičnem živčnem sistemu.



Slika 3.2: Aktivacija endokrinega in simpatičnega živčnega sistema ob nastopu zunanjega stresorja.

Simpatično živčevje izvira iz torakalnega in lumbalnega hrbtnega mozga, od koder deluje na tarčne organe preko živčnih prenašalcev. Simpatični živčni sistem povečuje srčni utrip in moč srca, razširi koronarno arterijo, oža abdominalne arterije ter žile v mišicah in koži, razširi zenice, razširi dihalne poti, poveča moč skeletnih mišic, sprosti glukozo iz jeter, poveča možgansko aktivnost, poveča bazalno presnovo, poveča znojenje itd.

Večina fizioloških meritev temelji na meritvah odzivov avtonomnega živčnega sistema, kot so kardiorespiratorni in elektrodermalni odzivi, saj lahko te odzive enostavno in poceni izmerimo. Na ta način lahko dobimo hitro in enostavno oceno psihološkega stanja osebe, pod pogojem, da je oseba pripravljena aktivno sodelovati pri meritvah. Fiziološke veličine je sicer enostavno izmeriti, vendar je interpretacija psihološkega stanja iz teh meritev zaradi nezanesljivih povezav med fiziološkimi odzivi in psihološkim stanjem, variabilnosti odzivov znotraj skupine subjektov, vplivov okolja (npr. spremembe temperature), vplivov fizične aktivnosti, drifta signalov itd. vse prej kot trivialna.

3.2 Merilni sistemi in nemoteče merjenje

Fiziološki odziv človeka lahko izmerimo na različne načine, potrebno pa se je zavedati, kako poteka kvantifikacija parametrov, ki opisujejo delovanje neke strukture ali sistema. Tipični merilni pristopi so merjenje mišične aktivnosti, elektrodermalnega odziva, zeničnega refleksa, kardiološkega odziva, respiratornega odziva in odziva električnega potenciala možganov.

Elektromiografija je pogosto uporabljena v laboratorijskih okoljih, saj je potrebna natančna namestitev elektrod, ki morajo biti v dobrem elektrokemičnem spoju s kožo. Prav zaradi tega dolga leta ni bila primerna za domačo uporabo, hkrati pa je cena takih merilnih sistemov previsoka. Nekaj profesionalnih merilnih sistemov je prikazanih na sliki 3.3. Z razvojem senzorike in porastom nosljivih sistemov pa tudi elektromiografija pridobiva na vsakdanji uporabi. Z uporabo prevodnih vlaken, ki so vtkana v majico, so v podjetju MAD Apparel razvili pametno majico ATHOS [28], ki lahko preko dvanajstih elektrod zbira informacije o mišični aktivnosti med treningom (slika 3.4 (a)), vsebuje pa tudi senzorje srčnega utripa in dihanja. Drug primer nizkocenovnega nosljivega sistema predstavlja merilna zapestnica Myo [29] podjetja Thalmic Labs, ki je razvilo sklop EMG senzorjev, ki si jih enostavno nataknemo na roko in merijo mišično aktivnost skupine mišic v podlahti. Myo lahko v kombinaciji z vgrajeno inercialno merilno enoto prepoznava tudi različne kretnje zapestja in prstov.



Slika 3.3: Primer komercialnih EMG sistemov Trigno (a) in Shimmer (b).

Tipične namestitve elektrod in mišične skupine, ki nas zanimajo pri fiziološkem odzivu, so: trapezius (ramenske mišice), frontalis (čelne mišice), masseter (lične mišice), ekstensor (mišice podlahti), paraspinal (mišice vratu) in deltoid (ramenske mišice). Pri vseh gledamo korelacijo med stresorjem in povečanjem mišične aktivnosti v statičnih
razmerah, za analizo različnih čustev pa primerjavo med vzorci odzivov obraznih mišic [30].

V psiholoških raziskavah so avtorji iz [31] z merjenjem mišične aktivnosti obraznih mišic ugotavljali razliko med iskrenimi in lažnimi nasmehi. V drugi raziskavi so avtorji pokazali korelacijo med negativnimi fiziološkimi odzivi na stres na delovnem mestu in mišično aktivnostjo trapezoidne mišice na hrbtu [32].



Slika 3.4: EMG nosljiva sistema ATHOS (a) in Myo (b).

Prevodnost kože je eden pomembnejših fizioloških in psihofizioloških signalov in se ga uporablja pri analizi in klasifikaciji čustvenih odzivov ter kognitivnih naporov [33–37]. V laboratorijskih okoljih se uporabljajo ojačevalniki z visoko ločljivostjo analogno-digitalne (AD) pretvorbe in prilagajanjem enosmernega nivoja, da čimbolje izkoristijo dinamično območje AD pretvornika (slika 3.5 (a)). Z razvojem nosljivih merilnih sistemov pa nastajajo tudi druge prenosne oblike merilnih sistemov. Avtorji v [38] so razvili prenosno brezžično napravo za merjenje prevodnosti kože s pomočjo nelinearnega adaptivnega ojačevalnika in 12-bitnega ojačevalnika, ki se nosi na zapestju. Nosljiva naprava EMPATICA omogoča merjenje srčnega utripa, prevodnosti kože, pletizmograma in oksigenacije krvi ter linearnih pospeškov (slika 3.5 (b)).

Elektrokardiografi so najbolj razširjeni merilniki srčnega utripa in delovanja srca. Poznamo kompleksne 12-kanalne sisteme za klinično uporabo in temeljito analizo delovanja srca ter preproste enokanalne sisteme za domačo uporabo in diagnostiko (slika 3.6 (a)). Za merjenje kardiološkega odziva se zraven elektrokardiografa, ki meri razliko v električnih potencialih, vse bolj uporabljajo tudi fotopletizmografi, ki delujejo po optični metodi. Klinično testirani fotopletizmografi, ki se uporabljajo za detekcijo



Slika 3.5: Primer laboratorijskega ojačevalnika za merjenje prevodnosti kože GSR Amp (a) in nosljivega merilnega sistema EMPATICA (b).

srčnih defektov, brez uporabe EKG-ja omogočajo tudi meritev oksigenacije krvi (slika 3.6 (b)). V porastu pa so tudi nizkocenovni pletizmografi, ki se uporabljajo v pametnih urah in drugih nosljivih sistemih za beleženje dnevne aktivnosti in osebno diagnostiko.



Slika 3.6: Prenosni EKG merilnik Prince za domačo uporabo (a) in klinični prenosni fotopletizmograf Melys AFS (b).

Merjenje respiracije je pomembno predvsem na kliničnem področju, kjer nas zanimajo frekvenca in globina dihanja, kakor tudi objektivna ocena izmenjave plinov v procesu dihanja človeka. Človek navadno naredi 12–18 vdihov/minuto v mirovanju, diha pa z normalnim zračnim pretokom 5–8 l/min. V procesu dihanja v pljučih nastopi izmenjava plinov, kjer kisik vstopa v kri, ogljikov dioksid pa se skozi pljučne mešičke izloča v zrak pri izdihu.

V preteklosti je bilo razvitih veliko naprav za merjenje respiracije. V nadaljenjanju bomo predstavili nekaj neivazivnih metod. Avtorji so v [39] naredili pregled neivazivnih merilnih metod za merjenje respiracije. Naprave so kategorizirali glede na princip detekcije v dve skupini:

- 1. detekcija premika, volumna ali zgradbe tkiva,
- 2. detekcija zračnega pretoka ali koncentracije plinov v krvi.

V prvem primeru je zaznavna veličina običajno obseg prsnega koša ali trebuha, v drugem pa merjenje pretoka zraka in koncentracije plinov. Pri meritvah pljučne funkcije v klinični praksi veljajo za zlati standard spirometri. Običajno spirometri merijo pljučni volumen in/ali pretok izdihanega in vdihanega zraka. S pomočjo spirogramov, ki jih pridobimo z ustreznim procesiranjem, lahko zdravniki ugotavljajo ali spremljajo bolezni, kot so astma, pljučna fibroza, cistična fibroza in KOPB. Vsebina spirograma je navadno krivulja volumen-čas in zanka pretok-volumen.

Nekaj merilnih procedur, ki se izvajajo s spirometrom, je FVC (angl. Forced Vital Capacity), FEV (angl. Forced Expiratory Volume), FEF (angl. Forced Expiratory Flow), PEF (angl. Peak Expiratory Flow), TV (angl. Tidal Volume) itd. [40].

Iz analize oksimetrije, kapnografije in pneumografije lahko izluščimo več kot 50 značilk [40–43], ki nam lahko pomagajo pri diagnozi. V analizi fiziološkega odziva se tipično uporabljata meritev respiratornega cikla in variabilnost respiratornega cikla (standardna deviacija meritev respiratornega cikla). V stresnih in kognitivno napornih situacijah se frekvenca respiratornega cikla poveča, variabilnost pa zmanjša. Avtorji v [43] pa so pokazali, da se variabilnost respiratornega cikla v splošnem zmanjša v odzivu na kognitivne napore.

3.3 Zasnova merilnega sistema za nemoteče merjenje med rehabilitacijo

Zaradi narave nemotečega merjenja smo za implementacijo merilnega sistema izbrali signale elektrokardiograma, prevodnosti kože, temperature kože in pletizmograma. Fiziološki senzorji in elektrode so bili integrirani v ročaje, kjer pride do točke interakcije med subjektom in robotom. Uporabili smo obliko pokončnega valja in polovične sfere.

3.3.1 Delovanje sistema

Izdelali smo dva prototipa merilnih sistemov. V prvem prototipu smo za analogno prilagajanje signalov uporabili namensko razvita prilagodilna vezja, za AD pretvorbo in komunikacijo pa razvojno ploščico STM32F4 Discovery podjetja ST Microelectronics, na katerem smo signale vzorčili z 12-bitnim ADP. Podatke smo pošiljali do računalnika z vzorčno frekvenco 100 Hz po serijski USB povezavi. Analogna vezja za prilagajanje signalov so vsebovala lokalne vire stabilne napetosti, da smo zagotovili čim boljšo pretvorbo. Galvanska ločitev sistema je bila zagotovljena na napajalnem in komunikacijskem USB vodilu z uporabo namenskega izolacijskega elementa podjetja Baaske Medical.



Slika 3.7: Pregled arhitekture sistema in mest zajema fizioloških signalov. Vsak analogni vhod vsebuje lokalni regulator napetosti za zagotavljanje stabilne napetosti pretvorbe. Galvanska izolacija sistema je zagotovljena na napajalno-komunikacijskem vodilu USB.

Zasnova sistema je vsebovala razvoj elektronike za varno prilagoditev in zajem fizioloških signalov ter konstrukcijo ergonomske oblike ročajev (slika 3.8), v katere so integrirani površinski senzorji in elektrode. Dodali smo tudi merilno celico za merjenje sile stiska med vadbo. Postavitev senzorjev in elektrod je bila izbrana karseda neopazno in nemoteče. Merjenje prevodnosti kože zagotovljata suhi Ag/AgCl elektrodi med distalno falango kazalca in prstanca, merjenje fotopletizmograma poteka pod distalno falango sredinca, merjenje temperature kože pa pod distalno falango mezinca (slika 3.7). Sistemu smo dodali še nepremičen ročaj, ki vsebuje samo suho elektrodo za merjenje EKG, saj ta zahteva dvoročno meritev. V nadaljevanju je opisana metodologija razvoja in analize merilnega sistema za merjenje fizioloških signalov.



Slika 3.8: Prva prototipa senzoriziranih ročajev v obliki cilindra (a) in polovične sfere (b).

3.3.2 Merjenje prevodnosti kože

Elektrodermalna aktivnost (EDA) oz. galvanski odziv kože (angl. GSR - galvanic skin response) merimo z merjenjem aktivnosti žlez znojnic in s tem povezano električno aktivnostjo na površini kože. Merimo spremembo električnih lastnosti na površini kože, ki je posledica izločanja merokrinih žlez znojnic. Aktivnost žlez je povezana z zunanjimi stresorji, čustvenimi odzivi in kognitivnim naporom. Za merjenje elektrodermalnega odziva potrebujemo dve elektrodi, nameščeni na območju visoke aktivnosti merokrinih žlez. Tipično merilno mesto je na spodnjem delu prstov v dlani, kjer je gostota žlez največja (slika 3.9). Kožo si lahko predstavljamo kot prevodnik, skozi katerega teče tok, ko je ta izpostavljen napetosti. Ko se poveča aktivnost izločanja žlez znojnic, koža postane bolj prevodna, kar lahko zaznamo s preprosim napetostnim delilnikom ali neinvertirajočim ojačevalnikom, kot je prikazano na sliki 3.9. Izhodno napetost U_{iz} lahko zapišemo kot $U_{iz} = (1 + \frac{R}{R_k}) U_{dc}$.

Pri merjenju prevodnosti kože nas zanimajo kratke (trenutne) fluktuacije v signalu (SCR) ter počasnejša enosmerna komponenta signala (SCL). Prevodnost človeške kože merimo v siemensih (S), tipična prevodnost pa je v območju mikrosiemens (μ S). Kratke spremembe signala (SCR) trajajo od 1 do 3 sekunde in nastopijo z zamikom glede na dražljaj (slika 3.9). Pojavljajo se v mirovanju (1-3 na minuto), v obdobju vzburjenja pa se število kratkih odzivov poveča čez 20 na minuto. Amplituda teh odzivov je

odvisna od uporabljenega merilnega sistema, ojačenja in lokacije elektrod na telesu. Lokacije merjenja so lahko kjerkoli na telesu, kjer je večja gostota merokrinih žlez. Primerjalno študijo med različnimi mesti merjenja prevodnosti so naredili avtorji v [44]. Izziv merjenja prevodnosti kože je predvsem v raznolikosti bazičnih prevodnosti med različnimi subjekti, saj lahko nivo prevodnosti niha med 0,1 μ S in 100 μ S.



Slika 3.9: Namestitev elektrod in merilni princip.

Prevodnost kože je eden pomembnejših fizioloških parametrov in se ga uporablja pri analizi in klasifikaciji čustvenih odzivov ter kognitivnih naporov [33–37]. V laboratorijskih okoljih se uporabljajo ojačevalniki z visoko ločljivostjo analogno-digitalne pretvorbe in prilagajanjem enosmernega nivoja, da čim bolje izkoristijo dinamično območje AD pretvornika. Z razvojem nosljivih merilnih sistemov pa nastajajo tudi druge, prenosne oblike merilnih sistemov. Avtorji v [38] so razvili prenosno brezžično napravo za merjenje prevodnosti kože s pomočjo nelinearnega adaptivnega ojačevalnika in 12-bitnega ojačevalnika, ki se nosi na zapestju.

Za potrebe merjenja prevodnosti kože smo uporabili standardne suhe Ag/AgCl elektrode s kontaktno površino približno 1 cm², kot to predlaga literatura [38,45]. Kot smo že omenili je problem meritev prevodnosti kože široko dinamično območje znotraj katerega se lahko nahaja vrednost prevodnosti ljudi. Ovrednotili smo dve izvedbi ojačevalnikov:

- 1. neinvertirajoč ojačevalnik (slika 3.10 modra) in
- 2. nelinearni ojačevalnik s povratno zanko (slika 3.10 rdeča) iz [38].

Signal obeh ojačevalnikov je vzorčen z 12-bitnim ADP ter z vzorčno frekvenco 100



Slika 3.10: Vzporedna meritev odziva na dražljaj iz obeh ojačevalnikov: nivo prevodnosti kože SCL (levo) in SCR odzivi (desno).

Hz. Vzporedne meritve obeh ojačevalnikov so razvidne s slike 3.10. Prevodnost kože prvega ojačevalnika smo izračunali preko enačbe njegovega ojačenja $U_{iz} = (1 + \frac{R_2}{R_k}) U_{dc}$. Če želimo izračunati informacijo o prevodnosti je potrebno enačbo obrniti, da dobimo:

$$R_k = R_2 \frac{U_{dc}}{U_{iz} - U_{dc}}.$$
 (3.1)

Iz upornosti pa lahko trivialno izračunamo še prevodnost $G_k = R_k^{-1}$. Odziv prevodnosti iz drugega (nelinearnega) ojačevalnika pa smo izračunali s pomočjo superpozicije:

$$R_k = 10^6 \frac{U_{iz}}{3\,\mathrm{V} - 2U_{iz}},\tag{3.2}$$

kjer nas ponovno zanima inverz te vrednosti $G_k = R_k^{-1}$.

S slike je razvidno boljše razmerje signal-šum (angl. SNR – Signal-To-Noise Ratio) pri drugem ojačevalniku, kar potrjujejo tudi izračuni ($SNR_a = -3,9$ dB, $SNR_b = 3,44$ dB). Boljše karakteristike potrdijo tudi kalibracijske meritve, kjer smo z referenčnimi upori merili odziv ojačevalnikov v širokem območju, ki je značilno za območje človeške prevodnosti kože. Na podlagi kalibracijskih meritev smo s postop-kom linearne interpolacije določili razmerje med izmerjenimi (G_m) in dejanskimi (G_d) podatki prevodnosti kože (slika 3.11). Za namene eksperimenta smo na podlagi teh rezultatov izbrali drugo izvedbo nelinearnega adaptivnega ojačevalnika, ki smo ga realizirali z operacijskimi ojačevalniki TLC274 podjetja Texas Instruments.



Slika 3.11: Referenčne meritve prevodnosti in izračunana linearna kalibracijska krivulja. Merilo obeh osi je logaritmično.

3.3.3 Merjenje srčnega utripa

Kardiološki odziv človeka lahko izmerimo na več načinov. Najbolj razširjena in natančna metoda je elektrokardiografija (EKG). Gre za merjenje električnih potencialov, ki jih generira srčna mišica med krčenjem in sproščanjem. Krivulji, ki jo zajamemo z EKG merilnimi sistemi, pravimo PQRST kompleks. P val predstavlja majhno spremembo potenciala zaradi vzbujanja atrijskih mišic tik pred krčenjem. QRS kompleks predstavlja depolarizacijo levih in desnih ventrikularnih mišic, ki črpajo kri iz ventrikularnih komor v pljuča in po telesu. R val je točka maksimalnega ventrikularnega vzburjanja, T val pa predstavlja repolarizacijo ventrikularne mišice. Z izrazom **sistola** opisujemo atrijsko in ventrikularno fazo krčenja (P-S), z izrazom **diastola** pa fazo polnjenja ventriklov (T-P). Za merjenje EKG moramo namestiti površinske elektrode po telesu (prsni koš, zapestje, gleženj ali vrat) po predlaganih Einthovnovih odvodih 3.12. Vsak odvod ima svojo značilno obliko signala, v medicini se uporablja 12-kanalni EKG, ki v celoti opisuje delovanje in depolarizacijo srca.

Iz intervalov R-R vrhov (pravimo jim tudi NN interval) lahko torej določimo periodo, katere inverzni vrednosti pravimo srčni utrip. Srčni utrip ponavadi izražamo v utripih na minuto (BPM). Povprečni srčni utrip je običajno okoli 75 BPM, s sistolo med 200 in 250 ms ter diastolo med 550 in 600 ms. Za diagnostiko se uporablja tudi analiza latenc drugih kombinacij v PQRST kompleksu. Poleg srčnega utripa je v fiziologiji pomemben podatek o variabilnosti srčnega utripa, ki pove razpršenost izračunanih srčnih utripov v določenem intervalu. Ob nastopu stresorja se srčni utrip poveča, variabilnost



Slika 3.12: Trije osnovni Einthovnovi odvodi za merjenje depolarizacije srca.

srčnega utripa pa zmanjša.

Za merjenje kardiološkega odziva pa se uporabljajo tudi drugi merilni pristopi. Fotopletizmografija omogoča merjenje volumna ter oksigenacije krvi, hkrati pa tudi meritve srčnega utripa. Pletizmografi so cenejši in preprostejši za uporabo, saj jih enostavno namestimo na prst ali konico ušesa (kjer je dober pretok krvi in je presvetlitev mogoča).



Slika 3.13: Odbojno delovanje PPG senzorja (levo) in nizkocenovni pletizmograf Pulse Senzor (desno).

Pletizmografi uporabljajo enega ali več svetlobnih virov za ugotavljanje oksigenacije: oksigeniran hemoglobin absorbira več IR svetlobe kot rdeče svetlobe, deoksigeniran pa ravno obratno. S hitrim preklaplanjem med obema viroma lahko ugotovimo razmerje med oksigenirano in neoksigenirano krvjo. Višje razmerje nakazuje na dobro aktivnost srca, saj slednje s krčenjem spravi do organov in perifernih žil dovolj kisika (rdečih krvnih celic). Kombinaciji EKG in PPG meritev pa lahko obogatita klinično analizo z dodatnimi parametri, kot je PTT (angl. *Pulse Transit Time*) [1], ki pove kako dolgo potuje tlačni val krvi po žilah od trenutka depolarizacije srca, do trenutka, ko zaznamo val s PPG senzorjem na prstu (slika 3.14). Če poznamo razdaljo od srca do mesta merjenja PPG, lahko izračunamo tudi hitrost potovanja tlačnega vala PWV(angl. *Pulse Wave Velocity*). V uporabi so klinično validirani pletizmografi, ki se uporabljajo za detekcijo srčnih defektov brez uporabe EKG. Vedno večjo uporabnost pa predstavljajo tudi nizkocenovni pletizmografi, ki se uporabljajo za spremljanje srčnega utripa in oksigenacije krvi v pametnih urah in drugih nosljivih sistemih za beleženje dnevne aktivnosti.



Slika 3.14: Karakteristični signal elektrokardiograma (zgoraj) in pletizmografa (spodaj) [1].

Za potrebe merjenje elektrokardiografije smo analizirali vezje po predlogu Richarda in ostalih [46], ki predstavlja preprosto rešitev enokanalne meritve EKG. Z namenom enostavnega in nemotečega merjenja smo uporabili suhe elektrode iz nerjavečega jekla, ki jih pogosto najdemo v domačih merilnikih srčnega utripa na vadbenih kolesih. Uporabnik se z dlanmi dotakne suhih elektrod, ki so preko oklopljenih kablov povezane z ojačevalnikom. Signal iz ojačevalnika smo vzorčili in analizirali na računalniku, izhodne filtre vezja pa nastaviljali iterativno, da smo zagotovili stabilen signal (slika 3.15).

Meritev srčnega utripa smo oplemenitili z uporabo fotopletizmografa, ki ne zahteva bilateralne meritve na telesu, omogoča pa izračunavanje dodatnih parametrov krvnega tlaka, kot sta PTT in PWV. Za fotopletizmograf smo izbrali Pulse Sensor [47], ki je



Slika 3.15: Meritev EKG iz dvoročnega sistema s suhimi elektrodami (zgoraj) in meritev PPG z uporabo Pulse Sensor (spodaj).

njegova nizkocenovna izvedba, uporablja pa samo en vir svetlobe in deluje na odbojni metodi. Senzor je enostaven za uporabo, vendar pa zaradi visoke občutljivosti na premike in zunanjo svetlobo zanesljivo deluje samo v statičnih razmerah (slika 3.13).

3.3.4 Merjenje temperature kože

Temperaturni odziv kože merimo v stopinjah Celzija °C in je predvsem odvisen od mesta meritve. Najbolj zaznaven je na okončinah, kjer se ob stresnih dejavnikih prekrvavitev najbolj spremeni. V smislu fizikalnega delovanja obstaja več tipov temperaturnih senzorjev: mehanski kontaktni merilniki (bimetalni termometer, termometer z raztezno palico, tlačni termometer itd.), električni kontaktni merilniki (termočleni, termistorji, silicijevi merilniki itd.), sevalni merilniki (piezoelektrični, akustični in kapacitivni) in drugi.

Tipična temperatura na konicah prstov v mirovanju se giblje med 31 in 33 °C. Avtorji v [48,49] so pokazali temperaturne spremembe na konicah prstov med čustvenimi in drugimi odzivi simpatičnega živčevja. Ugotovili so, da se temperatura v konicah prstov zniža zaradi slabše prekrvavitve, ki jo povzroči simpatični odziv s krčenjem žil in kapilar v dlaneh.

Za merjenje temperature smo zaradi hitrega odziva in enostavnosti uporabe izbrali NTC termistorje. Več termistorjev smo primerjali med seboj. Na voljo smo imeli termistor s kovinskim ohišjem (komercialni medicinski termistor), termistor v obliki SMD komponente (ERTJ1VS104FA podjetja Panasonic) in termistor v vakumski stekleni bučki (62S3KF354G podjetja Belatherm). Dva ustrezna termistorja sta prikazana na sliki 3.16. Spreminjanje upornosti smo merili v Wheatstonovi mostični vezavi, kjer smo mostični potencial peljali na vhod instrumentacijskega ojačevalnika (AD8223 podjetja Analog Devices).



Slika 3.16: Različne izvedbe termistorjev: (a) medicinski in (b) stekleni termistor.

Med meritvami smo ugotovili, da ima prvi termistor preveliko maso (zaradi velikega ohišja) in je zato časovna konstanta odziva na spremembe predolga. Pri uporabi SMD termistorja smo imeli probleme s slabim razmerjem signal-šum, saj je signal senzorja, kljub električni izolaciji in uporabi ščita, močno šumel, z dodajanjem izolacije pa bi povečali časovno konstanto. Za najboljšega se je izkazal termistor v stekleni bučki, ki je zaradi majhne mase primerno hitro reagiral na spremembo.

Za namene eksperimenta in validacije smo na podlagi rezultatov izbrali termistorje 62S3KF354G podjetja Belatherm. Termistorje smo kalibrirali na območju med 25 °C in 45 °C v kalibracijski kopeli v Laboratoriju za metrologijo na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani in za preslikavo uporabili polinomsko aproksimacijo drugega reda (slika 3.17).



Slika 3.17: Kalibracija NTC termistorja nakazuje negativno karakteristiko.

3.3.5 Sklepne ugotovitve

Fiziološki proces merimo z različnimi senzorji in pretvorniki (večinoma elektrodami), ki pretvorijo fizikalno veličino v napetostni signal, tega pa preslikamo v pravo območje s prilagodilnim vezjem. Za tem sledi filtriranje analognega signala, da ga prilagodimo pogojem analogno-digitalne pretvorbe, ki se odvija v naslednjem koraku. Filtriranje je pomembno tudi za odstranjevanje neželenega šuma in pasovno omejitev signala pred konverzijo, da preprečimo efekt prekrivanja (ang. *aliasing*). Informacija pridobljena neposredno iz surovega izmerjenega signala pa ni vedno reprezentativna, saj je lahko prekrita s prisluhi drugih bioloških procesov in neznanega šuma, ki se aditivno priševa k meritvi. Zaradi teh razlogov je potrebno poznati naravo signala, ki ga iščemo in ustrezno ukrepati na mestu meritve in kasneje v digitalnem procesiranju podatkov, da izluščimo želeno informacijo. Zasnovali smo sistem za zajem fizioloških signalov preko namenskega nizkocenovnega merilnega sistema. Merilni sistem uporablja površinske, nemoteče senzorje integrirane v ročaj robotskega mehanizma (sliki 3.7 in 3.8), ki omogočajo merjenje fiziološkega odziva človeka med vadbo, ko je ta v interakciji z robotom.

V nadaljevanju dela smo z izdelavo drugega prototipa izdelali elektronsko vezje manjših dimenzij in ga vgradili v podstavek ročaja. Slednje je zagotavljalo stopnjo varnosti po standardu medicinskih naprav (slika 3.19). Pri zasnovi in namestitvi komponent smo uporabili dvostopenjsko izolacijo. Prva stopnja izolacije je nastopila med štirimi galvansko ločenimi analogni vhodi in kontrolerjem za zajem podatkov iz



Slika 3.18: Izdelana nova verzija tiskanega vezja, ki se uporablja za oba ročaja. Galvanska ločitev je označena z rdečo prekinjeno črto.

različnih modulov. Analogni moduli samostojno zajemajo, prilagodijo in vzorčijo fiziološke signale zaznane s senzorji ali elektrodami. Za AD pretvorbo smo uporabili ločene ADP s 16-bitno ločljivostjo (LTC2472 podjetja Linear Technologies), ki so se nahajali na vsakem analognem modulu. Zraven visoke ločljivosti in nizkega šuma, omogočajo tudi hitro digitalno komunikacijsko vodilo. Digitalizirano analogno informacijo se preko hitrih digitalnih izolatorjev prenese do glavne procesne enote, ki je te podatke zbrala, zapakirala in poslala naprej čez drugo stopnjo galvanske izolacije, na USB vodilo. Na ta način smo zagotovili dvostopenjsko galvansko izolacijo med računalnikom in merjencem ter med napajalnikom in merjencem.

3.4 Analiza fizioloških signalov

Naslednje pogavje opisuje metode in postopke procesiranja signalov, ki smo jih pridobili iz opisanih merilnih sistemov. Fiziološke signale običajno ovrednotimo na podlagi referenčne meritve, ki predstavlja meritev v stanju mirovanja (angl. *baseline*) in s katero primerjamo signale v nalogi.

3.4.1 Analiza odziva prevodnosti kože

Signali prevodnosti kože so razdeljeni na **tonično** in **fazično** komponento. Tonična prevodnost je počasna enosmerna komponenta signala, ki je znana tudi kot nivo prevodnosti kože (SCL). Vsaka oseba ima svoj nivo prevodnosti, ki zavisi od delovanja



Slika 3.19: Drugi prototip elektronskega vezja z modularnim ohišjem za priklop obeh ročajev (a) in različni konfiguraciji ročajev: cilindrična (b) in hemisferična (c).

avtonomnega živčnega sistema in hormonskega ravnovesja. Fazična komponenta prevodnosti sestoji iz hitrih dvigov v prevodnosti, ki se po spremembi spet ustalijo na prejšnjem nivoju. Te hitre spremembe se lahko dogajajo v odvisnosti od zunanjih dražljajev ali pa se pojavljajo spontano, brez prisotnih dražljajev. Hitrim spremembam v prevodnosti kože pravimo tudi odzivi prevodnosti kože (SCR).

Signal prevodnosti kože smo filtrirali, da bi odstranili šum ter določili tonično in fazično komponento. Za analizo tonične komponente smo uporabili nizko-pasovni filter z mejno frekvenco 0,1 Hz. Za analizo fazične komponente pa smo uporabili visoko-pasovni filter pri mejni frekvenci 0,1 Hz. Za detekcijo frekventnosti odzivov (SCR) smo uporabili tipične kriterije: zaznavali smo odzive, katerih amplitudni razpon je bil večji od 0,05 μ S ter pri katerih je vrh odziva nastopil manj kot 5 sekund po začetku [50]. Dekompozicijo surovega signala prevodnosti kože na tonično in fazično komponento prikazuje slika 3.20.



Slika 3.20: Signal prevodnosti kože v intervalih naloge in mirovanja. Dekompozicija surovega signala prevodnosti kože na SCL komponento in štetje SCR dogodkov v intervalu mirovanja in naloge.

3.4.2 Analiza kardiološkega odziva

Pri meritvah kardiološkega odziva smo signale analizirali s pomočjo tipičnih značilk. Zraven povprečnega srčnega utripa, (HR) smo izračunali tudi nekaj značilk variabilnosti srčnega utripa v časovnih domenah, kot so: standardna deviacija NN intervalov (SDNN), kvadratni koren efektivne vrednosti razlik NN vrhov (RMSSD) in odstotek razlik zaporednih NN vrhov večjih od 50 ms (pNN50) [51,52]. Slednje izračunamo kot:

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{L_{NN}} \left| NN_i - \overline{NN} \right|^2}{L_{NN} - 1}},$$
(3.3)

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{L_{NN}} |NN_{i+1} - NN_i|^2}{L_{NN}}},$$
(3.4)

$$pNN50 = \frac{\sum_{i=1}^{L_{NN}} (|NN_{i+1} - NN_i| > 0.05 \text{ s})}{L_{NN}}.$$
(3.5)

Za detekcijo vrhov smo signale najprej filtrirali z visoko-pasovnim filtrom in se tako znebili enosmerne komponente, za tem pa ga odvajali, da smo dobili izrazite prehode.



Zatem smo vrhove poiskali s pragovno funkcijo. Enak pristop smo uporabili za signale EKG in PPG.

Slika 3.21: Surov signal EKG iz merilnega sistema (zgoraj) in izračunana krivulja variabilnosti srčnega utripa (spodaj). Ovojnica signala HRV prikazuje zmanjšano disperzijo utripov v intervalu naloge v primerjavi z intervalom mirovanja.

Eden zmed načinov prikaza variablinosti srčnega utripa je tudi uporaba Poincarejevega grafa, ki na abscisni osi prikazuje zaporedne vrednosti NN_n , na ordinatnii pa zamaknjene vrednosti NN_{n+1} . V klinični praksi lahko analiziramo geometrijo razpršenega Poincarejevega grafa in identificiramo različne patologije (slika 3.22).

V intervalu mirovanja je signal iz pletizmografa dober, v intervalu naloge pa se zaradi astefaktov gibanja amplitudno in časovno deformira. Algoritem za detekcijo vrhov, za oceno vrednosti srčnega utripa iz fotopletizmografa na ročaju med opravljanjem naloge, ne deluje vedno. Vrednost utripa smo zato izračunali tudi z metodo hitre Fourierjeve transformacije (FFT), kjer smo v amplitudnem spektru frekvenčnega odziva poiskali vrh pri dominantni frekvenci. Tam, kjer smo iskali povečanje med izračunanim povprečnim utripom v intervalu mirovnja ter intervalu naloge, je FFT po



Slika 3.22: Poincarejev graf variabilnosti srčnega utripa v intervalu mirovanja in naloge. Fitana elipsa nakazuje razpršenost vrednosti srčnega utripa.

prvih meritvah pokazal zadovoljive rezultate

3.4.3 Analiza temperaturnega odziva kože

Odziv temperature na dražljaj se lahko pokaže šele minuto po nastopu dražljaja. Da temperatura kože doseže kvazi stacionarno vrednost, pa potrebuje še dodatnih nekaj minut. Merjen signal je torej zelo počasen, kar pomeni, da lahko ves višjefrekvenčni šum odstranimo, saj se ta ne sklada s koristnim signalom. Za odstranitev neželenega šuma smo temperaturni signal najprej filtrirali z nizko-pasovnim Butterworthovim filtrom tretjega reda pri mejni frekvenci 0,5 Hz. Pri analizi temperaturnega signala (T) smo izračunali povprečno temperaturo zadnjih dveh sekund ob koncu intervala mirovanja ter ob koncu intervala naloge, hkrati pa tudi povprečje na sredini naloge (slika 3.23).

3.5 Validacija merilnega sistema za nemoteče merjenje

Predlagani merilni sistem smo eksperimentalno validirali s pomočjo referenčnega merilnega sistema za zajem fizioloških signalov. Oba sistema sta bila nameščena na merjence, ki so fizično izvajali rehabilitacijsko nalogo s pomočju virtualnega okolja. Meritve obeh sistemov smo ovrednostili na več načinov, da bi s tem ugotovili podobnost obeh sistemov in primernost predlaganega sistema za uporabo v rehabilitacijski nalogi. V



Slika 3.23: Meritev temperature kože predlaganega merilnega sistema.

validacijo sistema smo vključili tudi analizo vpliva artefaktov gibanja.

3.5.1 Oprema in referenčni merilni sistem

Poleg predlaganega merilnega sistema, ki je bil pritrjen na vrhu robota, smo za validacijo uporabili še referenčni merilni sistem g.USBamp (slika 3.24(a)) podjetja g.tec Medical Engineering GmbH iz Avstrje, ki velja za zlati standard pri merjenju fizioloških signalov. Omogoča visoko ločljivost merjenja (24 bitov) in visoko vzorčno frekvenco (do 38,4 kHz).

Meritev EKG smo zajemali s štirimi samolepljivimi želirnimi elektrodami. Elektrode so bile pritjene na merjence po predlogu proizvajalca (na levi in desni strani prsnega koša, na desni strani abdomna, ozemljitvena elektroda pa je bila pritrjena za levim ramenom). Meritev prevodnosti kože smo opravili z namenskim senzorjem g.GSR, ki je del sistema g.USBamp. Suhi Ag/AgCl elektrodi senzorja g.GSR smo namestili med distalno falango kazalca in prstanca desne roke, da bi zagotovili enake merilne pogoje kot na levi (aktivni) roki. Temperaturo kože smo merili z g.TEMP senzorjem, ki smo ga namestili pod distalno falango mezinca. Meritev pletizmograma smo opravili s senzorjem g.PULSE, ki smo ga pripeli na distalno falango sredinca desne roke. Vse prilagojene signale smo povezali na ojačevalnik g.USBamp, kjer smo jih vzorčili z vzorčno frekvenco 1200 Hz, ki smo jo v postopku zajema še dodatno znižali, da bi zadostili enakim pogojem pri obeh sistemih. Signala prevodnosti kože in temperature se nahajata v frekvenčnem območju do 5 Hz, signal pletizmografa do 10 Hz, za EKG pa večina literature pripisuje glavnino moči signala frekvenčnemu območju do 100 Hz. Pri slednjem vidimo, da ne pokrivamo celotne uporabne frekvenčne vsebine, saj se naša uporabna frekvenčna vsebina začne pri 50 Hz. Po nekaj eksperimentih sistema s spremenjeno frekvenco vzorčenja smo ugotovili, da bistvenih sprememb v računanju parametrov ne opazimo, zato smo frekvenco vzorčenja ohranili pri 100 Hz.



Slika 3.24: Referenčni merilni sistem z ojačevalnikom g.USBamp (a) in pripadajočimi senzorji: g.PULSE (b), g.GSR (c) in g.TEMP (d).

Za izvedbo rehabilitacijske naloge smo uporabili haptični mehanizem Haptic Master podjetja Moog FCS iz Nizozemske, ki je služil kot mehanizem za opravljanje rehabilitacijske naloge. Vrh robota je opremljen s triosnim senzorjem sile. Robot sam po sebi omogoča vodenje po sili v treh oseh gibanja, vendar smo njegovo gibanje za namen naloge omejili vzdolž osi x. Ročaj predlaganega merilnega sistema smo pritrdili na vrh senzorja sile (slika 3.25), v neposredno bližino pa še elektronsko vezje za zajem in pretvorbo signalov. Za prikazovanje virtualnega okolja naloge smo uporabili platno v velikosti $2,4 \text{ m} \times 1,7 \text{ m}$. Merjenci so sedeli oddaljeni približno 3,2 m od platna, vrh robota pa je bil pozicioniran na njihovi levi strani.



Slika 3.25: Robotski mehanizem HapticMaster.

3.5.2 Rehabilitacijska naloga

Za rehabilitacijsko nalogo smo izbrali problem regulacije ravnovesja inverznega nihala [8]. Inverzno nihalo predstavlja brez regulacije inherentno nestabilen sistem. Da bi ohranili sistem v ravnovesju, so morali merjenci uravnotežiti nihalo s tem, da so na sistem delovali z zunanjo silo na vrh robota, ki se je preko enačb pretvorila v virtualno silo na voziček inverznega nihala. Inverzno nihalo smo modelirali z naslednjimi enačbami:

$$(M+m)\ddot{x} = F + ml\ddot{\Theta}\cos\Theta - ml\dot{\Theta}^{2}\sin\Theta - B\dot{x},$$

$$l\ddot{\Theta} - q\sin\Theta = \ddot{x}\cos\Theta - k\Theta - b\dot{\Theta}.$$
(3.6)

V enačbah 3.6 predstavlja x premik vozička, Θ zasuk palice in F silo, ki deluje na voziček. Parametra M in m pradstavljata masi vozička in palice, B translatorno dušenje vozička, b in k pa dušenje in vzmetenje rotacije palice. Parameter l predstavlja dolžino palice in g gravitacijski pospešek virtualnega okolja. Vse omenjene parametre lahko spreminjamo v realnem času in s pravilno kombinacijo dosežemo različne težavnosti naloge. V kolikor merjenec ni uspel balansirati palice in je ta padla po tleh,



Slika 3.26: Model inverznega nihala.

sta se palica in voziček ponastavila na sredino območja naloge in po 3 sekundah je lahko merjenec z nalogo začel znova. Zaradi poenostavitve eksperimenta in skladnosti z virtualnim okoljem so bili vsi gibi robota in haptičnega okolja omejeni na horizontalne premike.

Z namenom doseganja različnih fizičnih težavnosti rehabilitacijske naloge smo spreminjali maso: masa pri visoki fizični obremenitvi je bila nastavljena 5-krat višje kot pri nizki fizični obremenitvi. Različno dinamiko naloge smo dosegali s spreminjanjem dolžine palice: naloga z visoko dinamiko je uporabljala palico s tretjino višine kot tista z visoko. V nalogah z visoko fizično obremenitvijo je moral merjenec proizvajati velike reakcijske sile na vrhu robota, da bi premagal vztrajnost vozička. Pri visoki dinamiki naloge, pa je nihalo mnogo hitreje reagiralo na premike, ki jih je merjenec izvajal z namenom, da poišče ravnovesno lego sistema. Ta dva pogoja smo permutirali tako, da smo pridobili štiri različne naloge:

Naloga 1 (N1): nizka obremenitev in nizka dinamika,

Naloga 2 (N2): nizka obremenitev in visoka dinamika,

Naloga 3 (N3): visoka obremenitev in nizka dinamika in

Naloga 4 (N4): visoka obremenitev in visoka dinamika.

3.5.3 Protokol eksperimenta

V eksperimentu je sodelovalo 23 oseb starosti 26.8 ± 6.9 let. To so bili večinoma študentje ali zaposleni Univerze v Ljubljani. Vsak merjenec je izvajal eno merilno sejo, ki je skupaj vsebovala osem blokov meritev, po štiri za vsak ročaj. 18 merjencev je bilo moškega spola, 5 pa ženskega. Vsi merjenci so bili zdravi in brez fizičnih ali kognitivnih anomalij.

Eksperiment smo izvajali v tihem delu laboratorija, kjer ni bilo naključnega hrupa, motenj ali drugih dražljajev za merjence. V sobi sta bila med eksperimentom vedno samo vodja eksperimenta in merjenec. Merjence smo posedli na sedež pred robota in na njih namestili senzorje. Senzorje in elektrode referenčnega sistema g.tec smo namestili na njihovo pasivno (desno) roko in prsa, za tem pa smo jim razložili potek eksperimenta. Pasivna roka je mirovala na mehkem materialu; na višini leve roke in ročaja na vrhu robota.

Na začetku so merjenci v poizkusnem obdobju do dveh minut izvajali N1, da so pridobili osnovno razumevanje naloge. S tem smo zagotovili zvezen in izmerljiv fiziološki odziv v prvih nalogah in se znebili morebitnega učinka novitete. V tem poizkusnem obdobju je nadzornik eksperimenta lahko komentiral nalogo in jih popravljal, skrbel pa je tudi za pravilno držo ročaja in za dober stik dlani in prstov merjenca s senzorji in elektrodami. Po poizkusnem obdobju so merjenci izvajali 4 bloke meritev z obema konfiguracijama ročaja. Vsak blok meritev je vseboval 3 minutni interval mirovanja, ki mu je sledil 3 minutni interval naloge. Interval mirovanja je služil kot referenčna meritev za izračun fiziološkega odziva. Naloge je algoritem izbiral naključno. Po prvih štirih blokih smo ročaj na vrhu robota zamenjali. Med menjavo ročaja so merjenci lahko počivali na mestu s pritrjenimi referenčnimi senzorji in elektrodami. Po končani menjavi ročajev so merjenci ponovno izvedli 4 bloke meritev.

3.5.4 Uspešnost naloge in biomehanski parametri

Izvajanje naloge smo evalvirali s parametri kot so stopnja napake (ER), mehansko delo (W_{tot}) in povprečna frekvenca signala pozicije $(\overline{f_p})$. Stopnjo napake (\overline{ER}) smo določili s štetjem padlega nihala v virtualnem okolju. Dogodki padlega nihala se zapisujejo v vektor napake naloge $\mathbf{e_t}$ iz katerega določimo stopnjo napake:

$$ER = \frac{\sum \mathbf{e_t}}{t_{int}},\tag{3.7}$$

kjer t_{int} predstavlja interval naloge. Merjenci, ki bodo bolje lovili ravnotežje, bodo imeli vrednost *ER* število nižje. Iz tega pričakujemo, da bodo imeli merjenci pri pogojih z nizko dinamiko nižjo vrednost *ER*, kot pri pogojih z visoko dinamiko. Skupno mehansko delo opravljeno v nalogi smo izračunali kot vsoto vseh prispevkov dela, ki



Slika 3.27: Merjenec izvaja rehabilitacijsko nalogo, kjer skuša uloviti ravnotežje inverznega nihala v virtualnem okolju. Vzporedno z nalogo zajemamo fiziološke signale s predlaganim in referenčnim sistemom.

ga izračunamo kot skalarni produkt pozicije robota \mathbf{x} in sile interakcije \mathbf{F} na vrhu. Enačbo lahko poenostavimo, saj je sila poravnana s premiki naloge, ker je gibanje robota omejeno na eno prostostno stopnjo:

$$W = \int_{c} \mathbf{F} \cdot d\mathbf{x} \to W_{tot} = \sum \mathbf{F} \cdot \mathbf{x} \cdot \cos \theta = \sum_{n} |F(n) \cdot x(n)|.$$
(3.8)

Pričakujemo, da se mehansko delo skozi nalogo povečuje, sploh pri nalogah z višjo fizično obremenitvijo. Povprečno frekvenco signala pozicije (\bar{f}) smo izračunali z Welchevo metodo spektralne gostote moči [53]:

$$\bar{f} = \frac{\sum \mathbf{pxx} \cdot \mathbf{f}}{\sum \mathbf{pxx}} = \frac{\sum_{n} pxx(n) \cdot f(n)}{\sum_{n} pxx(n)},$$
(3.9)

kjer je \mathbf{pxx} moč spektra signala pozicije \mathbf{x} in \mathbf{f} vektor frekvenc.

3.5.5 Fiziološki signali in parametri

Za vsakega merjenca smo iz obeh ročajev in referenčnega sistema zajemali signale prevodnosti kože (EDA), temperature kože (T), elektrokardiograma (EKG) in fotopletizmograma (PPG). Po eksperimentu smo signale obdelali in analizirali ločeno za 3-minutno obdobje mirovanja in naloge, rezultati analize pa so vrnili vrsto standardiziranih parametrov fiziološkega odziva kot opisujejo poglavja v 3.4.

Za signale EKG smo izračunali povprečni srčni utrip (\overline{HR}_{EKG}), standardno deviacijo NN intervalov ($STDNN_{EKG}$) in kvadratni koren efektivne vrednosti razlik NN vrhov ($RMSSD_{EKG}$). Algoritem za računanje parametrov EKG je bil enak za predlagano dvoročno merjenje in referenčni sistem. Za določanje korelacije surovih signalov EKG smo s polinomsko interpolacijo iz zaporednih vrednosti srčnega utripa sestavili krivuljo variabilnosti srčnega utripa (HRV) [52]. Povsem enak postopek smo izbrali za analizo signalov PPG. Tam smo izračunali \overline{HR}_{PPG} , $STDNN_{PPG}$, $RMSSD_{PPG}$ in krivuljo HRV, kjer smo v algoritmu detekcije vrhov spremenili pragovne vrednosti, kot je opisano v poglavju 3.4.2. Za signale prevodnosti kože EDA smo izračunali parametra povprečni nivo prevodnosti kože(\overline{SCL}) in pogostost odzivov prevodnosti kože(SCR). S signalov temperature kože (T) smo izračunali zgolj parameter povprečne temperature ob koncu obdobij mirovanja (\overline{T}_b) in naloge (\overline{T}_e).

V aplikacijah, kjer je potrebna analiza fiziološkega odziva človeka, se tipično opazuje sprememba v vrednosti fizioloških parametrov. Če opazovalec ugotovi statistično značilno povečanje določenega parametra, potem se smatra, da so dražljaji eksperimenta vplivali na odziv. V eksperimentu bomo izračunali statistično značilnost spremembe parametrov obeh sistemov (predlaganega in referenčnega), da bi ugotovili ali algoritmi detekcije in analize parametrov delujejo za oba sistema enako dobro. Analiza parametrov bo podkrepila analizo podobnosti signalov, ki bo pokazale korelacijo na surovi obliki signalov.

3.5.6 Statistika in obdelava podatkov

Uspešnost naloge in biomehanske parametre smo primerjali za oba ročaja med vsemi štirimi nalogami. Za oceno statistično značilne razlike med nalogami smo uporabili enosmerno analizo variance (angl. One-Way Repeated Measures ANOVA). V tem koraku smo skušali pokazati kako so različni pogoji nalog vplivali na uspešnost opravljanja naloge in biomehanske parametre.

V drugem koraku smo analizirali podobnosti fizioloških signalov iz obeh ročajev s signali iz referenčne naprave g.tec. Za primerjavo fizioloških signalov smo uporabili metodo Pearsonovega korelacijskega koeficienta (PCC). PCC opisuje vrednost linearne korelacije med dvema spremenljivkama in ga lahko uporabljamo za analizo podobnosti dveh signalov. PCC lahko zavzema števila na območju -1 do 1, pri čemer je vrednost -1 negativna korelacija (signala korelirata v obratnem sorazmerju), vrednost 0 pomeni, da korelacija ne obstaja, vrednost 1 pa predstavlja popolno korelacijo. Za meritve EKG in PPG smo analizo podobnosti opravili na izvedenih krivuljah, ki so predstavljale variabilnost srčnega utripa, saj je primerjava med surovimi signali, zaradi različnih mest zajemanja in posledično različnih morfologij signalov, nesmiselna. Za analizo signalov prevodnosti kože in temperature smo uporabili surove signale, saj so po naravi primerljivi, oba sistema pa sta imela tudi enaki lokaciji merjenja. Surovi signali so bili pred analizo filtrirani, da bi znižali vplive morebitnih artefaktov gibanja in šuma: signali prevodnosti kože so bili filtrirani z nizkopasovnim Butterworth filtrom mejne frekvence 3 Hz, za signale temperature pa je bila mejna frekvenca postavljena na 1 Hz. Po filtriranju so bili signali razdeljeni na interval mirovanja ter interval naloge, nakar smo izračunali Pearsonove koeficiente korelacije. V nadaljevanju smo ugotavljali tudi signifikanco razlike podobnosti med intervalom mirovanja in naloge s parnim t-testom (testom dvojic). S tem testom smo ugotavljali vpliv naloge na korelacijo signalov.

V zadnjem koraku analize smo primerjali izračunane fiziološke parametre v nalogah s tistimi v intervalu mirovanja. Absolutne vrednosti fizioloških parametrov smo primerjali med nalogo in intervalom s testom dvojic. Podobno smo naredili z relativnimi parametri, nakar smo vse izračunane parametre primerjali med referenčnim in predlaganim sistemom. Relativne vrednosti parametrov smo izračunali tako, da smo odšteli vrednosti iz intervala naloge od tistih iz intervala mirovanja. Pri nekaterih parametrih smo rezultat dodatno normirali na vrednost iz intervala mirovanja, da bi rezultat izrazili v odstotkih spremembe. Namen tega koraka je bil, da pokažemo podobnost spremembe parametrov iz mirovanja v nalogo med obema merilnima sistemoma.

Vsi signali so bili analizirani z namensko razvitimi algoritmi v programskem okolju MATLAB (The MathWorks, Inc.), statistična analiza pa je bila izvedena v programskem okolju Sigma Plot (Systat Software, Inc.). Pogoj za statistično značilnost smo postavili kot p < 0.05. Statistično značilnost razlike smo izračunali z enosmerno analizo variance (ANOVA), ki ji je sledil Tukey post-hoc test, ali pa s testom dvojic. Za test normalnosti podatkov smo uporabili Kolmogorov-Smirnov test. Ko je test normalnosti spodletel, smo uporabili druge metode: enosmerno analizo variance predznačenih rangov ali Wilcoxonov test predznačenih rangov.

3.5.7 Analiza motenj merjenja

Za meritve fizioloških oz. bioelektričnih signalov velja, da so občutljivi na vrsto različnih dejavnikov. Nekaj izmed teh bomo našteli v tem poglavju.

Najbolj kritično mesto meritev je kontakt med elektrodo in biološkim tkivom. Potenciali na elektrodah in impedanca kontakta elektrode ter tkiva se spreminjata zaradi relativnih premikov tkiva ali elektrode same. Zaradi tega se proizvedejo interferenčni (motilni) signali, ki jih imenujemo tudi artefakti gibanja. Vpliv slednjih lahko minimiziramo z visoko vhodno impedanco na vhodu ojačevalnika, z uporabo ustreznih materialov elektrod (kot so Ag/AgCl) in z uporabo prevodnih gelov za zmanjšanje impedance vira.

Artefakti gibanja, interference zaradi zunanjih elektromagnetnih motenj in drugi šum lahko nastane tudi v električnih kablih, ki povezujejo ojačevalnik z elektrodami. Tovrstne motnje lahko zmanjšamo z uporabo parice (angl. *twisted pair*), oklopa kabla (angl. *shielding*) in zaščito vhoda (angl. *input guarding*).

Zajemanje bioelektričnih signalov je pogosto v okolju, v katerem je prisotno veliko električnih porabnikov, ki proizvajajo močna električna in magnetna polja. Poleg dobro znane komponente omrežne napetosti se v takem okolju nahajajo tudi močna višjefrekvenčna polja. Pri nižjih frekvencah (omrežna motnja) lahko električno in magnetno polje obravnavamo ločeno. Električna polja proizvajajo vsi sistemi, ki so priključeni na napetost, tudi tisti brez električnega toka. Vsak električni tok v okolju zajemanja bioelektričnih signalov se kapacitivno sklopi s človeškim telesom, kjer teče proti mestu ozemljene elektrode na telesu in proti zemlji. Za zmanjšanje interference merjenca običajno odmaknemo od virov omrežnih motenj, uporabimo izolacijske ojačevalnike, uporabimo ločeno ozemljitev telesa na mestih, ki so kar se da odmaknjena od mesta merilnih elektrod in uporabimo oklopljene kable, ki povezujejo elektrode z ojačevalnikom.

Za odpravljanje elektromagnetnih motenj že obstajajo znane metode, ki smo jih uporabili v načrtovanju elektronskega vezja, zato smo se v disertaciji bolj posvetili analizi in kvantizaciji vplivov artefaktov gibanja. Cena nemotečega merjenja med vadbo je uporaba kontaktnih elektrod, ki ne zagotavljajo konstantnega elektrokemijskega stika s kožo. Kot posledica se med vadbo signali deformirajo, saj se električne ali optične razmere na mestu merjenja spreminjajo.

Najprej smo določili vire gibanja, ki lahko vplivajo na kvaliteto stika med vadbo

(predpostavimo premike vzdolž ene - horizontalne osi). Vire motenj lahko razdelimo na: horizontalne premike zaradi opravljanja naloge, stisk ročaja in pasivno rotacijo ročaja. Ker smo med eksperimenti uporabljali redundanco senzorjev, lahko modeliramo artefakte gibanja v treh dimenzijah s pomočjo: senzorja sile na vrhu robota (sila horizontalnih gibov F_x), merilne celice v ročaju (sila stiska F_{gr}) in žiroskopa (kotna hitrost zapestja $\dot{\Theta}_h$), ki je bil pripet na zapestje merjencev med nalogo(3.28). IMU senzor je imel osi poravnane tako, da je y-os žiroskopa sovpadala z osjo rotacije ročaja, zato smo kotno hitrost rotacije ročaja ($\dot{\Theta}_h$) enačili vrednosti y komponente žiroskopa IMU enote (w_y).

Za vse tri vire gibanja smo določili metriko kvalitete signala (angl. QOS - Quality Of Signal) [54, 55]. Metoda določitve QOS uporablja premikajoče okno širine ene sekunde $L_w = 100$, ki potuje vzdolž signala in primerja vzorce s pragovno vrednostjo. Metoda vrne število v območju med 0 in 1, glede na odstotek vzorcev, ki imajo znotraj okna vrednost večjo od pragovne vrednosti. Vrednost 1 predstavlja največjo možno prisotnost artefakta gibanja v okolici vzorca. Prekrivanje okna s prejšnjim je 50 %.



Slika 3.28: Prikaz različnih prispevkov gibanja, ki vplivajo na kvaliteto signalov med opravljanjem rehabilitacijske naloge ter pripadajoči senzorji gibanja in sile.

Z omenjeno metodo smo proizvedli tri nove signale $QOS: QOS_{F_x}$ (prispevek horizontalne sile), $QOS_{F_{gr}}$ (prispevek sile stiska) in QOS_{ω_y} (prispevek kotne hitrosti zapestja). Pragovne vrednosti smo izbrali na podlagi literature [55]. Pragovne vrednosti za prispevek horizontalne sile (THR_{F_x}) in za prispevek kotne hitrosti (THR_{ω_y}) smo izračunali kot 3 standardne deviacije signala sile F_x in kotne hitrosti ω_y povprečnega merjenca. Pragovno vrednost sile stiska $(THR_{F_{gr}})$ pa smo določili empirično z opazovanjem vplivov na kvaliteto signalov. Uporabljene pragovne vrednosti so bile: $THR_{F_x} = 2$ N, $THR_{F_{gr}} = 6$ N and $THR_{\omega_y} = 0,1$ rad/s. Postopek pridobivanja QOS signalov lahko zapišemo tudi kot:

$$QOS_{F_x}(j) = \frac{\sum_n |F_x(n)| > THR_{F_x}}{L_w},$$

$$QOS_{F_{gr}}(j) = \frac{\sum_n |F_{gr}(n)| > THR_{F_{gr}}}{L_w},$$

$$QOS_{\omega_y}(j) = \frac{\sum_n |\omega_y(n)| > THR_{\omega_y}}{L_w}, \text{ kjerso}$$

$$i - \frac{L_w}{2} < n < i + \frac{L_w}{2},$$

$$i = \frac{L_w}{2} + j \cdot \frac{L_w}{2},$$

$$j = 0, 1, 2, ... M,$$

$$(3.10)$$

kjer N predstavlja dolžino celotnega signala posameznih prispevkov v nalogi, L_w predstavlja dolžino okna za določanje QOS signala oz. število vzorcev v oknu ($L_w = 100$), M pa predstavlja dolžino novega QOS signala ($M = \frac{2N}{L_w}$).

Vpeljali smo dodatno numerično metriko (*QOSS – Quality Of Signal Surface*), ki predstavlja vsoto vseh *QOS* vrednosti določenega prispevka, normalizirano na celotno trajanje meritve. Slednja metrika nam pove koliko odstotkov *QOS* signala v nalogi potencialno vpliva na meritev fizioloških signalov v obliki artefaktov gibanja.

Poleg QOS signalov, ki kvantizirajo prispevke gibanja smo dodločili tudi signale kvalitete detekcije algoritma (*DET*), ki opisujejo delovanje algoritma za izračunavanje fizioloških značilk (slika 3.29). Za EKG in PPG signale smo izračunali vrednosti srčnega utripa z uporabo pragovnega algoritma, ki uporablja za pogoje vrednosti minimalne amplitude detekcije in minimalnega razmaka med vrhovi. Za zaporedne vzorce srčnega utripa, ki so znotraj povprečja izračunanih vzorcev celotnega intervala, bo detekcija delovala in bo algoritem vrnil 0, v nasprotnem primeru, ko so vzorci izven intervala zaupanja, pa algoritem vrača 1. Za aktivnost prevodnosti kože in temperature kože, kjer se



Slika 3.29: Detekcija vrhov PPG signala (zgoraj) in območja, kjer detekcija ne deluje (označena sivo) ter QOS signali prispevkov F_x , F_{gr} in ω_y izračunani po predlagani metodi. Zelena barva označuje stopnjo prekrivanja QOS signalov in algoritma detekcije, ko ta ne deluje.

fiziološki odzivi kažejo s časovno konstanto nekaj sekund in več, smo signala pregledali za hipne spremembe, ki bi lahko bile posledice artefaktov gibanja. Za analizo signala prevodnosti kože smo implementirali premikajoče okno širine 10 vzorcev in pragovno vrednostjo 0,25 μ S. Za analizo temperature kože pa okno širine 50 vzorcev in pragovno vrednostjo 0,05 K. Za vsako vrednost vzorca smo izračunali razliko med maksimalno in minimalno vrednostjo signala znotraj okna. Potrebno se je zavedati, da slednje metode ne moremo uporabiti v aplikacijah v realnem času, saj podatkov za izračun pragovnih vrednosti ni na voljo. V kolikor metrike QOS sovpadajo z omenjenimi metodami, pa nakazujejo možnosti uporabe v realnem času, saj vrednosti senzorjev gibanja in sile zajemamo v realnem času. Iz omenjenih signalov *DET*, smo podobno kot pri *QOS* signalih, izračunali odstotek signala, v katerem je *DET* pozitiven. Ta parameter smo poimenovali *PDP* (*Positive Detection Percentage*). Da bi določili frekventnost artefaktov gibanja v določeni nalogi, smo prešteli vse pozitivne prehode signala *DET* v nalogi in parameter poimenovali *NOE* (*Number Of Events*).

Da bi ugotovili vpliv prispevkov gibanja na delovanje algoritma, smo izračunali prekrivanje signalov QOS in DET in določili nov parameter QOSO (QOS overlap). Slednji nam pove koliko QOS signala je vsebovanega v območju kjer detekcija algoritma ne deluje in je izračunan kot:

$$QOSO[\%] = \frac{\sum_{j}^{M} QOS \cdot DET}{\sum_{i}^{M} QOS} \cdot 100.$$
(3.11)

3.5.8 Rezultati

Analiza vsote mehanskega dela (W_{tot}) , ki so ga merjenci opravljali med nalogami (slika 3.30 zgoraj), je pokazala statistično značilno razliko (p < 0,001) za obe izvedbi ročajev. Za parne primerjave med nalogami je bila ugotovljena statistično značilna razlika (p < 0,05) med spremenjenimi pogoji fizične zahtevnosti (N1–N3, N1–N4, N2–N3 in N2–N4) za obe izvedbi ročajev.

Analiza povprečne frekvence signala pozicije f_p (slika 3.30 sredina) je pokazala statistično značilno razliko (p < 0,001) med nalogami za oba ročaja, parne primerjave med nalogami pa so pokazale statistično značilne razlike (p < 0,05) med spremenjenimi pogoji dinamične zahtevnosti naloge (N1–N2, N2–N3 in N3–N4) za oba ročaja. Med T1–T4 je bila ugotovljena statistično značilna razlika (p < 0,05) za cilindrično izvedbo ročaja, ne pa tudi za sferično izvedbo.

Analiza stopnje napake igre (slika 3.30 spodaj) je pokazala statistično značilno razliko (p < 0,001) za obe izvedbi ročajev, parne primerjave med nalogami pa so pokazale statistično značilne razlike (p < 0,05) med spremenjenimi pogoji dinamične zahtevnosti naloge (N1–N2,N2–N3) za obe izvedbi ročajev. Med N3–N4 je bila ugotovljena statistično značilna razlika (p < 0,05) za sferično izvedbo ročaja, ne pa tudi za cilindrično izvedbo. Povprečne vrednosti stopnje napake so prikazane na sliki 3.30.

Rezultati analize podobnosti surovih signalov so razvidni s slike 3.31. Izračunali smo PPC med signali referenčnega in predlaganega sistema. Za predlagan sistem smo



Slika 3.30: Vsota mehanskega dela (levo), povprečna frekvenca signala pozicije (sredina) in stopnja napake (desno). CR in SR označujeta skupini meritev z različnima izvedbama ročajev. Statistična značilnost je označena z * za p < 0.05 in ** za p < 0.001

uporabljali oba ročaja, ki ju bomo označili kot CR (cilindrični ročaj) in SR (sferični ročaj). Za analizo EDA signalov (slika 3.31 (a)) je mediana vrednosti PCC-jev v mirovanju (\overline{r}_b) višja ($0.81 \le \overline{r}_b \le 0.93$ za CR in $0.92 \le \overline{r}_b \le 0.95$ za SR) kot v obdobju naloge ($0.69 \le \overline{r}_t \le 0.84$ za CR in $0.84 \le \overline{r}_t \le 0.9$ za SR). Statistično značilno znižanje (p < 0.05) vrednosti PCC iz poteka mirovanja v potek naloge se je izkazalo za naloge N1, N2 in N4 pri rezultatih SR, drugi rezultati pa niso bili statistično značilni.

Analiza podobnosti signalov temperature (slika 3.31 (b)), kjer smo izračunali mediano vrednosti PCC med mirovanjem in nalogo, je pokazala znižanje v korelaciji mirovanje-naloga v N1 ($\overline{r}_b = 0.89$, $\overline{r}_t = 0.87$ za CR in $\overline{r}_b = 0.94$, $\overline{r}_t = 0.93$ za SR) ter N4 ($\overline{r}_b = 0.92$, $\overline{r}_t = 0.81$ za CR in $\overline{r}_b = 0.96$, $\overline{r}_t = 0.93$ za SR). Rahlo povečanje mediane PCC v korelaciji mirovanje-naloga najdemo za N2 ($\overline{r}_b = 0.87$, $\overline{r}_t = 0.89$ za CR in $\overline{r}_b = 0.92$, $\overline{r}_t = 0.94$ za SR) ter N3 ($\overline{r}_b = 0.82$, $\overline{r}_t = 0.92$ za CR in $\overline{r}_b = 0.91$, $\overline{r}_t = 0.94$ za SR). Statistično značilno razliko (p < 0.05) v primerjavi PCC med mirovanjem in nalogo smo našli za nalogi N1 in N4 za CR, druge naloge niso bile statistično značilne.

Analiza podobnosti med HR_{EKG} krivuljami variabilnosti srčnega utripa (slika 3.31 (c)), kjer smo izračunali mediano vrednosti PCC korelacije za obdobje mirovanja in



Slika 3.31: Krivulje surovih fizioloških signalov (levo): prevodnost kože (i), temperatura (ii), vrednosti srčnega utripa EKG (iii) in PPG (iv) ter škatlični diagrami Pearsonovih koeficientov korelacije za posamezno nalogo (desno). M in N označujeta intervale mirovanja in naloge.

naloge, je pokazala visoko stopnjo korelacije tako v mirovanju, kot v nalogi $(0.95 \le \overline{r}_b \le 0.96$ za oba ročaja in $0.93 \le \overline{r}_t \le 0.96$ za oba ročaja). Za oba ročaja se je pokazala statistična značilnost (p < 0.01) v razliki mediane PCC med mirovanjem in nalogo za nalogo v N2 $(\overline{r}_b = 0.95 \text{ in } \overline{r}_t = 0.93 \text{ za CR ter } \overline{r}_b = 0.95 \text{ in } \overline{r}_t = 0.94 \text{ za SR}).$

Analiza podobnosti med HR_{PPG} krivuljami variabilnosti srčnega utripa (slika 3.31 (c)), kjer smo izračunali mediano vrednosti PCC korelacije za obdobje mirovanja in naloge, je pokazala visoko stopnjo korelacije tako v mirovanju, kot v nalogi v nalogah N1, N2 in N3($\overline{r}_b > 0.99$ in $\overline{r}_t > 0.98$ za vse tri naloge in za oba ročaja). Za oba ročaja se je pokazala statistična značilnost (p < 0.05) v razliki mediane PCC med mirovanjem in nalogo za nalogo v N4 ($\overline{r}_b = 0.99$ in $\overline{r}_t = 0.98$ za CR ter $\overline{r}_b = 0.99$ in $\overline{r}_t = 0.96$ za

SR).

Vsi podatki o korelacijah za posamezne signale so bili zbrani in preračunani v razliko v mediani korelaciji med obema ročajema (slika 3.32). SR je pokazal višje rezultate korelacije kot CR pri večini signalov in skozi vse naloge, razen za HR_{PPG} krivulje, kjer se je CR izkazal za boljšega skozi vse naloge.



Slika 3.32: Razlika v PCC za vse fiziološke signale in oba ročaja. Razlika je izračunana kot $\overline{r}_{SR} - \overline{r}_{CR}$, kjer pozitivna vrednost nakazuje boljšo korelacijo SR, negativna pa boljšo korelacijo CR. M označuje razliko v mirovanju, N pa v nalogi.

V nadaljevanju smo izračunali standardne fiziološke parametre iz različnih signalov za CR (tabela 3.1) in SR (tabela 3.2). Prikazane so povprečne vrednosti parametrov s podano standardno deviacijo. Izračunane vrednosti parametrov so prikazane ločeno za predlagani (CR in SR) ter referenčni sistem. Statistično značilna razlika v vrednostih parametrov med mirovanjem in nalogo je označena krepko in z zvezdico (*).

Rezultati povprečne vrednosti HR_{EKG} in HR_{PPG} niso pokazali statistično značilnega povečanja v nobeni od nalog, kar nakazuje na to, da obremenitev morda ni bila dovolj velika za opazovanje fiziološkega odziva s tem parametrom HR. Za nas je bolj zanimivo to, da so rezultati skladni za oba merilna sistema, kar nakazuje na dobro delovanje algoritmov in metode zajema v predlaganem merilnem sistemu za EKG in PPG (slika 3.33). Parametra variabilnosti srčnega utripa $SDNN_{EKG}$ in $SDNN_{PPG}$ sta pokazala statistično značilno razliko med mirovanjem in nalogo za vse štiri naloge (slika 3.33).

Vrednost parametrov HRV se po pričakovanjih v nalogi zniža in kaže večjo občutljivost na spremembe fiziološkega odziva kot vrednost HR, saj nalogi N2 in N4, z višjo dinamiko in težjim lovljenjem, vzpodbudita višji odziv v parametrih HRV. Tudi tukaj lahko opazimo visoko stopnjo skladnosti med predlaganim in merilnim sistemom. Podobno dobro skladnost sistemov lahko opazimo tudi za parametre $RMSSD_{EKG}$ na obeh ročajih, kjer so najbolj občutne razlike v odzivu vidne pri nalogah N2 in N4. Nekoliko slabšo skladnost med parametri predlaganega in referenčnega sistema $RMSSD_{PPG}$ lahko opazimo za SR, ker se sklada z rezultati podobnosti surovih signalov PPG.

Parameter povprečnega nivoja prevodnosti kože \overline{SCL} je pokazal neskladnost med sistemoma, saj se sistema razlikujeta v večini nalog. \overline{SCL} parameter se običajno povezuje z znojenjem in fizično aktivnostjo osebe, zato lahko neskladje interpretiramo kot posledico aktivnosti leve roke, s katero so merjenci upravljali haptičnega robota. Podobno lahko sklepamo za parameter odzivov prevodnosti kože (SCR), vendar se odzivi povezujejo tako s psihološko kot fizično aktivnostjo, zato so tudi parametri bolj skladni med sistemoma. Skladnosti ne opazimo zgolj pri N3 za SR. Povprečna temperatura ob koncu (\bar{T}_f) je pokazala statistično značilno znižanje temperature v večini nalog. Skladnost sistemov je dobra za večino nalog, majhna razlika se pojavi samo pri N1 za SR (slika 3.33).

Tabela 3.1: Povprečne vrednosti relativnih sprememb fizioloških parametrov iz mirovanja v nalogo za predlagan sistem z uporabo CR in referenčni sistem g.tec. Statistično značilne spremembe so označene kot: * za p < 0.05 in ** za p < 0.01.

	Naloga 1		Naloga 2		Naloga 3		Naloga 4	
	CR	G.TEC	CR	G.TEC	CR	G.TEC	CR	G.TEC
\overline{HR}_{EKG} / BPM	-1,2±2,3	$-1,2\pm 2,2$	-1±3,2	-1±3,2	$-0,4\pm 2,4$	$-0,4\pm2,3$	$-0,4\pm2,7$	$-0,4\pm2,7$
$SDNN_{EKG}$ / %	-13±16**	$-13 \pm 17^{**}$	$-20{\pm}17^{**}$	$-22{\pm}16^{**}$	$-15 \pm 16^{*}$	$-15 \pm 16^{*}$	$-23\pm15^{**}$	$-25 \pm 15^{**}$
$RMSSD_{EKG}$ / %	$-7,8{\pm}15^{*}$	$-6,6\pm14$	-10±19*	$-10{\pm}19^{*}$	-7,3±2,9	$-7,4{\pm}19$	$-9,4{\pm}22^{*}$	$-15\pm16^{**}$
HR_{PPG} / BPM	$-1,2\pm 2,3$	$-1,1\pm 2,2$	$-1,7\pm2,7$	$-1,7\pm2,7$	$-0,4{\pm}2,5$	$-0,3\pm 2,4$	$-0,8\pm3,3$	$-0,5\pm 2,9$
$SDNN_{PPG}$ / $\%$	$-14 \pm 16^{**}$	$-14\pm18^{*}$	$-17 \pm 21^{**}$	$-19{\pm}17^{**}$	-17±19*	$-17 \pm 15^{*}$	-23±16**	$-26\pm16^{**}$
$RMSSD_{PPG}$ / $\%$	$-6.2 \pm 16^{*}$	$-7,3{\pm}15{*}$	$0,2\pm 29$	$-5,1\pm17$	$-1,5\pm34$	$-12 \pm 19^{*}$	-16±16**	$-17 \pm 18^{**}$
\overline{SCL} / μS	$0,6{\pm}1,4$	$0,3{\pm}1,7$	$0,9\pm 2,0$	$0,7{\pm}1,6$	$0,8{\pm}1,4^{*}$	$-0,5\pm 3,0$	$_{0,5\pm1,1^*}$	$0,5\pm 3,0$
Pogostost SCR / $\%$	$96{\pm}136^{**}$	$68 \pm 91^{**}$	$119 \pm 178^{**}$	$40{\pm}53^{**}$	$126 \pm 241^{**}$	$35{\pm}103$	$58{\pm}69^{**}$	$36{\pm}43^{**}$
$T / ^{\circ}\mathrm{C}$	$-0,2{\pm}0,3^{*}$	$-0,3\pm0,3^{**}$	-0,2 \pm 0,4 *	$-0,3{\pm}0,3^{**}$	$-0,2\pm0,3^{**}$	$-0,3\pm0,3^{**}$	-0,3 \pm 0,4 *	$-0,3\pm0,4^{**}$

Za ovrednotenje vpliva gibanja, smo izračunali parametre, ki opisujejo prispevke gibanja in kvaliteto algoritmov fizioloških parametrov. Rezultati analize artefaktov so prikazani v tabeli 3.3. Največja pojavnost artefaktov se pokaže za $QOSS_{\omega_y} = 3,4 \%$ v N2, ki ji sledi $QOSS_{F_x} = 1,58 \%$ v N4. Največja frekventnost nedelovanja algoritmov

Tabela 3.2: Povprečne vrednosti relativnih sprememb fizioloških parametrov iz mirovanja v nalogo za predlagan sistem z uporabo SR in referenčni sistem g.tec. Statistično značilne spremembe so označene kot: * za p < 0.05 in ** za p < 0.01.

	Naloga 1		Naloga 2		Naloga 3		Naloga 4	
	SR	G.TEC	SR	G.TEC	SR	G.TEC	SR	G.TEC
\overline{HR}_{EKG} / BPM	$-0,1\pm 2,7$	$-0,1\pm2,7$	$0,7\pm 2,9$	$0,9\pm 2,9$	$0,1\pm 2,8$	$0,2\pm 2,8$	$0,1\pm 2,8$	$0,1\pm 2,8$
$SDNN_{EKG}$ / %	$-14 \pm 17^{**}$	$-14 \pm 17^{**}$	$-21\pm21^{**}$	$-21\pm22^{**}$	-14±20*	$-13{\pm}20^{*}$	$-12\pm 18^{*}$	-13±19*
$RMSSD_{EKG}$ / %	$-10{\pm}16^{**}$	-10±16**	$-15\pm18^{**}$	$-17 \pm 18^{**}$	$-10{\pm}21^{*}$	$-12{\pm}17^{*}$	$-6,6{\pm}14^*$	$-8,1{\pm}16^{*}$
\overline{HR}_{PPG} / BPM	$-0,3\pm 2,7$	$-0,4\pm2,7$	$0,3\pm 3,3$	$0,5\pm 3,19$	$0,1\pm 3$	$0,2\pm 3,1$	$0,1\pm 2,9$	$0,2\pm 2,9$
$SDNN_{PPG}$ / $\%$	$-12 \pm 17^{*}$	$-14 \pm 17^{**}$	$-17 \pm 21^{**}$	-20±21**	-8±29	$-10{\pm}21^{*}$	$-12 \pm 20 *$	$-17 \pm 17^{**}$
$RMSSD_{EKG}$ / %	$-7,1{\pm}19$	$-11 \pm 15^{*}$	-10±17	$-17{\pm}21^{*}$	$1,9\pm53$	-13±18	2,8±43	$-7,1\pm21$
\overline{SCL} / μS	$^{0,5\pm1*}$	$0,1{\pm}1,5$	$1,4{\pm}1,7^{**}$	$0,5\pm 1,3$	$0,1\pm 1,4$	$-0,1\pm 18$	$0,8\pm 2$	$0,1\pm1,3$
Pogostost SCR / %	$149 \pm 225^{**}$	$42 \pm 63^{**}$	$176 \pm 272^{**}$	51±90**	80±174**	35 ± 69	86±123**	$59{\pm}106^{**}$
$T / ^{\circ}\mathrm{C}$	$-0,1{\pm}0,5$	$-0,2{\pm}0,4^{*}$	$-0,1\pm0,4$	$-0,2\pm0,4$	$-0,3{\pm}0,5^{**}$	$-0,3{\pm}0,4^{**}$	-0,3 \pm 0,4**	$-0,2{\pm}0,3^{**}$



Slika 3.33: Škatlični diagrami vrednosti relativnih sprememb iz mirovanja v nalogo parametrov \overline{HR} , SDNN, T in SCR za predlagan sistem in referenčni sistem g.tec.

(NOE) se je pokazala za EDA signale v N4, kjer je detekcija v povprečju spodletela s faktorjem 1,2 dogodka na minuto. Parameter *PDP* opisuje odstotek delovanja posameznega algoritma glede na nalogo. Najvišja vrednost *PDP* se je pokazala za algoritme
Tabela 3.3: Povprečne vrednosti površine kvalitete signala QOSS, števila dogodkov spodletele detekcije NOE in odstotka pozitivne detekcije PDP, izračunane za vse štiri naloge.

PARAMETER	Naloga 1	Naloga 2	Naloga 3	Naloga 4
$QOSS_{F_x} \ / \ \%$	0,00	0,00	0,06	1,58
$QOSS_{F_{gr}} \ / \ \%$	0,00	0,36	0,01	0,30
$QOSS_{\omega_y} \ / \ \%$	0,49	3,40	0,76	1,23
NOE_{PPG} / d./min.	0,37	0,40	0,60	0,58
$NOE_{EKG} / d./min.$	$0,\!43$	$0,\!55$	0,53	0,52
NOE_{EDA} / d./min.	0,42	0,82	$0,\!49$	1,20
$NOE_T / d./min.$	0,42	0,73	$0,\!43$	0,55
PDP_{PPG} / $\%$	98,2	95,9	90,1	91,7
PDP_{EKG} / $\%$	98,1	97,2	96,4	96,6
PDP_{EDA} / $\%$	99,6	99,7	99,4	99,1
$PDP_T / \%$	99,4	99,6	99,7	99,9

signalov TEMP in EDA, pri katerih sta obe vrednosti nad 99 % pozitivne detekcije znotraj naloge. Večina ostalih vrednosti PDP je večjih od 95 % za vse naloge, občutno znižanje pa se pojavi v N3 in N4 za vrednosti PDP_{PPG} .

V nadaljevanju smo skušali ugotoviti kako določen prispevek gibanja vpliva na detekcijo algoritma (slika 3.28). Če se osredotočimo na nalogo N4, kjer pričakujemo največje vplive gibanja, smo izračunali parametre prekrivanja signalov QOSS z algoritmi detekcije DET_{PPG} , ki pokažejo najvišji vpliv horizontalnega gibanja $QOSO_{F_x}$ s povprečno vrednostjo prekrivanja 48,6 % (slika 3.3). Za detekcijo elektrokardiograma DET_{EKG} lahko vidimo večje vplive sile stiska z vrednostjo $QOSO_{F_{gr}} = 16,2$ % in horizontalnega gibanja $QOSO_{F_x} = 15,3$ %. Največji prispevek DET_{EDA} je prispevek sile stiska $QOSO_{F_{qr}}$ s povprečno vrednostjo prekrivanja 8,7 %.

3.5.9 Diskusija

Fiziološke signale smo med različnimi nalogami zajemali s predlaganim in referenčnim merilnim sistemom in z analizo korelacije ugotavljali podobnost med signali obeh sistemov, podobnost med standardiziranimi parametri in na koncu ovrednotili vpliv motenj gibanja na kvaliteto signalov in algoritmov detekcije.

Analiza podobnosti EDA signalov je pokazala splošno znižanje korelacije iz obdobja mirovanja v nalogo. Večino vrednosti PCC (r_t) v nalogi je znašalo nad 0,8, razen za



Slika 3.34: Stolpični diagram prikazuje povprečne vrednosti *QOSO* in raztros za naloge N1, N2, N3 in N4.

primer CR v prvih dveh nalogah. SR je sicer v absolutnem merilu v prvih dveh nalogah pokazal višje vrednosti korelacije, vendar sta oba ročaja pokazala statistično značilno znižanje korelacije v prehodu iz mirovanja v nalogi N1 in N2. Ocenimo lahko, da je vpliv naloge na signale EDA predlaganega sistema nezanemarljiv, znižanje korelacije v prvih dveh nalogah pa lahko pripišemo bolj ostrim in sunkovitim gibom, ki jih nalogi z nižjo fizično obremenitvijo zahtevata od uporabnika. V splošnem opazimo tudi višje vrednosti korelacije za SR skozi vse naloge, kar nakazuje na bolj primerno konfiguracijo ročaja.

Nalogi z visokim fizičnim bremenom (N3 in N4) nista pokazali statistično značilnega znižanja EDA za N3 pri obeh ročajih, za visoke dinamične pogoje (N4) pa je samo SR pokazal statistično značilno znižanje. To je za pričakovati, saj N4 pri merjencu inducira tako hitre gibe kot visoko fizično breme. Glede na izsledke lahko poslabšanje korelacije pripišemo predvsem sunkovitim gibom in ne toliko visokemu fizičnemu bremenu, ki merjenca sili, da drži dober stik z Ag/AgCl površinskimi elektrodami tako med nizko, kot tudi visoko dinamiko naloge. Mediane vrednosti PCC so v vseh primerih med 0,8 in 0,95, kar nakazuje zadostno korelacijo pri uporabi predlaganega sistema za merjenje EDA signalov.

Omeniti je treba, da je primerjava surovih signalov EDA zahtevno opravilo, saj zajem na enakem mestu ni mogoč zaradi prisluhov, ponovljive meritve na enakem mestu niso zanesljive zaradi adaptacije odziva, bilateralne meritve pa ne proizvedejo povsem enakega odziva [45]. Slednje opazimo tudi, če pogledamo vrednosti PCC v mirovanju, ki so redko nad 0,9.

Casovne spremembe temperaturnih signalov so zaradi narave procesa v splošnem daljše od ostalih fizioloških signalov, zato lahko višjefrekvenčne artefakte gibanja s filtriranjem odpravimo brez, da bi korenito posegali v integriteto signala in izračunanih parametrov. Pomembno vlogo pri merjenju in analizi pa igra tudi časovna konstanta termistorja, saj npr. senzor z višjo časovno konstanto ne bo odreagiral na hipne spremembe temperature okolice. Temperatura se spremeni kot odziv sistema prvega razreda na stopnico, kar zavisi od časovne konstante sistema, ki je v primeru našega termistorja znašala 5 sekund. V mirovanju se je temperatura sistema torej hitro ustalila in nihala v okolici temperature kože na konici prsta. Znano je, da se v primeru fizične in kognitivne obremenitve poveča delovnje znojnic in se posledično pospeši odvajanje temerature, zato pričakujemo v nalogah nižjo vrednost temperature kot v mirovanju (slika 3.31 (ii)). Slednji odziv je v korelaciji PCC surovih signalov temperature povzročil zanimiv odziv, ki nakazuje na dvig korelacije v nalogi (slika 3.31 desno). Zaradi ustaljenosti temperature brez prisotnega dražljaja so bilateralne meritve temperature nihale nepovezano, v nalogi pa se je odziv dovolj spremenil, da so signali temperature postali bolj soodvisni. Slednji učinek smo opazili samo za nalogi N2 in N3. Za CR opazimo statistično značilno znižanje korelacije v nalogah N1 in N4 kar nakazuje na učinke neergonomske oblike ročaja in/ali na neuniverzalno postavitev senzorja temperature.

Analiza podobnosti HRV krivulj, izvedenih iz EKG meritev, je pokazala najbolj občutno poslabšanje v korelaciji za nalogo N2, kjer sta oba ročaja pokazala statistično značilno zmanjšanje v korelaciji. Podobno kot pri analizi EDA lahko sklepamo, da sta nalogi z visokim fizičnim bremenom posredno povzročili boljši oprijem s površino nerjavnih jeklenih elektrod. Zaradi minimalnega znižanja korelacije v večini nalog, lahko smatramo, da je uporaba bimanualnega sistema za zajem signalov EKG primerna za uporabo v nalogah fizične rehabilitacije.

Drugačen vpliv pa se je pokazal za PPG signale, kjer lahko v nalogah z visoko fizično obremenitvijo (N3 in N4) opazimo občutno znižanje v korelaciji za obe izvedbi ročajev. To lahko pripišemo optični metodi delovanja PPG senzorja, ki temelji na zaznani majhni spremembi pri odboju svetlobe, ki jo povzroči tlačni val krvi v konici prstov. V primeru višjega fizičnega bremena se odboj spremeni že na podlagi močnejšega stiska senzorja in je meritev tlačnega vala izkrivljena. Vsekakor bi lahko rehabilitacijsko nalogo oplemenitili z dodajanjem meritve PPG, ki bi lahko služila kot komplement meritve EKG za izračunavanje dodatnih parametrov (npr. PTT - Pulse Transit Time), saj v določenih pogojih deluje dobro.

Analiza podobnosti pokaže, da se v splošnem vrednosti PCC nahajajo nad 0,8 (slika 3.31 desno), razen za primer EDA signalov CR v nalogi N1 in N2, kar je spodbudno, če primerjamo vrednosti z literaturo [38,56]. SR je pokazal boljšo korelacijo signalov v večini nalog (slika 3.32), zato lahko zaključimo, da je za izvajanje rehabilitacijske naloge bolj primeren.

Za analizo standardiziranih parametrov, smo za obe izvedbi ročajev izračunali devet parametrov in jih primerjali s tistimi iz referenčnega sistema. Fiziološki odziv na določeno nalogo se v večini eksperimentov določi s pomočjo standardiziranih parametrov, katerim s statistično analizo pripišemo značilnost odziva pri prehodu iz mirovanja v nalogo (tabela 3.1 in 3.2). Nas pa bolj kot statistična značilnost odziva na nalogo zanima primerjava rezultatov med predlaganim in referenčnim sistemom. Za vrednost parametra \overline{HR} ni opaziti znatnih razlik med vrednostmi sistemov v različnih nalogah, kar lahko opazimo tako za EKG, kot PPG parametre. Slednje nakazuje na zadovoljivo delovanje obeh merilnih metod za ocenjevanje parametra \overline{HR} .

Znano je, da se vrednosti parametrov HRV znižajo v odvisnosti od povišane kognitivne in fizične aktivnosti (tabeli 3.2 in 3.1 ter slika 3.33). Za parameter SDNN smo opazili statistično značilno znižanje za vse naloge in oba ročaja. Podobnost med vrednostmi parametra SDNN med sistemoma je velika, sploh za parametre iz EKG signalov $(SDNN_{EKG})$. Največje razlike v parametru se pokažejo za PPG signale $(SDNN_{PPG})$, vendar samo za drugi pogoj visoke fizične obremenitve pri uporabi SR, kar sovpada tudi z analizo podobnosti. Za ocenjevanje parametra SDNN smo ugotovili dobro skladnost z referenčnim sistemom, sploh za EKG signale so bile vrednosti pri obeh ročaji primerljive z referenco. Tudi trendi parametrov iz PPG so bili primerljivi, zato smo, kljub vplivom nalog N3 in N4, ki pokažeta nekoliko slabšo primerljivost parametra, zaključili, da je parameter s premišljeno namestitvijo senzorja možno ocenjevati tudi iz PPG signalov. RMSSD je še zadnji od HRV parametrov, ki smo jih analizirali. Tudi pri tem parametru lahko opazimo podobnost obeh sistemov za EKG signale. Parametri iz PPG signalov ($RMSSD_{PPG}$) pa za SR pokažejo povsem nepovezane rezultate. Zanimivo je to, da pri CR opazimo zelo dobro podobnost med parametri v N1 in N4, ki sta v smislu pogojev povsem nasprotni nalogi. Zaključimo lahko, da so EKG signali iz bimanualnega sistema zanesljivi za ocenjevanje parametra RMSSD, PPG signali pa z obstoječo metodo ne.

EDA parametre moramo obravnavati s previdnostjo zaradi že omenjenih razlik v bilateralnem merjenju. Študije povezujejo parameter \overline{SCL} predvsem s fizično obremenitvijo in znojenjem. \overline{SCL} nam pove koliko se je povprečna vrednost tonične komponente za celo obdobje naloge povečala glede na obdobje mirovanja. Zanimivo je povečanje vrednosti parametra predlaganega sistema v obeh primerih ročajev, kljub minimalni spremembi parametra referenčnega sistema. Ta učinek lahko pripišemo aktivnosti leve roke v primerjavi z desno roko, ki je mirovala in na kateri so bili pritrjene referenčne elektrode.

Vrednosti *pogostostiSCR* parametra so v vseh nalogah in za vse sisteme (z izjemo reference pri N3) pokazale statistično značilno povečanje iz mirovanja v nalogo. Vidimo, da je občutljivost parametra zelo visoka, zato je v raziskavah fiziološkega odziva tudi priljubljen parameter. Relativno povečanje se sicer ne ujema v magnitudi, kar lahko pripišemo različnim merilnim lokacijam in tudi različni strojni opremi merilnih sistemov. Referenčni sistem namreč uporablja predojačevalni del z vgrajenim nizkopasovnim filtrom, kar lahko pojasni manjšo *pogostostSCR* referenčnega sistema v vseh nalogah.

Parameter temperature kože je pokazal statistično značilno znižanje v večini nalog, podobnost med parametri sistemov pa je zadovoljiva, da lahko ta parameter smatramo dovolj dobrega za uporabo v rehabilitacijski nalogi s predlaganim sistemom.

Vpliv gibanja na integriteto signalov zajetih s predlagano metodo smo ovrednotili na več načinov. Prispevke artefaktov gibanja smo razgradili na tri vire: prispevek horizontalnih gibov naloge, prispevek sile stiska in prispevek rotacije zapestja. Analizo smo izvedli samo za CR, saj je bil občutno slabši v korelaciji.

Najvišji prispevek analize QOS je prispevek rotacije zapestja $(QOSS_{\omega_y})$ v nalogi N2. S slednjega lahko sklepamo, da hitri in sunkoviti gibi, ki jih inducirajo pogoji v N2 najobčutneje vplivajo na rotacijo zapestja (ω_y) . Zanimivo je opažanje, da parameter prispevka horizontalne sile $(QOSS_{F_x})$ v N2 ni povečan. Sklepamo lahko, da je slednje posledica nizkega fizičnega bremena, ki kot kaže, najbolj vpliva na prispevke horizontalne sile (3.3). Po pričakovanjih so vse komponente artefaktov povečane v nalogi N4.

Pogostost odpovedi delovanja algoritma v določeni nalogi smo prešteli in opisali s parametrom *NOE*. S tabele 3.3, da je povprečna vrednost parametra pri večini signalov pod 1 odpoved na minuto. Najnižje vrednosti *NOE* za vse tipe signalov najdemo za N1, kar je pričakovano, saj so pogoji naloge nastavljeni na minimalno fizično breme in dinamiko.

Podobno smo opazili za parametre *PDP*, ki nam povejo koliko odstotkov časa znotraj celotne naloge je algoritem deloval pravilno. Opazimo lahko, da je za PPG in EKG signale vrednost *PDP* občutno manjša pri nalogah z všjim fizičnim bremenom N3 in N4, vendar za signale EDA in TEMP tega ne opazimo. Glede na parametre *NOE* lahko zaključimo, da so za nedelovanje algoritmov slednjih signalov krive hipne spremembe, ki pa znatno ne okvarijo rezultatov algoritma znotraj celotne naloge.

Z namenom, da ovrednotimo različne prispevke virov gibanja, smo za konec izračunali še parameter *QOSO* (enačba 3.11) za nalogo N4, ki nam kaže medsebojno odvisnost signalov *DET* in *QOS* iz prejšnje analize. Najbolj znatno so prispevki gibanja opazni za PPG signale (slika 3.34), kjer izstopa prispevek horizontalne sile, ki skoraj polovico časa naloge N4 sovpada z nedelovanjem algoritma, sledita pa mu prispevek rotacijske hitrosti in sile stiska. Zanimiv je rezultat za detekcijo algoritma EDA, kjer se največji prispevek pokaže za silo stiska. Najnižje vrednosti *QOSO* opazimo za robustne signale in algoritme, kot sta EDA in temperatura kože, kjer algoritem deluje ustrezno večino časa tudi v najtežji nalogi.

3.6 Validacija metod adaptivne vadbe

Adaptivna vadba v rehabilitaciji predstavlja novo raziskovalno področje robotske rehabilitacije. Vadbo skušamo prilagajati z metodami, ki glede na pacientovo gibalno in kognitivno sposobnost samodejno prilagajajo težavnost vadbe, ki jo robotski sistem projecira pacientu, s katerim je v interakciji. Robotski sistem lahko torej aktivno pomaga pacientu pri opravljanju naloge, ali pa nalogo oteži. Metode prilagajanja težavnosti običajno analizirajo mehanske parametre pridobljene neposredno iz robotskega sistema (hitrost in pozicija), silo interakcije pridobljeno s senzorjem sile na vrhu ter uspešnost naloge v virtualnem okolju. Slednje informacije združujejo in izračunajo stopnjo asistence robota.

V prejšnjih študijah je bilo dokazano, da lahko asistenčne metode obogatimo tudi z informacijo fiziološkega odziva pacienta, ki daje vpogled v njegovo psihofizično stanje. Zraven visoke stopnje dovzetnosti za elektromagnetni šum in artefakte gibanja je problem merjenja fizioloških parametrov tudi v tem, da je variabilnost parametrov in odziva med pacienti zelo velika, zato je potrebno načrtati metode, ki bodo delovale na širokem dinamičnem območju merjenja.

V disertaciji smo se osredotočili na samo nekaj biomehanskih in fizioloških parametrov, ki smo jih uporabili za validacijo adaptivne vadbe. Metoda prilagajanja vadbe, ki jo imenujemo model pacienta (angl. *PM - Patient Model*), je bila razvita v Laboratoriju za robotiko za potrebe evropskega projekta LINarm++. Biomehanske signale smo pridobili neposredno iz robotskega sistema, uspešnost naloge smo merili v namenskem navideznem okolju, fiziološke signale pa smo merili s predlaganim merilnim sistemom fizioloških signalov.

3.6.1 Metoda prilagajanja težavnosti

Model pacienta uporablja senzorne informacije, ki jih pridobi iz drugih podsistemov za izračun optimiziranih parametrov vadbene naloge, predvsem na podlagi izmerjene aktivnosti mehanizma, uspešnosti naloge in fiziološkega odziva osebe.

Model pacienta je organiziran kot odločitveno drevo in za delovanje uporablja štiri ključne sloje odločanja (slika 3.35):

- Sloj klinične ocene temelji na izračunu kliničnega indeksa (and. *Clinical Observation Index COI*), ki ga določi klinični strokovnjak. Ocena kliničnega stanja predstavlja najvišji sloj, saj je najpomembnejše izhodišče za vadbo. Vrednost *COI* je lahko med 1 in 10, kjer je z 1 ocenjena oseba z nezadostnimi motoričnimi spretnostmi in z 10 oseba z odličnimi motoričnimi spretnostmi.
- Sloj uspešnosti naloge temelji na izračunu indeksa uspešnosti (angl. Task Performance Index - TPI), ki je lahko izračunan iz različnih parametrov igre, predvsem pa števila napak oz. uspešnosti naloge (USP).

- 3. Sloj motorične aktivnosti temelji na izračunu motoričnega indeksa (angl. Motor Performance Index - MPI), ki je izračunan iz različnih parametrov gibanja in sile (W, \bar{f}_p in P_F).
- 4. Sloj fiziološkega odziva temelji na izračunu fiziološkega indeksa (angl. Physiological Trend Index PTI), ki je izračunan iz različnih fizioloških parametrov (HR, T, SCL in SCR). Zaradi slabše zanesljivosti fiziološkega odziva med rehabilitacijo se ta sloj uporablja na koncu odločitvenega drevesa.

Preden lahko model pacienta izračuna stopnjo pomoči, je potrebno obdelati biomehanske in fiziološke signale, zato je v algoritmu potrebna faza predhodnega procesiranja, kjer signale filtriramo, odpravimo šum in odstopanja ter po potrebi opravimo normalizacijo. Model pacienta je izračunaval parametre znotraj okna dolžine 30 s, s prekrivanjem 15 s. Parametri, ki jih je model pacienta računal so: uspešnost (*USP*), mehansko delo (*W*), povprečna frekvenca signala pozicije (\bar{f}_p), skupna moč amplitudnega odziva sile interakcije (P_F), povprečni srčni utrip (\overline{HR}), povprečna temperatura kože (\overline{T}), povprečen nivo prevodnosti kože (\overline{SCL}) in povprečje pogostosti odzivov prevodnosti kože (\overline{SCR}). V prvi minuti se naloga opravlja v najpreprostejšem načinu za pridobitev osnovne črte fizioloških parametrov. V nadaljevanju se računajo razlike glede na osnovne vrednosti fizioloških parametrov.

Parametri uspešnosti in biomehanike, ki se uporabljajo za izračun posameznih indeksov se v vsakem tridesetsekundnem intervalu normalizirajo in omejijo na maksimalne dovoljene vrednosti, ki jih ugotovimo eksperimentalno:

$$USP' = \frac{USP}{USP_{max}}, \quad W' = \frac{W}{W_{max}}, \quad f' = \frac{\bar{f}_p}{\bar{f}_{pmax}}, \quad P' = \frac{P_F}{P_{Fmax}}.$$
 (3.12)

Podobno lahko zapišemo tudi za fiziološke parametre, kjer normaliziramo razliko med intervali:

$$HR' = \frac{\Delta \overline{HR}}{\Delta \overline{HR}_{max}}, \quad T' = \frac{\Delta \overline{T}}{\Delta \overline{T}_{max}}, \quad SCL' = \frac{\Delta \overline{SCL}}{\Delta \overline{SCL}_{max}}, \quad SCR' = \frac{\Delta \overline{SCR}}{\Delta \overline{SCR}_{max}}.$$
 (3.13)

Vsak indeks je izračunan kot linearna kombinacija parametrov, ki jih uporablja določeni sloj drevesne strukture. PTI indeks lahko na primer izračunamo kot:

$$PTI = s \cdot HR' + t \cdot T' + u \cdot SCL' + v \cdot SCR', \qquad (3.14)$$

kjer so s, t, u in v uteži, ki jih določimo s klasifikatorji ali eksperimentalno. HR' je normalizirana sprememba srčnega utripa med trenutnim in začetnim (osnovnim)



Slika 3.35: Del odločitvenega drevesa, ki sestavlja model pacienta.

intervalom naloge, T' sprememba temperature kože, SCL' in SCR' pa spremembi prevodnosti kože.

Izhod iz modela pacienta sta vrednosti α_{min} in α_{max} , ki določata območje pomoči, ki jo robotski sistem nudi pacientu. Višja vrednost α pomeni višjo asistenco robota, oz. v našem primeru, lažjo nalogo. Na podlagi izračunanih indeksov v vsakem sloju drevesne strukture se vrednosti α_{min} in α_{max} prilagajata in postopoma ožata območje. Že v prvem sloju se vrednosti razporedita v eno od treh območij: $-1 < \alpha < -0.2$ za zgornjo tretjino ocen, $-0.4 < \alpha < 0.4$ za srednjo tretjino ocen in $0.2 < \alpha < 1$ za najslabše ocene. Postopek se nadaljuje skozi vse sloje, končni vrednosti pa se uporabita za načrtovanje asistence oz. težavnosti naloge (slika 3.35).

3.6.2 Naloga

Zaradi inherentnega pomanjkanja zanimanja za vadbo med pacienti z možganskimi poškodbami je potrebno virtualno okolje zasnovati zanimivo in zabavno za pacienta. Za validacijo adaptivne vadbe smo uporabili preprosto nalogo v navideznem okolju, ki temlji na Stroopovem efektu, kjer se izpisujejo imena treh barv (rdeča, zelena in modra), vendar se barva teksta ne sklada vedno z vsebino. Besedo je bilo potrebno pravočasno razvrstiti v enega od treh barvnih oblačkov skladno z njeno vsebino in ne z barvo besede (slika 3.36). Naloga je potekala samo v eni ravnini. Za izvedbo smo



Slika 3.36: Primer Stroopovega testa v virtualnem okolju. Besedo je potrebno razporediti v enega od barvnih oblačkov glede na njeno vsebino.

uporabili robotski sistem HapticMaster (slika 3.25).

Eksperimentalna validacija metode adaptivne vadbe je vsebovala 10 zdravih oseb, ki so opravljale nalogo v virtualnem okolju (Stroop test). Vsak od merjencev je nalogo opravljal pod dvema pogojema:

1. naloga z monotonim naraščanjem težavnosti in

2. naloga s prilagajanjem težavnosti z uporabo modela pacienta.

Za veličino prilagajanja težavnosti smo izbrali hitrost padanja besed.

3.6.3 Rezultati

Izračunane biomehanske in fiziološke parametre lahko primerjamo za obe nalogi. Pri naraščajoči težavnosti pričakujemo skladnost naraščajočega trenda v odzivu obeh skupin parametrov, pri adaptivnem vodenju težavnosti naloge pa pričakujemo, da bodo parametri konvergirali v delovno območje vrednosti, ki so definirane znotraj modela pacienta. Meritve obeh nalog smo za primerjavo prikazali na skupnem grafu (slika 3.37). Graf prikazuje skupini fizioloških biomehanskih parametrov in njihovo spremembo v odvisnosti od časa naloge. Naloga se začne pri času 100 s, do takrat pa traja obdobje umirjanja, da pridobimo vrednosti za normalizacijo fizioloških parametrov. Za slednje prikazujemo na grafu spremembo povprečnih vredosti srčnega utripa ($\Delta \overline{HR}$), temperature ($\Delta \overline{T}$), tonične komponente prevodnosti ($\Delta \overline{SCL}$) in pogostosti odzivov prevodnosti kože ($\Delta \overline{SCR}$). Vsi parametri so izračunani znotraj premikajočega okna in normirani na vrednosti parametrov iz intervala umirjanja na začetku. Opazimo lahko naraščajoše trende vseh parametrov v primeru monotonega naraščanja težavnosti.



Slika 3.37: Različni fiziološki parametri (levo) in biomehanski parametri (desno) pri naraščajoči in adaptivni težavnosti Stroop naloge.

3.6.4 Diskusija

V nalogi z linearno naraščajočo težavnostjo rezultati kažejo naraščajoč trend obeh skupin parametrov (slika 3.37 levo in desno). Graf prikazuje začetek meritev po 30 sekundah, t.j. po prvem izračunanem oknu algoritma. Opazimo dvig v parametrih pri času 100 sekund, kar nakazuje začetek naloge. Pred tem so merjenci zgolj premikali ročaj iz leve proti desni v transparentnem načinu, brez premikajočih besed, kar je razvidno iz parametra \bar{f}_p , kjer lahko opazimo raztros vrednosti tudi pred opravljanjem dejanske naloge. Podobno lahko opazimo tudi za nekatere fiziološke parametre. Nastop naloge se je pri meritvah z naraščajočo težavnostjo skokovito pokazal predvsem v parametrih mehanskega dela W_{tot} in povprečne frekvence pozicije \bar{f}_p (slika 3.37 desno). Vse prikazane vrednosti začnejo linearno naraščati s časom naloge približno 30 sekund po njenem začetku. Opazimo tudi stopničaste vrhove, ki nakazujejo učinek prehodnega pojava novo nastavljene težavnosti. Parameter uspešnosti naloge se začne zniževati linearno, proti koncu pa opazimo, da se ustali v območju med 90 in 95 %, kar lahko pomeni, da so merjenci pričakovali povečanje težavnosti in so bili bolje pripravljeni kot v začetku naloge. Skladno z uspešnosjo in biomehanskimi parametri lahko opazimo tudi spremembe v trendu fizioloških parametrov. Navkljub večjemu raztrosu parametrov je naraščajoč trend opazen za srčni utrip $\Delta \overline{HR}$, $\Delta \overline{SCL}$ in $\Delta \overline{SCR}$. Temperatura kože ima negativen odziv na vzburjenje, kot smo zapisali že v prejšnjih poglavjih in je opazno iz grafa, kjer povprečna vrednost temperature pade do -2 °C.

Pri adaptivnem vodenju težavnosti prav tako opazimo nenadno spremembo v vrednosti biomehanskih parametrov, ki je opazno bolj občutna kot v primeru naraščujoče naloge. To lahko pripišemo delovanju modela pacienta, ki je v prejšnjih intervalih izračunal popolno uspešnost, malo fizične aktivnosti in nizek odziv fizioloških veličin, zato je v naslednjem koraku nastavil visoko težavnost, katere pojav opazimo na grafu pri 130 sekundah. V tem obdobju naloge se pojavi tudi padec uspešnosti, zato že v naslednjem koraku model prilagodi težavnost za dvig uspešnosti. Vidimo, da krivulje parametrov konvergirajo k navidezni asimptoti, ki jo določajo predefinirane omejitve parametrov (enačbi 3.12 in 3.13) znotraj modela pacienta in izbira vrednosti kliničnega indeksa *COI*.

3.6.5 Prispevki sodelavcev

Meritve eksperimenta za validacijo adaptivne vadbe in del implementacije modela pacienta so izvedli sodelavci v Laboratoriju za robotiko.

3.7 Sklepne ugotovitve

V tem poglavju disertacije smo se posvetili razvoju metod nemotečega merjenja fiziološkega odziva človeka med rehabilitacijo. Slednje predstavlja večplastni izziv in sega na področje analize, modeliranja in zasnove elektronskih vezij, analize in obdelave podatkov in metod validacije merilnih sistemov.

V prvem delu poglavja smo analizirali obstoječe merilne sisteme in ugotavljali primernost sistemov za metode nemotečega merjenja. Ugotovili smo, da se s podobnim problemom ni srečal še nihče, saj je bila večina eksperimentov, ki vključujejo fiziološke meritve na področju rehabilitacije, opravljena z robustnimi, dragimi in nepraktičnimi sistemi.

V drugem delu smo opisali analizo in zasnovo nemotečega merilnega sistema, ki smo ga vgradili v ročaj, ta pa je bil vpet na vrh robota. Nadaljevali smo z opisom metodologije za analizo uporabljenih fizioloških signalov, ki kot rezultat analize vrnejo uporabne fiziološke parametre, na podlagi katerih lahko ocenimo fiziološki odziv človeka ali načrtujemo robotsko vadbo.

V zadnjem delu smo opravili več postopkov validacije, kjer smo merilno metodo eksperimentalno validirali na skupini zdravih merjencev. Naloga eksperimenta je vključevala 4 naloge, ki so se razlikovale v fizični in dinamični obremenitvi, z namenom, da bi merilno metodo preizkusili v različnih pogojih. Surove signale predlaganega sistema smo primerjali s tistimi iz referenčnega, hkrati pa smo obdelali signale tudi za značilne parametre, ki smo jih primerjali po analizi. Primerjava je pokazala dobro skladnost obeh sistemov (vrednosti PCC so bile v večini primerov na 0,8). Eksperimentalno validacijo smo oplemenitili tudi z analizo prispevkov artefaktov gibanja, ki so kvantificirali vpliv naloge na kvaliteto signala. Uporabljene metrike kvalitete signala bi se lahko uporabljale v realnem času za določitev prisotnosti artefaktov gibanja in izboljšave algoritmov merjenja.

Za konec smo eksperimentalno validirali tudi metodo adaptivnega vodenja težavnosti rehabilitacijske naloge z uporabo predlaganega sistema. V eksperimentu smo linearno povečevali težavnost naloge in v realnem času v algoritmu izračunavali biomehanske in fiziološke parametre. Večina parametrov je pokazala naraščajoč trend vrednosti signalov. Meritev smo ponovili z uporabo predlaganega modela, ki je prilagajal težavnost glede na združene biomehanske in fiziološke parametre. Rezultati kažejo na asimptotični trend vrednosti v primeru adaptivnega vodenja težavnosti.

Vsebina tega poglavja je bila objavljena v reviji IEEE Transactions On Human-Machine Systems (ISSN: 2168-2291), s faktorjem vpliva 2,493 (2016) in v prvi četrtini po SE uvrstitvi:

<u>JAKOPIN, Blaž,</u> MIHELJ, Matjaž, MUNIH, Marko. An Unobtrusive Measurement Method for Assessing Physiological Response in Physical Human–Robot Interaction. IEEE Transactions on Human-Machine Systems, 2017, 47.4: 474-485.

4 Analiza in metode vodenja linearnega pogona s spremenljivo togostjo

VZPOREDNO spreminjanje togosti in pozicije segmenta pogonov VSA, zahteva uporabo dveh motorjev, ki pa sta lahko razporejena na različne načine. Litaratura uvršča različne izvedbe VSA pogonov v tri večje skupine [14]:

- 1. Prednapete vzmeti: Togost nastavljamo s spreminjanjem prednapetja vzmeti.
- 2. Spreminjanje prestavnega razmerja med bremenom in elastičnim elementom: Togost nastavljamo s spreminjanjem prestavnega razmerja med končnim segmentom in elastičnim elementom.
- 3. Fizične lastnosti elastičnega elementa: Spreminjamo fizično strukturo vzmeti.



Slika 4.1: Pogosto uporabljene konfiguracije VSA sklopov: antagonistične vzmeti in motorji (a), antagonistične vzmeti z neodvisnimi motorji (b) in spreminjanje prestavnega razmerja med bremenom in vzmetmi (c).

Pri prvi skupini spreminjamo togost s spreminjanjem prednapetja vzmeti. Sila vzmeti je proporcionalna odklonu vzmeti, zato se za ohranitev ravnovesja uporabi še ena vzmet v negativni smeri. Ta skupina VSA se naprej deli glede na konfiguracijo vzmeti v VSA na: antagonistične vzmeti z antagonističnimi motorji [57–60], antagonistične vzmeti z neodvisnimi motorji [61] in uporaba enega elastičnega elementa in spreminjanje prednapetja [62]. V prvem primeru potrebujemo antagonistično postavitev motorjev in vzmeti, kjer sta potrebni vsaj dve nelinearni vzmeti. Za spreminjanje togosti se morata motorja vrteti v nasprotnih smereh, za spreminjanje ravnovesne točke pa v enakih. Drugi primer je podoben prvemu, le da motorji delno ločijo vodenje ravnovesne točke in togosti. V tretjem primeru ni antagonistične konfiguracije ampak uporabimo zgolj eno linearno vzmet, kateri prednapetje spreminja en motor (običajno manjši), ravnovesno točko pa drug.

Togost druge skupine se spreminja kot funkcija spreminjanja prestavnega razmerja med končnim segmentom in elastičnim elementom. Ta koncept ne obremeni vzmeti za nastavljanje prednapetja, zato v ravnovesju sistem ne troši energije, saj je sila, ki jo proizvedejo vzmeti, pravokotna na premik za nastavljanje razmerja. Ta izvedba VSA torej omogoča nižjo porabo in se glede na spreminjanje razmerja dalje deli na podskupine: *dolžina ročice vzvoda* [63, 64],*nelinearni mehanski sklop* [65, 66] in *stalno spreminjajoče razmerje*.

Zadnja skupina VSA uporablja spreminjajoče fizične lastnosti vzmeti za nastavljanje togosti s pomočjo zakona o elastičnosti [14], kjer lahko, glede na enačbo elastičnosti, za spreminjanje togosti spreminjamo površino preseka [67] ali dolžino elastičnega elementa [68,69].

V disertaciji se bomo osredotočili na pogon z inherentno podajnostjo s spremenljivimi lastnostmi togosti. Za nastavljanje togosti uporablja metodo prednapetih vzmeti, z uporabo dveh antagonističnih vzmeti z dvema antagonističnima motorjema, ki spreminjata prednapetje vzmeti ali pozicijo končnega segmenta. Za nastavljanje togosti delujeta motorja v nasprotnih smereh, za spreminjanje pozicije vrha in ravnovesne točke pa se motorja vrtita v skupno smer (slika 4.1(a)).

4.1 Zasnova pogonskega sklopa

Z namenom povečanja dostopnosti tehnologij napredne rehabilitacije in vadbe na domu je potrebno zagotoviti varne, robustne, predvsem pa cenovno dostopne vadbene naprave. Skladno s slednjim je bil zasnovan tudi robotski mehanizem LINarm, ki je namenjen interakciji s človekom za razgibavanje zgornjih okončin. Razvoj mehanizma je potekal na Inštitutu za industrijsko tehnologijo in avtomatizacijo (ITIA) pod okriljem Nacionalnega raziskovalnega koncila (CNR) [70], v okviru EU projekta LINarm++, znotraj katerega sta bila razvita tudi prvi in drugi prototip mehanizma. Z namenom zmanjšanja kompleksnosti gibanja in nizke cene sistema je mehanizem zasnovan z eno prostostno stopnjo, kar pa vseeno omogoča vadbo nekaterih osnovnih vzorcev gibanja, kot je interakcija z objekti pred in ob osebi, doseganje objektov in drugih aktivnosti vsakodnevnega življenja (ang. Activities od Daily Living). Naprava temelji na dveh antagonističnih motorjih, ki se nahajata v bazi robota in se preko prenosnih vrvi vpenjata na sistem vzmeti. Sila je izračunana na podlagi odklona iz ravnovesne lega, ki ga zaznamo preko senzorja pomika, in karakteristike dveh nelinearnih vzmeti [71,72].

V nadaljevanju bomo opisali metode, ki smo jih uporabili za zasnovo lastnega, izboljšanega prototipa haptičnega mehanizma, ki smo ga poimenovali LINarm 2.5. Predmet tega dela disertacije je izboljšana zasnova, analiza in eksperimentalna evalvacija haptičnega mehanizma.

4.1.1 Spreminjanje togosti antagonističnih mehanizmov

Antagonistični mehanizmi so v konfiguraciji podobni delovanju človekovih mišic (npr. biceps in triceps). Krčenje bicepsa in sproščanje tricepsa povzroči fleksijo roke, obratno delovanje pa povzroči njeno ekstenzijo. V primeru, da oseba napne obe mišici, roka postane toga, saj smo ji z napenjanjem obeh mišic zvišali togost. Ljudje ob vsakodnevnih opravilih nevede in neprekinjeno spreminjamo togost udov, saj nam to omogača prilagajanje različnim potrebam: hitri in manj natančni gibi uporabljajo nižjo togost segmentov (npr. zabijanje žeblja), počasni in zelo točni gibi pa zahtevajo višjo togost in tudi višjo pozicijsko točnost (npr. pisanje). Eden od razlogov, da udi potrebujejo antagonistično konfiguracijo mišic je ta, da lahko mišice zgolj vlečejo, ne morejo jih pa potiskati.

Podobno kot pri človeku, je tudi postavitev motorjev in vzmeti antagonistična.

Uporabljamo enosmerne vzmeti, ki se lahko napenjajo in proizvajajo silo samo v eni smeri: ali potiskajo, ali vlečejo. Da dosežemo nastavljive lastnosti mehanske togosti segmenta, je potrebno uporabiti nelinearne vzmeti:

$$F(x) = kx^2, \tag{4.1}$$

kjer k določa koeficient vzmeti, x pa raztezek vzmeti.

Za primer vzemimo preprost model mehanizma (Slika 4.2). Oba motorja sta preko vzmeti antagonistično pripeta na segment. Pomembno se je zavedati, da bomo tukaj obravnavali motorja 1 in 2 kot vira pozicije (x_1 in x_2) ter ne kot vira sile ali navora. Pričakujemo torej, da motorja vzdržujeta nastavljene pozicije ne glede na zunanje sile. Zavedamo se tudi, da so nelinearne vzmeti enosmerne in da delujejo v raztezni smeri. Tako lahko zapišemo vsoto sil na vrhu končnega segmenta z ravnotežno enačbo:

$$f_s(x_s, x_1, x_2) = f_1(x_s, x_2) - f_2(x_s, x_2) = k_1(x_s - x_1)^2 - k_2(x_2 - x_s)^2.$$
(4.2)

Togost segmenta je definirana kot infinitezimalna sprememba sile na segmentu ob infinitezimalni spremembi premika, kar lahko v ravnovesni legi in ob enakih vrednostih koeficientov vzmeti $k = k_1 = k_2$ zapišemo kot:

$$\kappa = \frac{\partial f_s}{\partial x_s} = 2k(x_2 - x_1). \tag{4.3}$$

Z enačbe (4.3) vidimo, da v primeru konstantnih ali linearnih karakteristik vzmeti ne moremo nastavljati togosti κ segmenta, v primeru kvadratične karakteristike pa jo lahko nastavljamo z razliko pozicij med obema motorjema, kar lahko prevedemo na parameter δ s slike 4.2.

V splošnem si želimo neodvisnega nastavljanja pozicije in togosti, zato zapišimo še generalizirano obliko enačbe s karakteristično funkcijo:

$$\tau = \Phi(q, \Theta), \tag{4.4}$$

ki modelira nastanek navora τ segmenta, kot funkcijo pozicije segmenta q in vseh m nastavljenih ukazov na motorjih Θ , ki so zbrani v vektorju referenčnih pozicij motorjev $\Theta \in \mathbb{R}^m$. Za tak model je odprtozančna togost segmenta definirana kot infinitezimalna sprememba sile, pri infinitezimalni spremembi pomika segmenta, medtem ko so referenčne pozicije konstantne:



Slika 4.2: Poenostavljen model sistema dveh vzporednih vzmeti. x_1 in x_2 predstavljata vira pozicije (motorja), x_e pa pozicijo ravnovesja segmenta. Sili f_1 in f_2 delujeta na segment zaradi elastičnih elementov k_1 in k_2 ter napenjanja motorjev. Za izmik premičnega dela iz točke ravnovesja je potrebna zunanja sila F, ki povzroči izmik segmenta $x_s = \zeta$. S parametrom δ označimo prednapetje vzmeti.

$$\kappa = \frac{\partial \Phi(q,\Theta)}{\partial q}.$$
(4.5)

Označimo sedaj

$$\begin{bmatrix} \tau \\ \kappa \end{bmatrix} = \Psi_q(\Theta), \tag{4.6}$$

ki označuje preslikavo $\mathbb{R}^m \to \mathbb{R}^2$ iz vektorja referenčnih pozicij motorjev v silo in togost segmenta. V splošnem lahko v okolici ravnovesne lege ločeno nastavljamo silo in togost, če je $\Psi_q(\Theta)$ injektivna in velja pogoj ranga:

$$\operatorname{rank} \frac{\partial \Psi_q(\Theta)}{\partial \Theta} = 2. \tag{4.7}$$

V kolikor sta dva motorja pripeta v segmet (m = 2) in je matrika obrnljiva, lahko poiščemo inverzno preslikavo karakteristične funkcije $\hat{\Psi}$: (τ,κ) $\rightarrow \Theta$, da dobimo:

$$\Theta = \hat{\Psi}_q(\tau, \kappa). \tag{4.8}$$

Referenčne ukaze motorjev v vektorju Θ pa lahko razdelimo na tiste, ki generirajo navor segmenta Θ_{τ} (i.e. tisti, ki spreminjajo τ pri nespremenjenem κ) in na tiste, ki generirajo različne prednapetje vzmeti Θ_{κ} , za spreminjanje togosti segmenta pri nespremenjenem ravnovesju segmenta:

$$\Theta_{\tau} = \hat{\Psi}_q(\tau, \kappa = \text{konst.}) \text{ in}$$

$$\Theta_{\kappa} = \hat{\Psi}_q(\tau = \text{konst.}, \kappa).$$
(4.9)

Preverimo sedaj generalizirane enačbe na našem primeru in zapišimo matriko, ki povezuje silo f_s in togost κ z vektorjem referenčnih pozicij motorja **x** iz enačb (4.2) in (4.3):

$$\begin{bmatrix} f_s \\ \kappa \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k(x_1 - 2x_s) & k(2x_s - x_2) \\ -2k & 2k \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}.$$
 (4.10)

Če označimo vektor sile f_s in togosti κ kot **T** in vektor referenčnih pozicij motorja z **x**, lahko zapišemo poenostavljeno:

$$\mathbf{T} = \boldsymbol{\Psi}_{\mathbf{x}_{\mathbf{s}}}(\mathbf{x})\mathbf{x}.$$
 (4.11)

Za neodvisno nastavljanje sile in togosti moramo zagotoviti obrnljivost matrike, zato preverimo determinanto matrike $\Psi_{\mathbf{x}_s}(\mathbf{x})$, ki mora biti različna od nič:

$$\det \Psi_{\mathbf{x}_{\mathbf{s}}}(\mathbf{x}) = 2k^2(x_1 - x_2) \neq 0 \tag{4.12}$$

Sedaj lahko poiščemo inverzno preslikavo in eksplicitno določimo vrednosti x_1 in x_2 glede na želene vrednosti togosti κ in sile F:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_s - \frac{f_s}{\kappa} - \frac{\kappa}{4k} \\ x_s - \frac{f_s}{\kappa} + \frac{\kappa}{4k} \end{bmatrix}.$$
 (4.13)

V ravnovesni legi $(x_s = 0)$ in brez prisotnosti sile $(f_s = 0)$ lahko nastavljamo togost κ antagonistično $(x_1 = -x_2 = -\frac{\kappa}{4k})$. Podobno lahko nastavljamo silo segmenta, če vrtimo oba motorja v isto smer.

4.1.2 Analiza pogonskega sklopa LinWWC-VSA

Za prilagajanje togosti v antagonistični konfiguraciji je potrebno uporabiti nelinearne vzmeti [73, 74] s kvadratično relacijo med premikom in silo. Uporabili smo oblike odmičnih gredi, ki jih predlaga literatura. Gredi se preko torzijske vzmeti vpenjata v segment, na drugi strani pa se nanju nelinearno navija vrv.

Sistem odmičnih gredi, ki je povzet po sistemu LinWWC-VSA [23], je zasnovan s polinomsko funkcijo višjega reda v polarnih koordinatah. Avtorji so za sintezo uporabili Levenberg-Maraquardtov algoritem (LMA), ki uporablja nelinearno metodo najmanjših kvadratov, da funkcijo priredi tarčnim podatkom. Za tarčne podatke so avtorji izbrali linearni premik (nateg vrvi) Δx in vrednost togosti k, ki sta odvisna od enote zasuka φ v polarnih koordinatah. Profil odmične gredi lahko zapišemo kot polinom v polarnih koordinatah:

$$r(\varphi) = \sum_{i=0}^{n} a_i \varphi^i, \qquad (4.14)$$

kjer so a_i realna števila konstant in n predstavlja stopnjo polinoma. Rutina LMA bo torej poiskala tiste vrednosti a_i , ki zagotovijo linearno karakteristiko med linearnim



Slika 4.3: Optimiziran profil odmične gredi $r(\varphi)$ zapisan v polarnem koordinatnem sistemu (a), profil gredi s pokrovom izdelan iz aluminija (b). Profil se preko torzijske vzmeti vpenja v ohišje segmenta.

premikom Δx in togostjo k, kar pomeni kvadratično karakteristiko med premikom Δx in silo F.

Optimiziran polinom, ki smo ga uporabili za konstrukcijo odmične gredi (slika 4.3) lahko zapišemo kot:

$$r(\varphi) = 1,281 \cdot 10^{-5} \cdot \varphi^5 - 1,249 \cdot 10^{-4} \cdot \varphi^4 + 4,120 \cdot 10^{-4} \cdot \varphi^3$$

-2,257 \cdot 10^{-4} \cdot \varphi^2 + 4,920 \cdot 10^{-15} \cdot \varphi + 9,989 \cdot 10^{-3} m. (4.15)

Na podlagi funkcije profila odmične gredi, lahko izračunamo kinematične in dinamične spremenljivke v odvisnosti od linearnega premika. Za izhodišče vpetja gredi določimo O_c (slika 4.4 zgoraj), ki naj hkrati označuje os rotacije gredi. Prosta rotacija gredi je omejena z uporabo torzijske vzmeti s koeficientom torzijske togosti $k_t = 0,1008 \text{ N m/rad}$. Vrv w je navita okoli profila gredi in vpeta v točki A. Točka T označuje mesto, kjer se napenjalna vrv loči od profila in se translatorno odvija v smeri x_0 . Translacijska sila f povzroči premik vzdolž x_0 , ki posledično zavrti odmično gred za zasuk q okoli O_c , medtem ko točka T potuje proti A vzdolž profila. Translacijski premik točke L označimo kot Δx_L in izračunamo zasuk q, navor τ , linearno togost kin linearno silo f, ter jih prikažemo kot funkcije translacijskega premika Δx_L (slika 4.4 spodaj) [23].

Opisani mehanski sklop predstavlja LinWWC-SEA, ki ga lahko podvojimo in upora-

bimo antagonistično, da izdelamo LinWWC-VSA. Obravnavana konfiguracija odmične gredi pa ima eno pomanjkljivost: s prisotnostjo translacijske sile f se točka L ne premika samo vzdolž x_0 ampak tudi po y_0 , s premikom b. Da bi omejili gibanje točke L vzdolž osi x_0 , literatura predlaga uporabo koleščka s konstantnim polmerom in prosto rotacijo, ki ga sklopimo z obstoječim sistemom (slika 4.4 zgoraj). Takšna sklopitev omogoča konstantno razdaljo točke razcepa gredi in vrvi, ki jo označimo z b_k .

Vpliv uporabe koleščka za omejevanje premika L lahko razberemo tudi iz analitičnih izračunov (slika 4.4). Opazujemo lahko krivulje za oba primera (z in brez uporabe koleščka). Točka B se s povečevanjem Δx_L premika od konca profila proti točki A, kar povzroči rotacijo q. V primeru uporabe koleščka lahko opazimo zmanjšanje uporabnega območja premika vrvi v točki L, kar se posledično prevede v virtualno vzmet s krajšim območjem raztezka. Torzijska togost k_t sklopa je konstantna in neodvisna od x_L . Translacijska togost virtualne vzmeti k pa se spreminja z x_L , nanj pa vpliva tudi uporaba koleščka. Opazimo tudi manjšo vrednost sile f pri uporabi kolešča, saj je pomik L zmanjšan.

Označimo sedaj še parametre generičnega mehanskega modela VSA s slike 4.2. Ravnotežje sil na vrhu lahko zapišemo kot:

$$f_2 - f_1 = -f_s \to f_s = f_1 - f_2.$$
 (4.16)

Zapišimo tudi skupno togost segmenta z uporabo vzporednih vzmeti:

$$k = k_1 + k_2. (4.17)$$

Pozicijo ravnovesja x_e lahko iz sistema enačb (4.13) zapišemo pod pogojem, da ni prisotne zunanje sile ($f_s = 0$) in da zanemarimo vpliv vztrajnosti in trenja, kot:

$$x_e = \frac{x_1 + x_2}{2}.\tag{4.18}$$

Za lažje razumevanje določimo tudi parametra prednapetja vzmeti δ in izmika iz ravnovesja ζ kot (slika 4.2):

$$\delta = \frac{x_2 - x_1}{2}, \ \zeta = x_s - x_e, \tag{4.19}$$

na podlagi katerih lahko ponovno zapišemo enačbi 4.16 in 4.17:



Slika 4.4: Analitično izračunane krivulje zasuka ene odmične gredi: zasuk (q), navor (τ) , linearna togost (k) in linearna sila (f) prikazane kot funkcije linearnega premika (Δx_L) . Konstanta torzijske vzmeti, ki smo jo uporabili za konstrukcijo odmične gredi je $k_t = 0,1008 \text{ Nm/rad}.$

$$f_s = f_1(\delta - \zeta) - f_2(\delta + \zeta), \quad \kappa = k_1(\delta - \zeta) + k_2(\delta + \zeta). \tag{4.20}$$

Izračunana skupna togost segmenta κ in sile F za LinWWC-VSA sta prikazani na sliki 4.5 desno. Parametrizacija sile in togosti (4.5 levo) nakazuje omejeno delovno območje take izvedbe VSA, kjer za različne vrednosti δ ne moremo doseči vseh vrednosti ζ . Največja vrednost odklona ζ je možna v sredini delovnega območja $\delta_{max}/2$, kjer velja ($\delta = \zeta$), kar predstavlja tudi točko največje možne sile F. Največja togost κ je dosežena pri največji vrednosti ($\delta = \delta_{max}$) in pri ničelnem izmiku iz ravnovesja ($\zeta = 0$). Največja vrednost togosti segmenta κ torej ne more biti dosežena pri aktivni uporabi mehanizma, kar nakazuje na glavno slabost takšne konfiguracije VSA: uporabno območje togosti κ je odvisno od δ . Izmik iz ravnovesja ζ je omejen z maksimalnim delovnim območjem rotacije posamezne odmične gredi in posledično translacijskega premika Δx_{Lmax} . Maksimalne in minimalne vrednosti togosti κ v takšni



Slika 4.5: Parametrizacija po δ : sila (i.) in togost (iii.) segmenta kot funkciji izmika ζ . Vrednost prednapetja δ se je spreminjala med $0 < \delta < 0.07$. Tridimenzionalni prikaz sile (ii.) in togosti (iv.) segmenta prikazuje delovno območje VSA.

konfiguraciji ni možno doseči.

4.1.3 Haptični mehanizem in strojna oprema

Uporabljen haptični mehanizem je sestavljen iz treh podsklopov:

- 1. *PODSKLOP 1:* Vsebuje oba motorja z reduktorji in kodirniki pozicije, navijalna bobna in gredi ter tretji kodirnik pozicije za merjenje odklona premičnega segmenta. Kodirnik pozicije se preko jermena vpenja v premični segment.
- 2. *PODSKLOP 2:* Vsebuje sistem vzmeti in odmičnih gredi, na kateri sta vpeti napenjalni vrvi in izravnalni koleščki.
- 3. *PODSKLOP 3:* Vsebuje kolešček za prenos napenjalne vrvi, jermenico za prenos jermena kodirnika pozicije in končno stikalo.

Celoten pogonski del mehanizma je vgrajen v prvi podsklop. Motorja, ki sta pritrjena na aluminijasto ohišje podsklopa, sta visoko dinamična Maxon motorja serije RE40, vsak z močjo 150 W [75]. Na gred motorja sta preko prenosne gredi nameščena navijalca napenjalnih vrvi, vse skupaj pa je vpeto v aluminijasto ohišje. Vsak sklop motorjev uporablja reduktor in pa inkrementalni kvadraturni kodirnik zasuka MR z ločljivostjo 1024 utripov/obrat, ki je vgrajen na os motorja.

Za merjenje odklona iz ravnovesne lege ζ potrebujemo dodatni kodirnik pozicije, za katerega smo izbrali inkrementalni kvadraturni kodirnik HEDS 5540 A11 podjetja Avago, ki omogoča ločljivost 1024 utripov/obrat. Slednji je prav tako nameščen v bazi robota in meri zasuk jermena, ki je togo vpet v premični segment mehanizma.

Drugi podsklop vsebuje sistem dveh odmičnih gredi. Gredi sta bili izdelani iz aluminija s CNC tehnologijo, nanju pa sta bili nameščeni torzijske vzmeti (slika 4.6). Gredi sta na eni strani vpeti v ohišje premičnega dela preko torzijskih vzmeti, na drugi pa se preko vrvi in prenosov pripenjata na navijalni boben v prvem podsklopu mehanizma. Uporabljena napenjalna vrv je izdelana iz Dyneema vlaken, ni raztezajoča, ima nosilnost 100 kg in premer 1 mm [76].

Čeprav neposredna informacija o zasuku posamezne gredi glede na uporabljen model mehanizma ni potrebna, smo se odločili da v sistem gredi vgradimo dodatne kodirnike zasuka. Za ta namen smo uporabili magnetni kodirnik zasuka AksIMTM podjetja RLS [77], ki vsebuje komplet bralne glave MBA7 in magnetno kodiranega obroča MRA7, ki ga pritrdimo na zunanji del gredi (slika 4.6). Aks IM^{TM} modul omogoča absolutno vrednost in 16-bitno ločljivost zasuka, ki jo zajamemo preko SPI (angl. *Serial Peripheral Interface*) vodila.

Premični segment potuje po treh vzporednih vodilih iz nerjavečega jekla in drsnih plastičnih ležajih DryLin podjetja Igus. Ohišje premičnega segmenta je sestavljeno iz dveh plastičnih delov izdelanih s tehnologijo 3D tiska.

Za omejevanje pozicije in postopek avtomatske kalibracije vsebuje mehanizem končna stikala, ki se nahajajo na robovih prvega in tretjega podsklopa in se sklenejo v primeru skrajnih leg premičnega segmenta.



Slika 4.6: Skica posodobljenega haptičnega mehanizma LINarm 2.5.

Za motorja smo izbrali dva motorja družine RE, moči 150 W s premerom 40 mm. Motorja omogočata nazivne hitrosti do 7000 vrt./min in nazivne navore do 187 mNm [75]. Ker bomo rotacijo preko sklopa navojnih bobnov in kablov prevedli v translacijo, se pri uporabi navijalnega bobna z 20 mm polmer nazivna rotacijska hitrost prevede v nazivno translacijsko hitrost $v_n = 14,65$ m/s. Nazivni navor se prevede v translacijsko silo $F_t = 9,35$ N.

Običajno robotske aplikacije na področju rehabilitacije ne zahtevajo visoke pasovne širine industrijskih robotov, saj je človekov motorični sistem omejen na približno 2– 8 Hz [78–80]. Po drugi strani pa si želimo čimvečjo nosilnost takega mehanizma, da bo lahko opravljal npr. funkcijo premika roke pacienta ali proizvajal dovolj veliko silo virtualnega okolja med treningom. S tem namenom uporabimo prenos (reduktor), ki zniža translacijsko hitrost na $v_n = 3,41$ m/s in poveča translacijsko silo, ki jo motor lahko proizvede na $F_t = 40,21$ N.

Za krmiljenje omenjenih enosmernih motorjev smo se odločili za izbiro Maxon krmilnika ESCON module 50/5 [81], ki predstavlja družino majhnih in zmogljivih servo PWM krmilnikov za enosmerne motorje z nazivnimi močmi do 250 W. Deluje lahko v zaprtozančni konfiguraciji z avtomatsko parametrizacijo ali odprtozančni konfiguraciji kot krmilnik hitrosti ali toka (navora). Napravo lahko preprosto konfiguriramo preko USB povezave in grafičnega vmesnika na računalniku. Poljubno lahko nastavimo digitalne in analogne vhode / izhode in območje analogne krmilne napetosti. Krmilnik omogoča tudi merjenje toka navitja.

Za implementacijo regulacije robotskega sistema smo izbrali platformo Matlab Simulink z uporabo okolja za načrtovanje sistemov v realnem času Simulink Real-Time, ki smo ga namestili na tarčnem računalniku. Za zajem digitalnih signalov smo uporabili PCI kartici podprti v programskem okolju Simulink Real-Time. Za branje digitalnih in analognih vhodov in izhodov smo uporabili kartico PCI-DAS1002, podjetja Measurement Computing, ki omogoča visoke vzorčne frekvence. Omogoča tudi 16 analognih vhodnih in dva analogna izhodna kanala signalnega generatorja, vse z 12-bitno ločljivostjo. Vsebuje tudi 24 programirljivih digitalnih vhodov in izhodov. Signalni generator uporabimo za nastavljanje navora motorjev, analogne vhode za merjenje toka navitja, digitalne vhode in izhode pa za branje stikal, gumbov in prižiganje LED diod na krmilni ploščici. Za odčitavanje zasuka motorjev in zasuka kodirnika za merjenje pozicije premičnega segmenta smo uporabili PCI-QUAD04 podjetja Measurement Computing, ki omogoča vzporedno branje štirih inkrementalnih kodirnikov zasuka s kvadraturnim dekodiranjem signalov.

4.2 Model haptičnega mehanizma

Povezavo med obrati motorjev Θ in premiki segmenta x_s lahko zapišemo s pomočjo dveh sklopitev: sklopitev segmenta in sklopitev motorjev. Premike vrvi, ki delujejo na segment, označimo kot \mathbf{x}_q . Slednji so nelinearno odvisni od zasuka odmičnih gredi v segmentu \mathbf{q} , kinematiko zato določimo s pomočjo krivulj prikazanih na sliki 4.4. Na strani motorja pa lahko povezavo med zasukom motorja Θ in translacijskim premikom vrvi \mathbf{x}_{Θ} zapišemo s pomočjo matrike \mathbf{E} , ki po diagonali vsebuje vrednosti polmera navijalnih bobnov ($\mathbf{E} = r_m \mathbf{I}$):

$$\mathbf{x}_{\Theta} = \mathbf{E}\Theta = \begin{bmatrix} x_{\Theta,1} \\ x_{\Theta,2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_m & 0 \\ 0 & -r_m \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Theta_1 \\ \Theta_2 \end{bmatrix}.$$
(4.21)

Zapišimo sedaj še generaliziran inverzni dinamični model robota:

$$\mathbf{B}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q},\dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{F}_{v}\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau}_{q} + \boldsymbol{\tau}_{int}, \qquad (4.22)$$

kjer je $\mathbf{B}(\mathbf{q})$ vztrajnostna matrika manipulatorja, $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ matrika Coriolisovih prispevkov, \mathbf{F}_v matrika viskoznega dušenja sklepov, $\mathbf{g}(\mathbf{q})$ pa vektor prispevkov gravitacijskih navorov. Vektor $\boldsymbol{\tau}$ predstavlja vektor navorov v sklepih, $\boldsymbol{\tau}_{int}$ pa vektor navorov interakcije z okolico.

Za naš primer lahko zapišemo poenostavljen model za mehanizem z eno prostostno stopnjo. Zaradi konfiguracije mehanizma lahko zanemarimo vplive Coriolisovih prispevkov. V primeru delovanja mehanizma v smeri, ki je pravokotna na gravitacijo, zanemarimo tudi vplive gravitacijskih prispevkov, za sklepno spremenljivko pa lahko določimo translacijski premik segmenta x_s in model zapišemo ponovno:

$$m\ddot{x}_s + b_s \dot{x}_s = f_s + f_{int},\tag{4.23}$$

kjer člen $m\ddot{x}_s$ predstavlja prispevke vztrajnosti segmenta, b_s predstavlja viskozno dušenje segmenta in f_s predstavlja sklopljeno silo obeh odmičnih gredi, ki deluje na segment. Sili \mathbf{f}_q , ki sta nelinearno povezani s premikom x_s , je torej potrebno sklopiti v skalar s pomočjo transformacije $\mathbf{l} = [1 - 1]$, ki ju pretvori v silo na segmentu f_s . Zapišimo ponovno:

$$m\ddot{x}_s + b_s = \mathbf{lf}_q + f_{int}.$$
(4.24)

Sili \mathbf{f}_q sta določeni iz nelinearnih krivulj posamezne gredi $f_{q,1} = f(\delta - \zeta)$ in $f_{q,2} = f(\delta + \zeta)$, ki jih pridobimo z že omenjenimi metodami (slike 4.4) ali s postopki kalibracije, ki jih bomo opisali v prihajajočih poglavjih.

Za stran motorjev pa lahko zapišemo:

$$\mathbf{J}\ddot{\mathbf{\Theta}} + \mathbf{B}_{\Theta}\dot{\mathbf{\Theta}} = \boldsymbol{\tau}_{\Theta} - \mathbf{E}\mathbf{f}_{q},\tag{4.25}$$

kjer člen $\mathbf{J}\mathbf{\Theta}$ predstavlja prispevke vztrajnosti motorja, \mathbf{B}_{Θ} predstavlja prispevke navorov viskoznega dušenja motorja, $\mathbf{E}\mathbf{f}_q$ prispevke navorov segmenta, $\boldsymbol{\tau}_{\Theta}$ pa navore motorjev.



Slika 4.7: Kinematični sklop motorjev s segmentom.

Sile in navore v sklopu VSA zagotovijo motorji preko ustreznih prenosov. Vektor Θ_m predstavlja zasuk motorjev, ki ga lahko ob predpostavki, da uporabljamo reduktorje brez zračnosti, zapišemo kot:

$$\Theta_m = \mathbf{K}_r \Theta, \tag{4.26}$$

kjer je K_r diagonalna matrika $n \times n$ (n je število motorjev) z vrednostmi prestavnih razmerij reduktorjev posameznega motorja. Pogonske navore robota posledično določimo kot

$$\boldsymbol{\tau}_{\Theta,m} = \mathbf{K}_r^{-1} \boldsymbol{\tau}_{\Theta}, \tag{4.27}$$

pri čemer $\boldsymbol{\tau}_{\Theta}$ predstavlja navore, ki se prenašajo na vrvi.

$$\mathbf{K}_{r}^{-1}\mathbf{J}\mathbf{K}_{r}^{-1}\ddot{\mathbf{\Theta}}_{m} + \mathbf{K}_{r}^{-1}\mathbf{B}\mathbf{K}_{r}^{-1}\dot{\mathbf{\Theta}}_{m} + \mathbf{K}_{r}^{-1}\mathbf{E}\mathbf{f}_{q} = \boldsymbol{\tau}_{\Theta,m}.$$
(4.28)

4.3 Metodologija analize haptičnih mehanizmov

Tehnična evalvacija haptičnih naprav je pomembna za primerljivost in objektivni opis delovanja naprav. V literaturi najdemo vrsto različnih evalvacijskih parametrov in metodologij, ki se med seboj razlikujejo po testnih pogojih in rezultatih, zato je lahko samo primerjava specifikacij med napravami zavajujoča.

Vsak haptični mehanizem lahko glede na lastnosti robotskega sistema ocenimo s tremi pogoji [82]: neaktiven (motorji brez napajanja), aktiven (motorji z napajanjem) in povratnozančno voden sistem. Neaktiven sistem lahko identificiramo brez uporabe motorjev, saj ga določa konstrukcija in mehanske povezave. Napajalna, krmilna in druga elektronska vezja vplivajo na pogonske lastnosti in lastnosti zaznavanja aktivnega sistema. Analiza vhoda in izhoda aktivnega sistema brez uporabe kontrolne zanke nam lahko veliko pove o kvaliteti zasnove in odzivih omenjenih povezav. Kot zadnje lahko ocenimo tudi delovanje vodenja in zanke, ki jo tvorijo človek, mehanska struktura, elementi zaznavanja in pogonski sklop.

Lastnosti neaktivnega mehanizma običajno opišemo z enačbami kinematike mehanizma in s strukturno togostjo mehanizma, ko ima ta zaklenjene sklepe.

4.3.1 Statični odziv

Za aktiven sistem uporabimo metode eksperimentalne validacije. Najprej ocenimo njegove pogonske sposobnosti in izmerimo statični odziv naprave, pri katerem na vrhu mehanizma merimo silo, ki jo haptična naprava proizvaja ob monotono naraščajočem signalu (angl. *ramp signal*) na vhodu. Rezultat meritve je vhodno-izhodna (kalibracijska) krivulja, iz katere lahko določimo več opisnih parametrov. S pomočjo statičnega odziva lahko torej ocenimo maksimalno in minimalno silo, ki jo je sistem zmožen proizvesti, histerezo in linearnost sistema, trenje, ločljivost generirane sile itd. Dinamično območje naprave opisuje razmerje med maksimalno in minimalno možno proizvedeno silo med delovanjem in se običjano izraža v decibelih [82–84].

4.3.2 Frekvenčni odziv

Frekvenčni odziv robotskega mehanizma lahko ocenimo z metodami frekvenčne analize, kjer v frekvenčnem prostoru primerjamo signale vzbujanja in odziva mehanizma ter rezultate predstavimo v obliki Bodejevega diagrama. Informacije lahko uporabljamo za načrtovanje regulacije. Pasovna širina mehanizma (angl. *bandwidth*) nam pove, na kakšnem frekvenčnem območju bo mehanizem še lahko deloval, preden se vhodno izhodna karakteristika ukrivi [83] in pade za vrednost -3 dB. Pri sistemu z večjo pasovno širino so odzivi hitrejši. Za impedančne robotske sisteme je pasovna širina določena kot funkcija vzbujanja sile ali navora, za admitančne pa kot funkcija vzbujanja pozicije ali hitrosti. V splošnem nas pri frekvenčnem odzivu zanimata dve značilnosti Bodejevega diagrama:

- 1. *KONSTANTNO OBMOČJE:* se nanaša na amplitudni odziv Bodejevega diagrama in nakazuje uporabno frekvenčno območje robotskega sistema.
- 2. $TOCKA 3 \, dB$: Pokaže ob kateri frekvenci amplitudni odziv sistema pade do točke $-3 \, dB$, amplituda izhoda se tam zmanjša za $\sqrt{2}$.

Za pridobitev frekvenčnega odziva vrha mehanizma moramo sistem vzbujati s psevdo-naključnim ali sinusnim signalom, s čemer pokrijemo vsa želena frekvenčna območja. Pogoji interakcije vrha mehanizma, v katerih merimo frekvenčni odziv, so pomembni za določanje dinamičnega odziva [85]. Pogoje interakcije lahko kategoriziramo kot (se nanaša na impedančne naprave):

- VRH SE PROSTO GIBLJE: Vrh mehanizma se lahko prosto giblje med vzbujanjem, zato meritev sile na vrhu ni možna. Običajno se za oceno prenosne funkcije na vrh namesti pospeškometer. Analiza signalov izhodne hitrosti/pozicije v primerjavi z vhodno silo nam da admitančno prenosno funkcijo. Tak odziv je uporaben za načrtovanje vodenja, vendar ne opiše delovanja sistema v celoti. Pogoju prostega gibanja pravimo tudi izotonični pogoj.
- 2. VRH JE FIKSIRAN: Drug pogoj interakcije je primer fiksiranega vrha, kjer mehanizem vzbujamo z enakim signalom kot v prvem primeru, vendar je gibanje vrha onemogočeno. Na mestu, kjer je vrh fiksiran, merimo silo interakcije, preko katere lahko izračunamo prenosno funkcijo sile. Fiksiranemu pogoju pravimo tudi izometrični pogoj.
- 3. VRH JE V INTERAKCIJI Z ROKO: Tretji pogoj je primer interakcije s človekom, kjer uporabnik med vzbujanjem pasivno drži vrh mehanizma (senzor sile). V tem primeru lahko smatramo, da bo dinamični odziv najbližje realnemu. Temu načinu merjenja pravimo tudi "človek v zanki" (angl. HIL - Human-Inthe-Loop). Podobno kot v prejšnjem primeru lahko izpeljemo prenosno funkcijo izhodne sile in vhodne hitrosti/pozicije, ki sedaj predstavlja združeno impedanco človeške roke in naprave. Težava meritev HIL je slaba ponovljivost rezultatov.

Signal vzbujanja prehaja več komponent sistema, preden se manifestira kot premik segmenta, zato je potrebno upoštevati tudi pasovno širino krmilne elektronike, ki proizvaja tokovne signale za krmiljenje motorjev [86]. V primeru haptičnih mehanizmov je pasovna širina mehanizma večinoma mnogo nižja od pasovne širine krmilnega vezja, zato se ne poglobimo v meritve odziva elektronskih krmilnikov.

Mehanska impedanca predstavlja dinamično relacijo med vhodno hitrostjo/pozicijo in izhodno silo, ki jo haptični prikazovalnik lahko proizvede. Predstavlja torej vse prispevke, ki delujejo proti prostemu gibanju vrha mehanizma: vztrajnost, dušenje, Coulombovo trenje itd. Izhodno impedanco haptičnega mehanizma lahko določimo s pomočjo ločenih frekvenčnih meritev prostega vrha in fiksiranega vrha, kjer izračunamo razmerje med amplitudnim odzivom sile pri pogoju fiksiranega vrha in amplitudni odziv hitrosti/pozicije pri pogoju prostega vrha. Metoda izračuna impedance haptičnega mehanizma je analogna metodi izračuna električne impedance [87].

Pasovna širina je sicer dober pokazatelj hitrosti odziva sistema, vendar ne zajame vseh prispevkov deformacije izhodnega signala. Morrel in Salisbury [88] sta v svojem delu predstavila parameter, ki ga imenujeta točnost sledenja sile oz. pozicije (angl. *Force/Position Fidelity*), ki je določena kot:

$$FP = (1 - \frac{var(y - \hat{y})}{var(y)}),$$
(4.29)

kjer y predstavlja referenčni signal, \hat{y} pa izmerjen signal. Vrednost 1 predstavlja popolno ujemanje signalov. Parameter lahko predstavimo grafično v odvisnosti od frekvence in ga prikazujemo vzporedno z amplitudnim spektrom ali združeno na grafu, ki mu pravimo delovni prostor sile (angl. *Force Performance Space*), ki prikazuje amplitude in frekvence, pri katerih je RMS napaka manjša od 10 % [88].

4.3.3 Odziv na stopnico

Razen oblike frekvenčnega odziva lahko dinamične lastnosti haptičnega mehanizma opišemo tudi s parametri v časovnem prostoru. Pogosto se uporabljata metoda odziva na stopnico in metoda impulznega odziva. Pri odzivu na stopnico lahko ocenimo parametre kot so dvižni čas, prenihaj in umiritveni čas. Dvižni čas T_d je definiran kot čas, v katerem sistem potrebuje, da se vrednost izhoda dvigne od 10 % do 90 % stacionarne vrednosti. Povezujemo ga s pasovno širino sistema, ki jo lahko enostavno določimo kot:

$$\omega_b = \frac{0.35}{T_d}.\tag{4.30}$$

Umiritveni čas in odstotek prenihaja predstavljata dušenje sistema in stopnjo stabilnosti. Namen eksperimenta je določiti relacijo med vhodno referenčno stopnico sile in izhodom sile na vrhu mehanizma (odprtozančna relacija med vhodom in izhodom). Slednje meritve določajo tudi točnost proizvedene sile, ki jo lahko izmerimo na vrhu mehanizma v stacionarnem stanju. Izračunamo lahko torej točnost oz. ponovljivost sile na vrhu. Vrh mehanizma v tej meritvi fiksiramo, da lahko izmerimo proizvedeno silo na senzorju sile.

4.3.4 Impulzni odziv

Podobno lahko naredimo za impulzni odziv, ki poleg informacij o dušenju in stabilnosti zagotovi tudi informacije o pospeških vrha mehanizma. Maksimalna hitrost in pospešek sta pomembna parametra haptičnih mehanizmov, saj prikazovanje virtualnih dotikov zavisi od zmožnosti pospeševanja in hitrosti vrha mehanizma. Metoda narekuje, da na vhod mehanizma nastavimo kvadratni pulz širine nekaj deset milisekund z magnitudo vrednosti maksimalne sile, na vrhu robota pa izmerimo pospeške s pospeškometrom [85].

4.3.5 Z-širina

Za konec je potrebno ugotoviti še nekatere lastnosti povratnozančno vodenega sistema, v katerega je lahko vključen tudi človek. Pomemben podatek vsake haptične naprave je impedančno območje delovanja. Za impedančne naprave velja, da proizvajajo silo na vrhu glede na vhodni signal pozicije/hitrosti. Želimo si, da je območje impedance, ki jo lahko proizvede naprava na vrhu, čim širše. Če porazdelitev uporabnega območja impedance predstavimo v odvisnosti od frekvence, pravimo temu območju tudi Zširina (angl. Z-width). Z-širina je torej dinamično območje impedance haptičnega mehanizma, ki ga ta lahko prikazuje [89]. Minimalna impedanca, ki jo mehanizem lahko prikazuje, je najmanjša sila vrha (f_s) pri dani hitrosti vrha (\dot{x}_s) mehanizma (t.j. želena sila na vrhu je enaka nič). Tej vrednosti pravimo tudi prosta impedanca, ki določa transparentnost mehanizma. Haptična transparentnost mehanizma pravi, da uporabnik naj ne bi zaznal haptičnega mehanizma med uporabo. Maksimalna impedanca mehanizma je določena z največjim možnim impedančnim ojačenjem, pri katerem je sistem še stabilen. S podobno metodo določanja izhodne impedance, lahko določimo tudi spodnjo in zgornjo mejo prikazane impedance. Tipična metoda za določanje minimalne impedance narekuje, da uporabnik naključno premika vrh mehanizma, medtem ko haptični mehanizem prikazuje minimalno impedanco oz. se obnaša transparentno. Ker je motorični odziv človeške roke frekvenčno omejen na 10 Hz, bo tudi impedančna vsebina omejena. Maksimalno impedanco mehanizma običajno merimo z uporabo virtualnih zidov. Ko vrh mehanizma približamo območju virtualnega zidu, mora sistem v ostrem prehodu iz nizke impedance prikazati visoko impedanco zidu. Z merjenjem sile in hitrosti interakcije vrha z virtualnim zidom lahko izračunamo maksimalno impedanco sistema.

4.3.6 Pasovna širina vodenja

Pasovna širina vodenja haptičnega mehanizma je omejena s hitrostjo regulacijske zanke in nam pove na katerem frekvenčnem območju mehanizem še lahko reguliramo z zadostno točnostjo. Za impedančne tipe naprav lahko določimo impedančno pasovno širino, ki je določena z regulacijo sistema s povratno zanko. Za želeno impedanco nastavimo maksimalno vrednost, na vhodu pa generiramo virtualno trajektorijo v obliki sinusnega signala z linearno naraščajočo frekvenco.

Prenosna funkcija med želeno silo (sila je izračunana kot referenčna pozicija zmanjšana za dejansko pozicijo, pomnožena z maksimalno impedanco sistema) in izhodno silo izmerjeno na vrhu, določa frekvenčni odziv regulacije impedance. Silo na vrhu lahko izmerimo v interakciji s človekom ali s fiksiranim vrhom mehanizma.

4.4 Eksperimentalna validacija

Eksperimentalna postavitev je vsebovala računalnik za izvajanje algoritmov vodenja v realnem času in povezave do različnih kartic za zajem digitalnih in analoginh signalov, krmilnikov motorjev in robotskega sistema. Na vrhu mehanizma sta bila pritrjena tudi senzor sile in pospeškometer (slika 4.8).



Slika 4.8: Eksperimentalna postavitev.

4.4.1 Regulacija motorjev

Cilj regulacije robotskih mehanizmov je proizvajanje takšnega navora na motorju τ_m , da mehanizem pripelje v želeno lego. Za enosmerni motor lahko rečemo, da je navor na izhodu gredi proporcionalen toku navitja in ga določimo kot:

$$\tau_m = k_\tau i_m,\tag{4.31}$$

kjer k_{τ} predstavlja momentno konstanto motorja, i_m pa tok navitja.

V našem primeru uporabljamo Maxon RE40 enosmerne motorje brez železnega jedra z momentno konstanto $k_{\tau} = 60.3 \,\mathrm{mNm/A}$. Za načrtovanje vodenja je potrebno razlikovati med tokovno in napetostno regulacijo motorja, kjer ima vsaka svoje prednosti in slabosti. Iz literature vemo, da napetostno reguliran motor zmanjšuje vpliv motnje na odziv sklopa, vendar nekatere metode vodenja robotskih mehanizmov eksplicitno zahtevajo regulacijo navora v sklepih (npr. impedančno vodenje) [90].

Za nastavljanje ustreznega toka na motorjih je torej potrebno poznati pravilno razmerje reduktorja $k_r = 4,3$, momentne konstante $k_{\tau} = 60,3 \,\mathrm{mNm/A}$ in koeficiente pretvorbe v napetostno območje vhoda krmilnikov motorjev. Za naš primer lahko zapišemo relacijo med napetostnim izhodom iz digitalno-analognega signalnega generatorja in nastavljenim navorom kot:

$$u_{DA} = \frac{\tau}{k_\tau k_r} \frac{k_U}{k_I},\tag{4.32}$$
kjer sta k_U in k_I konstanti, ki določata delovni območji toka in napetosti. V našem primeru je območje napetosti, ki ga lahko proizvede DA generator, med -10 in 10 V $(k_U = 10 \text{ V})$. Krmilnik motorjev ESCON proporcionalno prevede to območje napetosti na območje toka, ki se nahaja med -15 in 15 A $(k_I = 15 \text{ A})$.

Delovanje motorjev smo validirali najprej odprtozančno, kjer smo na vhodu generirali rampo, na izhodu pa merili silo. Silo smo izmerili tako, da smo prenosno vrv fiksno vpeli v senzor sile JR3, preden se je ta navila okoli gredi in tako izločili nelinearnost gredi. Na navijalnih bobnih je navite preko 1 m vrvi in zato smo, da preverimo vpliv dolžine vrvi, silo merili na več mestih. Različna mesta merjenja niso pokazala vpliva na karakteristiko sile. Izmerjena sila zaradi mehanskih vplivov ni povsem poravnana z nastavljeno silo (slika 4.9), zato je smiselna uporaba člena linearne korekcije, ki kompenzira mehanske neidealnosti sklopa v obliki:

$$u_{DA} = \frac{\tau_k(\tau_r)}{k_\tau k_r} \frac{k_U}{k_I},\tag{4.33}$$

kjer vidimo, da je korigiran navor $\tau_k(\tau_r)$ funkcija referenčnega navora τ_r , premaknjenega z linearno korekcijo (slika 4.9).

Opazno je koleno v karakteristiki, tam se referenčni navor začne zmanjševati. Slednja histereza lahko predstavlja vpliv reduktorja, ki zaradi nizkega prestavnega razmerja nelinearno povratno vpliva na gred motorja, če navor deluje na strani reduktorja [90].



Slika 4.9: Linearna korekcija motorjev.

4.4.2 Vodenje pozicije

Na začetku bomo mehanizem obravnavali skladno z modelom opisanim v prejšnjih poglavjih, kjer motorja predstavljata izvora pozicije, s katerimi lahko ločeno nastavljamo mehansko togost segmenta ali njegovo pozicijo. Želeno pozicijo bomo dosegli z uporabo proporcionalno-diferencialne regulacije v notranji zanki, ki bo skrbela za ustrezne navore na motorjih proporcionalno z magnitudo napake pozicije in hitrosti. Slednji pristop smo uporabili zaradi hitre implementacije. Togost bomo regulirali s pomočjo povratne informacije o razdalji prednapetja δ , ki se bo v členu z naprej zaključeno zanko uporabljala za popravljanje delovne vrednosti izračunane iz modela δ_r . V obeh primerih gre za vektor dveh vrednosti pozicij, ki sta različno predznačeni (poziciji se nastavljata antagonistično).



Slika 4.10: Shema vodenja pozicije in togosti.

Iz enačbe 4.21 sledi, da je referenčna pozicija motorjev, ki jo uporabimo v regulaciji lahko zapisana kot:

$$\boldsymbol{\theta}_r = \mathbf{E}^{-1} \mathbf{x}_r = \mathbf{E}^{-1} (\mathbf{x}_p + \boldsymbol{\delta}_p), \qquad (4.34)$$

pri čemer lahko razdaljo prednapetja, s katero neposredno nastavljamo togost, zapišemo kot:

$$\boldsymbol{\delta}_p = \boldsymbol{\delta}_r + \mathbf{G}(\boldsymbol{\delta}_r - \boldsymbol{\delta}), \tag{4.35}$$



Slika 4.11: Inverzni model togosti in izračunana korekcija parametra δ .

kjer smo vrednost δ_r pridobili iz inverznega modela togosti, matrika **G** pa predstavlja vrednost ojačenja napake. Zapišimo sedaj še enačbo regulatorja, ki zagotavlja ustrezne navore na motorjih:

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{K}_{p}\tilde{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{K}_{d}\dot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{K}_{p}(\boldsymbol{\theta}_{r} - \boldsymbol{\theta}) + \mathbf{K}_{d}(\dot{\boldsymbol{\theta}}_{r} - \dot{\boldsymbol{\theta}}).$$
(4.36)

Ojačenja \mathbf{K}_p in \mathbf{K}_d smo določili empirično s pomočjo opazovanja odziva na stopnico. Opisana regulacijska shema (slika 4.10) se lahko razširi na admitančno regulacijo, v primeru, da na vrhu mehanizma zagotovimo ustrezno merjenje sile. Silo lahko ocenjujemo neposredno iz predstavljenega modela, vendar ta ne zajema neidealnosti sklopa (statičnega in dinamičnega trenja sklopa vzmeti in vodil segmenta).

V prvem delu eksperimenta smo želeli preveriti nastavljanje togosti s pomočjo inverznega modela mehanizma (slika 4.11) pri fiksni referenčni poziciji ($x_{ref} = konst.$, $\kappa_{ref} \neq 0$). Z roko smo izmikali segment iz ravnovesja ($\zeta \neq 0$), hkrati pa nastavljali različne vrednosti togosti (slika 4.12). Vidimo, da se izračunana vrednost modela dobro ujema z referenčno vrednostjo togosti segmenta in da kljub izmiku z ravnovesja ζ ostaja konstantna. Pri najnižji vrednosti opazimo, da smo mehanizem izmikali tudi v nedovoljene pozicije, kjer togost teoretično ni veljavna, vendar model vseeno prikazuje konstantno vrednost.

Vidimo, da se pri enaki sili, ki jo skušamo z roko vnašati v sistem, izmik iz ravnovesja manjša, kar nakazuje na dejansko spreminjanje togosti. Podobno vidimo tudi, če opazujemo strmine krivulj izračunane sile na segmentu \hat{f}_s . Grafa s slike 4.12 lahko za podobnost primerjamo tudi s teoretičnimi rezultati parametrizacije modela (4.5). Pomembno je omeniti, da smo skrajno vrednost zasuka gredi dosegli že pri nastavljeni



Slika 4.12: Nastavljanje različnih vrednosti togosti in sila pri izmiku segmenta iz ravnovesja ($x_{ref} = konst.$, 300 $\frac{N}{m} < \kappa_{ref} < 1500 \frac{N}{m}, \zeta \neq 0$).

togosti $\kappa_{ref} = 1700 \frac{\text{N}}{\text{m}}$, saj gredi in vzmeti niso idealno poravnane v osi zasuka, da bi lahko izkoriščali polno teoretično območje zasuka.

Pri naslednjem eksperimentu smo za referenco pozicije generirali sinusni signal $(\mathbf{x}_p = A \sin(\omega t))$, kjer smo za amplitudo signala izbrali 66 % delovnega območja naprave, za frekvenco pa nastavili 0,5 Hz. Segment mehanizma se je lahko prosto gibal vzdolž osi. Med vodenjem pozicije smo v realnem času spreminjali togost segmenta, ki se je spreminjala s superponiranim signalom referenčne razdalje prednapetja $\boldsymbol{\delta}_p$. Za vse primere togosti smo izračunali absolutno napako signala kot razliko nastavljene vrednosti in dejanske vrednosti pozicije segmenta:

$$|e_x| = |x_p - x_s|, (4.37)$$

pri čemer je x_s pozicija segmenta merjena z ločenim kodirnikom (q_s) . Opazimo lahko zmanjšanje periodične komponente absolutne napake, ki je bolj izrazita pri nižjih togostih in se zmanjšuje s povečevanjem togosti. Napaka sovpada tudi z odmikom iz ravnovesja ζ , ki je pri nizkih togostih največja tudi brez vpliva zunanje sile.

V zadnjem delu smo analizirali še frekvenčne karakteristike pozicijske regulacije. Frekvenčne karakteristike smo ovrednostili v dveh pogojih skladno s predlagano metodologijo. V prvem primeru se vrh mehanizma lahko prosto giblje (slika 4.14), v drugem



Slika 4.13: Vodenje pozicije in absolutna napaka pozicije pri različnih vrednostih togosti.

pa je vrh v interakciji s človeško roko (slika 4.15).

Prenosne funkcije signalov smo izračunali v programskem okolju Matlab s pomočjo metode za estimacijo prenosnih funkcij v frekvenčnem prostoru, ki za vhode sprejme signale vhoda in izhoda v časovnem prostoru, vrne pa oceno prenosne funkcije v frekvenčnem prostoru $T_{xy} = tfestimate(x,y)$. Metoda uporablja Welchev algoritem za računanje periodogramov in izračuna prenosno funkcijo kot kvocient križne spektralne gostote moči med izhodnim in vhodnim signalom P_{yx} ter spektralno gostoto moči vhoda P_{xx} :

$$T_{xy}(jw) = \frac{P_{yx}(jw)}{P_{xx}(jw)}.$$
(4.38)

Izračunali smo prenosne funkcije med signalom pozicije segmenta x_s , izračunane pozicije segmenta x_e , pospeška segmenta a_s in sile segmenta f_s proti referenčnemu signalu pozicije x_p . Amplitudne odzive prenosnih funkcij smo prikazali na Bodejevih diagramih (slika 4.14 in slika 4.15). Vse meritve smo opravljali pri dveh različnih



Slika 4.14: Analiza frekvenčnega odziva pri sinusnem vzbujanju ($x_p = sin(\omega t)$, kjer je 0,1 Hz < f < 15 Hz): pozicije segmenta ($|G_1|$), točke ravnovesja ($|G_2|$), pospeška segmenta ($|G_3|$) in sile segmenta ($|G_4|$).

togostih: nizka togost je nastavljena pri $\kappa_{ref}=500~\frac{\rm N}{\rm m},$ visoka pa pri $\kappa_{ref}=1000~\frac{\rm N}{\rm m}.$

Iz prenosne funkcije pozicije segmenta (G_1) lahko pri obeh pogojih opazimo razliko v pasovni širini za različne vrednosti togosti. Pri manjši togosti mehanizem dosega nižje pozicijske pasovne širine. V prvem pogoju najdemo frekvenčne meje (točka -3 dB) pri vrednosti frekvence $f_c = 7,5$ Hz za nižjo togost in $f_c = 11$ Hz za višjo togost. Območje amplitude je enakomerno izravnano do frekvence 2 Hz, kjer se pojavi resonsnčni dvig za nekaj decibelov, za tem pa se karakteristika začne spuščati s koeficientom -40 dB na dekado. Zanimiv pojav opazimo pri meritvah HIL (slika 4.15), kjer je za G_1 opazen oster dvig v amplitudnem odzivu, ki nakazuje na to, da vnesena impedanca človeške roke vpliva na amplitudni odziv z vnosom ničle pri frekvenci 5 Hz v prenosno funkcijo. Opazna je tudi nižja amplituda pri nizkih frekvencah in skrajšana pasovna širina za oba primera togosti ($f_c = 1$ Hz za nizko in $f_c = 4$ Hz za visoko togost).

Odziv prenosne funkcije izračunane ravnovesne lege (x_e) izkazuje večjo pasovno



Slika 4.15: Analiza frekvenčnega odziva pri sinusnem vzbujanju ($x_p = sin(\omega t)$, kjer je 0,1 Hz < f < 15 Hz) in v dotiku s človekom: pozicije segmenta ($|G_1|$), točke ravnovesja ($|G_2|$), pospeška segmenta ($|G_3|$) in sile segmenta ($|G_4|$).

širino, saj za izračun uporabljamo pozicije izračunane neposredno iz motorjev. Na to meritev neidealnosti sklopa vzmeti in vodil segmenta ne vplivajo, zato je tak rezultat tudi pričakovan. Opazimo pa zanimiv pojav mejnih frekvenc, ki sta za različne togosti sedaj zamaknjeni drugače kot pri G_1 . Višja togost izkazuje manjšo pasovno širino kot nizka. Ta rezultat nakazuje na zmožnost motorjev, da sledijo referenčni trajektoriji. Kjer morajo motorji za večje togosti preklapljati večje tokove, se karakteristika z večanjem frekvence prej odkloni, odklon pa nima takšne strmine kot v G_1 .

Prenosna funkcija pospeška segmenta (a_s) pove, kako se za enak signal na vhodu spreminja pospešek v odvisnosti od frekvence. Vrednost pospeška segmenta se v okolici 1 Hz začne dvigovati s 40 dB na dekado, kar pomeni, da se njegova amplituda pri 10 Hz poveča za 100 krat. V konstantnem območju opazimo, da ima nižja togost tudi nižje amplitude, točko preloma pa doseže prej kot višja togost. Pri pogoju HIL opazimo v splošnem višje vrednosti amplitude in manj strmo karakteristiko.

4.4.3 Posredno merjenje sile

Preden lahko načrtamo haptične regulacijske sheme, moramo imeti na voljo informacijo o sili na vrhu mehanizma. V našem primeru lahko silo ocenimo iz modela predstavljenega v prejšnjih poglavjih (enačba 4.20) posredno, z merjenjem odklona iz ravnovesne lega. Ker model temelji na idealnih razmerah in ne zajema trenja, dušenja in drugih neidealnosti odmičnih gredi in segmenta, smo pri oceni sile na vrhu opazili velike razlike med izmerjeno in ocenjeno silo modela. S tem namenom smo za bolj direktno meritev sile uporabili absolutna kodirnika zasuka AksIMTM, ki smo ju vgradili v osi obeh odmičnih gredi. Kodirnika omogočata 16-bitno ločljivost na celotnem območju zasukov q_1 in q_2 na podlagi katerih bomo v nadaljevanju ocenjevali silo in togost.



Slika 4.16: Kalibracija zasuka posamezne odmični gredi z referenčnim senzorjem sile in pripadajoča krivulja togosti.

Kalibracijo zasuka odmičnih gredi smo izvedli z uporabo referenčnega senzorja sile JR3, ki je bil fiksiran na vrhu in je onemogočal premike segmenta v obeh smereh, hkrati pa meril silo, ki jo je proizvajal motor. Postopek smo izvedli ločeno za vsako gred. Za prvo gred smo na vhodu generirali rampo referenčne sile in merili premik



Slika 4.17: Shema vodenja sile mehanizma.

vrvi x_1 , zasuk gredi q_1 in silo na vrhu segmenta f_1 . Naraščanje rampe smo ustavili, ko je zasuk gredi dosegel skrajno mejo delovnega območja. Avtomatska procedura je ponovila deset enakih meritev in shranila podatke. Podobno smo ponovili za drugo gred in pridobili podatke za premik vrvi x_2 , zasuk gredi q_2 in silo na vrhu segmenta f_2 .

Pridobljene podatke o sili smo interpolirali s polinomom druge stopnje, s čimer smo ohranili model kvadratične vzmeti (slika 4.16). Podobno smo storili za podatke o linearnem premiku vrvi. V naslednjem koraku smo izračunali togost, ki jo prikazuje posamezna gred (4.16):

$$k_1 = \frac{df_s}{dx_1}, \quad k_2 = \frac{df_s}{dx_2}.$$
 (4.39)

Sila, ki jo izmerimo s pomočjo zasuka se nahaja na območju do 25 N, kar pomeni, da ima pri 16-bitnem senzorju 360 stopinjskega zasuka, ki mu območje omejimo na 250 stopinj, naš nov senzor sile teoretično ločljivost $LSB = 5.5 \cdot 10^{-4} N$.

4.4.4 Vodenje po sili

V prejšnjih poglavjih smo mehanizem obravnavali kot mehanizem pozicijskih referenc. Sedaj pa se, z namenom implementacije impedančnega vodenja, osredotočimo na analizo referenc sil in navorov.

Vhodno-izhodno relacijo sil mehanizma smo merili odprtozančno, kjer smo na vhod krmilnika posredovali referenčni signal v obliki rampe in zavrteli odmične gredi do skrajnih leg. Pred tem smo morali zagotoviti ustrezno transformacijo referenčne sile vhoda F_v na referenci navorov na motorjih. F_v je skalar, ki predstavlja želeno vrednost sile na segmentu. V idealnem primeru velja $F_v = f_s$. Ker uporabljamo antagonistični mehanizem, pa je potrebno zagotoviti transformacijo skalarja F_v na vektor referenčnih navorov motorjev kot:

$$f_{v,2} = \begin{cases} F_v, & \text{za } F_v > 0\\ 0, & \text{za } F_v \le 0 \end{cases}$$
(4.40)

in

$$f_{v,1} = \begin{cases} F_v, & \text{za } F_v < 0\\ 0, & \text{za } F_v \ge 0 \end{cases},$$
(4.41)

ki ju pretvorimo v referenčne navore na vhodu krmilnika:

$$\boldsymbol{\tau_r} = \mathbf{E}\mathbf{f_v} = \begin{bmatrix} r_m & 0\\ 0 & -r_m \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_{v,1}\\ f_{v,2} \end{bmatrix}.$$
(4.42)

Ravnotežje na vrhu nastopi, ko sta obe sili enaki $f_{v,2} = f_{v,1}$ in takrat lahko nastavljamo prednapetje. Spreminjanje obeh sil hkrati bo torej vplivalo na prednapetje vzmeti, za merjenje statičnega odziva pa bomo najprej pomerili spreminjanje referenčne sile na celotnem delovnem območju, ne da bi spreminjali vrednosti prednapetja.

Ker opisujemo karakteristiko translacijskega sklepa, v nadaljevanju ne govorimo o navoru, temveč o sili. Izmerjena krivulja (slika 4.18(a)) kaže na nelinearnost sile translacijskega segmenta, kar je posledica nelinearne oblike gredi in statičnega trenja. Mrtva cona je opazna za vrednosti večje od 7 N. Opazimo tudi stopničaste prehode v karakteristiki, ki jih lahko pripišemo trenju pasivne rotacije gredi in medsebojnim vplivom gredi na isti osi. Vpliv statičnega trenja se opazi v obeh smereh sile, ko referenca sile prehaja vrednost 0 N. Maksimalno silo, ki jo lahko sistem proizvede na vrhu robota lahko razberemo pri 20 N (pri referenci 32 N). Slednja je omejena z delovnim območjem gredi. Podobno kot pri karakteristiki motorja opazimo histerezo pri zniževanju referenčne sile, ki jo pripišemo nizkemu prestavnemu razmerju reduktorja motorja. Najmanjša sila, ki jo sistem lahko proizvede, je zaradi stopničastega odziva približno 1 N, kar preračunamo v dinamično območje delovanja 32 dB.

V drugem koraku smo poiskali nelinearno inverzno transformacijo med vhodom in



Slika 4.18: Vhodno-izhodna krivulja haptičnega mehanizma: odprtozančna meritev pokaže nelinearno relacijo med vhodom in izhodom (i), nelinearna transformacija linearizira izhod in odpravi mrtvo cono (ii) in pasivna korekcija histereze (iii), ki odpravi koleno v karakteristiki.

izhodom sile s polinomsko aproksimacijo 5. stopnje. Nastavljena referenčna sila se sedaj nelinearno transformira v novo vrednost s transformacijo, ki jo označimo z \mathbf{N} . Rezultat transformacije in novo nastavljena vrednost sile je razvidna s slike 4.18(b). Rezultati meritev z uporabo nove transformacije kažejo na izboljšavo predvsem v smislu linearnosti odziva in odpravi mrtvega območja zaradi trenja. Še vedno pa je razvidna histereza zaradi vpliva reduktorja. Slednjo smo odpravili s preprosto metodo korekcije na podlagi smeri in hitrosti reference (slika 4.18(c)), vendar bi bilo za ustrezno delovanje potrebno odpraviti reduktor ali ustrezno modelirati njegov povratni vpliv.

V nadaljevanju smo analizirali možnost spreminjanja sile prednapetja \mathbf{f}_p . Zato vpeljimo v sistem sedaj tudi silo prednapetja, ki se prišteje referenci želene sile na segmentu kot:

$$f_{p,2} = \begin{cases} F_p, & \text{za } F_p \ge 0\\ 0, & \text{za } F_p < 0 \end{cases}$$
(4.43)

in

$$f_{p,1} = \begin{cases} -F_p, & \text{za } F_p \ge 0\\ 0, & \text{za } F_p < 0 \end{cases}.$$
 (4.44)

Treba se je zavedati, da sta zasuka gredi omejena, zato sila prednapetja zmanjšuje območje maksimalne možne dosežene sile na segmentu kot:

$$F_{v,maks} = 20 \text{ N} - F_p.$$
 (4.45)

Vektor vseh referenc sil \mathbf{f}_r lahko sedaj zapišemo kot:

$$\mathbf{f}_r = \mathbf{f}_v + \mathbf{f}_p. \tag{4.46}$$

Posredno merjenje sile preko zasuka vzmeti omogoča, da izračunamo vektor sile gredi $\hat{\mathbf{f}}(\mathbf{q})$ in ga uporabimo za vodenje. Vektor sil najprej transformiramo z nelinearno transformacijo **N** opisano v prejšnjem odstavku, nato pa preko matrike **E** izračunamo navora $\hat{\boldsymbol{\tau}}(\mathbf{q})$. Slednja uporabimo kot povratno informacijo za regulacijo sile vrha (slika 4.19(b)). Sili obeh gredi torej reguliramo ločeno, njuna vsota pa, skladno s sliko 4.7, v idealnem primeru predstavlja kar silo vrha mehanizma:

$$f_s = f_{q,2} + f_{q,1}. ag{4.47}$$

Dejanska sila vrha f_s je zmanjšana zaradi vplivov trenja vodil in drugih neidealnosti. Referenčni navor, ki ga nastavimo motorjem, lahko zapišemo kot:

$$\boldsymbol{\tau}_r = \mathbf{EN}\mathbf{f}_r = \mathbf{EN}(\mathbf{f}_v + \mathbf{f}_p). \tag{4.48}$$

Za uporabljen P regulator navorov pa zapišemo:

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{K}_p \tilde{\boldsymbol{\tau}} = \mathbf{K}_p (\boldsymbol{\tau}_r - \hat{\boldsymbol{\tau}}(\mathbf{q})), \tag{4.49}$$

kjer smo K_p določili empirično.



Slika 4.19: Vhodno-izhodna krivulja pri različnih prednapetjih: odprtozančna meritev (a) in meritev z uporabo P regulatorja sile (b). Silo gredi smo omejili na 20 N, zato se z večjo silo prednapetja F_p zmanjša uporabno območje sile F_v , ki jo je še dovoljeno nastavljati.

Podobno kot smo naredili v poglavju pozicijskega vođenja, bomo tudi v tem poglavju analizirali frekvenčni odziv. Analizirali smo vse tri pristope testiranja frekvenčnega odziva haptičnih naprav. Gre za merjenje odziva sile, zato bodo zanimivi rezultati pri pogoju, ko je vrh mehanizma fiksiran (slika 4.20) in je v interakciji s človekom (4.21). Za razliko od pozicijskega vodenja imamo sedaj možnost, da pomerimo povsem odprtozančni odziv sistema, za primerljivost rezultatov pa mu dodamo tudi odziv s sklenjeno povratno zanko in uporabo P regulatorja.

Vsi testi so bili izvedeni pri konstantnem prednapetju $F_p = 0.5$ N. Analogno testu pozicijskega odziva smo tudi tukaj izračunali prenosne funkcije različnih odzivov glede na vzbujanje vhoda F_v s sinusnim signalom z linearno naraščajočo frekvenco. Amplituda signala je bila nastavljena na 2 N, maksimalna frekvenca pa na 20 Hz.



Slika 4.20: Analiza frekvenčnega odziva pri sinusnem vzbujanju ($f_s = sin(\omega t)$, kjer je 0,1 Hz < f < 20 Hz) pri fiksiranem vrhu: sila vrha segmenta ($|G_1|$), sila gredi ($|G_2|$), pospešek segmenta ($|G_3|$) in pozicija vrha ($|G_4|$).

Bodejev diagram (slika 4.20) odziva sile na vrhu mehanizma G_1 kaže uporabno frekvenčno območje sile do približno 3 Hz in pasovno širino pri $f_c = 3,6$ Hz, kjer se karakteristika odziva odkloni za -3 dB. Odziv sile izmerjene na vzmeteh G_2 pa izkazuje širše uporabno območje do frekvence 5,5 Hz in mejno frekvenco $f_c = 7,3$ Hz. Slednje nakazuje, da na premični segment delujejo nezanemarljivi prispevki viskoznega trenja vodil in drugih neidealnosti segmenta. Odziv pospeška segmenta G_3 pričakovano narašča z višanjem frekvence skozi celo frekvenčno območje. Vsi odzivi so z uporabo P regulatorja amplitudno večji kot odprto-zančni odzivi, oblike odzivov in mejne frekvence pa so podobne.



Slika 4.21: Analiza frekvenčnega odziva pri sinusnem vzbujanju ($f_s = sin(\omega t)$, kjer je 0,1 Hz < f < 20 Hz) v dotiku s človekom: sile vrha segmenta ($|G_1|$), sile vzmeti ($|G_2|$), pospeška segmenta ($|G_3|$) in pozicije vrha ($|G_4|$).

Pri odzivih pod pogojem HIL (slika 4.21) opazimo, da ni bistvene spremembe v mejnih frekvencah odzivov sile G_1 in G_2 . Opazimo pa nižje vrednosti amplitude za G_1 , kar je pričakovano, saj mora sistem sedaj premagovati še dodatno impedanco roke.

Izračun izhodne impedance naprave je pomembna frekvenčna karakteristika, ki določa obnašanje mehanizma. V našem primeru bomo za izračun izhodne impedance naprave uporabili metodo po predlogu Chapiusa [87], ki obravnava problem s pomočjo analogije z električno impedanco. Za prosto gibajoč mehanizem, ki ga vzbujamo z referenčnim signalom sile F_v , lahko izmerimo njegov premik x_s , pri čemer je sila na vrhu $f_s = 0$ N. Frekvenčno relacijo premika in referenčne sile zapišemo kot:

$$Y_f = \frac{X_s(j\omega)}{F_v(j\omega)} = \frac{H_f}{Z_d},\tag{4.50}$$

kjer Y_f predstavlja prilagojen admitančni odziv mehanizma, saj je prava admitanca mehanizma ($Y_d = Z_d^{-1}$) pomnožena s prenosno funkcijo naprave H_f .

Da ugotovimo slednjo, pa lahko izmerimo odziv sile v pogoju, kjer je vrh mehanizma fiksno vpet ($x_s = 0$), referenca sile F_v pa enaka kot v prvem pogoju. Sedaj zapišemo relacijo med izhodno in referenčno silo:

$$H_f = \frac{F_s(j\omega)}{F_v(j\omega)},\tag{4.51}$$

kjer H_f predstavlja prenosno funkcijo haptičnega mehanizma. Po električni analogiji lahko izračunamo razmerje med rezultati meritev prostega vrha ("odprte sponke") in fiksnega vrha ("kratek stik") kot:

$$Z_d = \frac{F_s(j\omega)}{X_s(j\omega)}.\tag{4.52}$$

S tem pristopom smo izračunali izhodno impedanco naprave za oba primera (reguliran in nereguliran sistem). Z analizo izhodne impedance lahko določimo parametre vztrajnosti, dušenja in vzmetenja mehanizma in jih uporabimo za načrtovanje vodenja na podlagi modela impedance. Opazimo tudi, da je izhodna impedanca mehanizma visoka, zato je za doseganje haptične transparentnosti potrebna dodatna kontrolna zanka.



Slika 4.22: Analiza izhodne impedance (Z_d) nereguliranega in reguliranega sistema.

Hitrosti in pospeške naprave smo izračunali z več zaporednimi meritvami pri

različnimh vrednostih prednapetja. Meritve smo opravljali s pospeškometrom na vrhu segmenta, mehanizem pa se je lahko prosto gibal. Za vhod v sistem smo uporabili impulz sile dolžine 0,1 s in maksimalne dovoljene amplitude (en. 4.45). Vsako meritev smo ponovili 10-krat (slika 4.24) in izračunali maksimalen pospešek ter maksimalno hitrost.



Slika 4.23: Merjenje impulznega odziva mehanizma.

Meritve kažejo na občutno znižanje pospeškov in hitrosti pri višjih vrednostih prednapetja F_p . Slednje lahko pripišemo vplivu reduktorja, kjer pri višjih silah na gredi reduktorja pride do povratnega vpliva na gred motorja in je proizvedena sila posledično manjša. Drugi morebitni razlog pa je nižja amplituda impulza, ki sicer naj ne bi vplivala na pospešek, saj za ceno nižje amplitude impulza mehanizem izkazuje višjo togost.

4.4.5 Metode vodenja aktivne impedance

V prejšnjih poglavjih smo analizirali haptične mehanizme na način pozicijskega vodenja in vodenja po sili. Za aplikacije, kjer je potrebna interakcija z uporabnikom in mehanizmom, pa se v robotiki uporabljajo haptične regulacijske sheme, ki predstavljajo dvosmerni pretok energije med uporabnikom in robotom. V nadaljevanju bomo predstavili dve regulacijski shemi haptičnega vodenja [91]:

1. ADMITANČNO VODENJE, ki temelji na prikazovanju premika in



Slika 4.24: Merjenje impulznega odziva mehanizma.

2. IMPEDANČNO VODENJE, ki temelji na prikazovanju sile.

Kot prvo, smo analizirali admitančno vodenje, ki izhaja iz vodenja pozicije. Admitančni pristop je pogosto uporabljen v primerih, ko imamo opravka z industrijskimi robotskimi mehanizmi s togim pozicijskim regulatorjem, ki ne omogoča dostopa in krmiljenja navorov v sklepih. Pri admitančnem vodenju uporabljamo model mehanske admitance, ki ga lahko za naš primer definiramo kot razmerje premika in sile:

$$Y(s) = \frac{x}{F} = \frac{1}{(M_{ad}s^2 + B_{ad}s + K_{ad})},$$
(4.53)

kjer M_{ad} , B_{ad} in K_{ad} predstavljajo maso, viskozno trenje in togost modela admitance. Pri regulaciji admitance nas torej zanima premik (hitrost) pri izmerjeni sili. Za model admitance lahko v časovnem prostoru zapišemo:

$$\ddot{x}(t) = \frac{1}{M_{ad}} (F(t) - B_{ad} \dot{x}(t) - K_{ad} x(t)), \qquad (4.54)$$

kjer vidimo, da lahko z integriranjem vrednosti pospeška, ki ga določa model admitance, določimo želen položaj oz. hitrost vrha. V kolikor sta dušenje in podajnost modela nastavljena na 0, bo položaj vrha oz. hitrost določena kar z virtualno silo modela admitance, zmanjšano za faktor mase modela:

$$x_p(t) = \int \int \frac{F(t)}{M_{ad}}.$$
(4.55)

V kolikor je virtualna sila F enaka izmerjeni sili vrha mehanizma, smo dosegli regulacijo transparentnosti. Pomembno se je zavedati, da v taki obliki regulatorja masa



Slika 4.25: Admitančno vodenje.

modela M_{ad} nikoli ne sme biti 0, saj v tem primeru modeliramo neskončne hitrosti. Iz slednjega lahko sklepamo tudi, da manjša kot je masa, manj stabilen je regulator.

Za implementacijo admitančnega regulatorja smo razširili pozicijsko regulacijsko shemo in dodali povratnozančno informacijo sile vrha ter regulator admitance (slika 4.25). Silo vrha f_s smo tokrat izračunali neposredno iz zasuka gredi, kot je zapisano v prejšnjih poglavjih, vmes pa smo uporabili še transformacijo iz vektorja sil gredi na rezultanto sile segmenta $\hat{\mathbf{f}}(\mathbf{q}) \mapsto \hat{f}_s(\mathbf{q})$.

Regulator admitance je v splošnem izkazoval stabilen odziv pri različnih admitančnih parametrih, sploh pri višjih vrednostih mase in dušenja. Oscilacije opazimo v stacionarnem stanju, ko se segment vrha ne pramakne zaradi visokega statičnega trenja, admitančni regulator pa vseeno regulira silo in premike, ki se pojavijo kot posledica tega. Problem admitančnega vođenja se kaže tudi pri regulaciji prenosov vrvi, kjer izračunane pozicije motorjev vzdržujejo silo prednapetja vzmeti (vrvi). Pri interakciji z admitančnim regulatorjem pa opazimo, da se vrvi povesijo med premiki, saj regulator nastavlja pozicijo in ne vzdržuje konstantne sile za posamezno vzmet. Pri takšnem vođenju prihaja do zatikanja in snemanja vzmeti iz navijalnih bobnov, kar je problematično za aplikacije interakcije s človekom, kjer so gibi nenadni in sporadični.

Z namenom, da ocenimo in evalviramo različne metode vodenja med uporabnikom in haptičnim mehanizmom, smo implementirali tudi metodo impedančnega vodenja. Pri impedančnem vodenju merimo hitrosti oz. pozicijo uporabnikove roke, v točki ko je ta v stiku z vrhom robota. Velikost proizvedene sile je določena z navidezno interakcijo, kjer v navideznem okolju modeliramo premik s pomočjo modela mehanske impedance. Relacijo med mehansko impedanco, premikom in virtualno silo, lahko zapišemo kot [90]:



Slika 4.26: Impedančno vodenje.

$$f_{vir} = Z(s)\tilde{x},\tag{4.56}$$

pri čemer red polinoma Z(s) določa red impedance. Za aktivno vodenje podajnosti uporabimo ničti red impedance, ki je definiran samo s togostjo. Pogostejša je uporaba impedančnega regulatorja prvega reda, kjer modeliramo aktivno togost in dušenje vrha mehanizma:

$$f_{vir} = (B_{im}s + K_{im})\tilde{x},\tag{4.57}$$

kjer B_{im} predstavlja želeno dušenje vrha mehanizma, K_{im} pa njegovo togost. V našem primeru je togost mehanizma določena kot vsota virtualne togosti in inherentne togosti mehanizma. Za namene določanja lastnosti mehanizma ohranimo inherentno togost konstantno.

Shemo vodenja po sili smo sedaj razširili na impedančno shemo vodenja (slika 4.26). Opazimo dodatno povratno zanko pozicije in hitrosti vrha mehanizma, ki se odšteje od referenčnih vrednosti in se uporablja v regulatorju impedance kot:

$$F_{v}(t) = B_{im}\tilde{\dot{x}}(t) + K_{im}\tilde{x}(t) = B_{im}(\dot{x}_{ref}(t) - \dot{x}_{s}(t)) + K_{im}(x_{ref}(t) - x_{s}(t)).$$
(4.58)

Vidimo, da v tem primeru ne moremo modelirati odziva vztrajnosti. Za to bi morali uporabiti impedanco drugega reda, ki vključuje drugi odvod pozicije. V praksi pa je drugi odvod pozicije zelo nestanoviten signal in se redko uporablja za načrtovanje vodenja. Kot alternativo lahko uporabimo metodo pseudoadmitance, kjer virtualno modeliramo dinamiko mehanizma in določimo stopnjo sklopitve z virtualnim objektom in našim mehnizmom.

Analiza impedančnega vodenja kaže dobro podajno obnašanje mehanizma. Če nastavimo ojačenje $K_{im} = 0$, regulator ne bo proizvajal sile. V tem primeru bo sila omejena samo s hitrostjo vrha mehanizma, ki jo narekuje impedančno dušenje B_{im} . Impedančno vodenje se izkaže za uporabno pri vodenju mehanizmov s tetivnimi prenosi, saj notranja zanka regulacije navorov skrbi, da so vrvi ves čas napete.

4.4.6 Z-širina

Zmožnost prikazovanja haptičnega okolja določa impedančno območje mehanizma, ki mu pravimo tudi Z-širina, ki je definirana v odvisnosti od frekvence. Analizirali smo Z-širino obeh predstavljenih metod vođenja: admitančne in impedančne regulacije.

Z-širina je določena kot območje najmanjše in največje možne impedance, ki jo haptični mehanizem lahko prikazuje. V našem primeru smo območje impedance testirali za obe metodi ločeno. Minimalno impedanco smo določili v primeru, ko je haptični mehanizem izkazoval transparentno delovanje. Za primer admitančnega regulatorja smo nastavili parametre: $M_{ad} = 0,1, B_{ad} = 0$ in $K_{ad} = 0$. Za primer impedančnega delovanja smo nastavili parametre: $M_{im} = 0, B_{im} = 0, K_{im} = 0$. V obeh primerih smo vrh mehanizma ročno premikali z naključnimi gibi in na način, da smo pokrili čimvečje frekvenčno območje. Za maksimalno impedanco pa smo povečali parametre mase in dušenja $M_{ad} = M_{im} = 20, B_{ad} = B_{im} = 50.$



Slika 4.27: Analiza Z-širine za primer admitančnega in impedančnega vodenja. Ker je gibanje človeške roke omejeno na približno 4-5 Hz, bo tudi analiza Z-širine

omejena na to območje. Analizirali smo premike in sile segmenta, v analizo pa smo vključili tako silo merjeno na vrhu segmenta f_s , kot rezultanto sil izračunano iz sistema gredi $\hat{f}(\mathbf{q})$. Pričakujemo opazno razliko v karakteristiki, saj smo prvo merili s senzorjem sile na vrhu segmenta, drugo pa ocenili na podlagi zasuka vzmeti znotraj segmenta. Za omenjene veličine smo izračunali prenosne funkcije in določili območja impedance, ki jih mehanizem v določeni regulacijski shemi lahko proizvaja:

$$Z_1 = \frac{F_s(j\omega)}{X_e(j\omega)}, \ Z_2 = \frac{\hat{F}(j\omega)}{X_e(j\omega)},$$
(4.59)

kjer je impedanca izračunana kot: Z_1 - med silo vrha in ravnovesno lego in Z_2 med rezultanto sil gredi in ravnovesno lego (slika 4.27). Opazimo lahko, da je območje impedance vrha mehanizma ožje od območja impedance gredi v obeh primerih vođenja, kar nakazuje na znaten vpliv statičnega in viskoznega trenja vodil segmenta. Vidimo tudi, da mehanizem lahko proizvaja minimalno možno impedanco do približno 1 Hz, potem pa se vrednost minimalne impedance začne približevati maksimalni vrednosti. Z-širina, ki jo haptični mehanizem prikazuje uporabniku na vrhu (Z_1) se nahaja na območju širine približno 20 dB za oba primera vođenja.

4.5 Sklepne ugotovitve

V tem poglavju smo raziskali lastnosti obravnavanega haptičnega mehanizma z uporabo obstoječih eksperimentalnih metod ali z načrtovanjem novih. Na začetku je bil predstavljen pogonski sklop spremenljive togosti LinWWC-VSA. Opisali smo teoretično ozadje sklopa, prikazali karakteristične krivulje in zapisali kinematične relacije implementiranega haptičnega mehanizma (slika 4.28), v katerem je bil mehanski sklop uporabljen. Sledil je opis delovanja haptičnega sistema in eksperimentalna validacija.

Analiza teoretičnega modela sklopa in parametrizacija karakteristik sile in togosti pri spreminjanju vrednosti prednapetja kaže na omejeno območje togosti in sil, ki so dovoljene v predlagani konfiguraciji, kar predstavlja slabost v primerjavi z drugimi konfiguracijami VSA. Prednost implementacije izbrane konfiguracije dveh antagonističnih motorjev in nelinearnih vzmeti je, da omogoča teoretično neskončno območje translacije predstavljenega haptičnega mehanizma v nadaljevanju. Dodatna pomanjkljivost predstavljenega sistema pa je nezmožnost pasivnega premikanja, ko so motorji brez napajanja (angl. *backdrivability*). Preprosta zasnova mehanizma z eno translacijsko prostostno stopnjo sicer ne omogoča razgibavanja posameznih sklepov roke, vendar takšna izvedba zagotovi nizko ceno mehanizma, preprostost uporabe in univerzalnost. Z ocenjevanjem sile interakcije iz pomika vzmeti odpiramo možnost, da v nadaljevanju načrtamo tudi bolj kompleksne regulacijske sheme. S kinematičnim in dinamičnim modelom robota smo opisali relacije med posameznimi spremenljivkami v mehanizmu.

V predstavljeni konfiguraciji je potrebno opozoriti, da pogosto obstaja transformacija med vektorjem dveh spremenljivk na skalarno vrednost zunanje koordinate robota. Ravnovesna lega x_e je torej določena iz translacijskih premikov motorjev \mathbf{x}_{Θ} . Podobno je sila na segmenta f_s določena kot vsota sil, ki delujejo na gredi \mathbf{f}_q . Pregled metodologij za eksperimentalno validacijo haptičnih mehanizmov je omogočil, da načrtamo metode lastne validacije.

Na začetku smo pokazali delovanje in krmiljenje uporabljenih motorjev, ki smo jih izolirali od sistema in ločeno verificirali. Izpeljali smo enačbo za nastavljanje vhodne napetosti krmilnikov motorjev in z linearno korekcijo popravili odprtozančno karakteristiko navora (sile), ki ga proizvajata motorja.

Na podlagi teoretičnega modela sklopa in kinematičnih spremenljivk smo načrtali pozicijsko regulacijsko shemo, ki je omogočala vzporedno nastavljanje pozicije vrha in njegove togosti. Opazimo lahko znižanje periodične absolutne napake vrha mehanizma sorazmerno s povečanjem togosti med predlaganim pozicijskim vodenjem. Rezultati kažejo na zadostno pozicijsko točnost naprave za namene interakcije s človekom, zaradi inherentne togosti mehanizma pa tega ne moremo uporabiti v aplikacijah, ki zahtevajo podmilimetersko pozicijsko točnost. Analiza frekvenčnega odziva pozicijskega vodenja kaže na vpliv spremembe togosti na frekvenčni odziv mehanizma. Mejna frekvenca amplitudnega odziva za primer nizke togosti nastopi prej. Slednje nakazuje na to, da lahko s spreminjanjem prednapetja vzmeti spreminjamo frekvenčni odziv mehanizma. Vpliv spremenjene mehanske togosti se še bolj izrazito pokaže pri meritvah frekvenčnega odziva pozicijskega vodenja v interakciji s človekom.

Ker haptični mehanizem temelji na krmilniku navora, smo v nadaljevanju predstavili tudi regulacijsko shemo vođenja po sili, kjer smo oceno sile iz teoretičnega modela zamenjali z izračunano silo na podlagi kalibriranega zasuka gredi. Izračunano silo smo uporabljali tudi v vseh nadaljnih regulacijskih shemah. Opisali smo vođenje sile segmenta in dekompozicijo želene sile na referenčne spremenljivke vođenja. Nato smo lahko izmerili pravi odprtozančni statični odziv mehanizma, ki smo ga popravili z nelinearno transformacijo. Predstavili smo nastavljanje sile prednapetja, ki zmanjšuje delovno območje sile na vrhu in meritve primerjali med reguliranim in nereguliranim odzivom. Frekvenčni odziv kaže mejne frekvence med 3 in 4 Hz, kar je nižje od pozicijskega odziva in pričakovano, saj v primeru sile merimo veličino na elastičnih elementih, v primeru pozicije pa tog odziv kodirnikov pozicije.

Izračunana izhodna impedanca sistema nam daje vpogled v inherentne lastnosti sistema. Treba je poudariti, da se izhodna impedanca sistema spreminja s spreminjanjem mehanske togosti, zato bi bilo za popolno analizo izhodne impedance potrebno izmeriti območje vseh mehanskih togosti. Z modeliranjem izhodne impedance v obliki prenosne funkcije pa lahko zapišemo model impedance, ki ga uporabimo za kompenzacijo pri vođenju. Pomembno je tudi poudariti, da je impedanca izračunana iz odziva sile vrha pod pogojem, ko je ta fiksiran in odzivom premika segmenta, ko se ta prosto giblje.

Analiza impulznega odziva je pokazala maksimalni pospešek segmenta v vrednosti (14,25 \pm 0,66) m/s² in maksimalno hitrost (0,81 \pm 0,03) m/s. Opazimo lahko zmanjšanje povprečnih vrednosti pospeškov in hitrosti pri višjih silah prednapetja, kar lahko pripišemo vplivu nizkega prestavnega razmerja reduktorja, kot smo opisali že v prejšnjih poglavjih.

Kot zadnje smo pokazali možnost uporabe regulacijskih shem impedančnega in admitančnega vodenja in analizirali Z-širino obeh pristopov. Z-širino, ki jo haptični mehanizem lahko izkazuje pri obeh načinih regulacije, določimo na 20 dB pri počasnih gibih in znižamo na 10 dB pri hitrih gibih. Območje bi lahko razširili predvsem navzdol, k večji transparentnosti mehanizma, z zmanjšanjem trenja vodil in uporabo modela za kompenzacijo lastne dinamike.



(a)



(b)

Slika 4.28: Predstavljen haptični robotski mehanizem s senzornim ročajem (a) za uporabo v aplikacijah interakcije s človekom (b).

5 Zaključek

 $\mathcal{T}^{\text{DISERTACIJI}}$ opisujemo metode merjenja fiziološkega odziva človeka, ki merjenca pogosto omejujejo na laboratorijsko okolje. Z namenom poenostavitve merjenja in vsesplošne uporabnosti smo razvili merilni sistem za merjenje fizioloških signalov. Prednost sistema je enostavnost meritve, saj so vse elektrode in senzorji vgrajeni v ročaj, ki ga lahko hitro namestimo na robota ali drugo napravo. Razvili in analizirali smo dve verziji elektronskega vezja za zajem signalov in dve konfiguraciji ročaja: cilindrično in hemisferično. Prva verzija elektronskega vezja ni vsebovala galvanske ločitve med posameznimi signali, procesorskim delom in računalnikom, zato smo v drugi verziji zagotovili dvostopenjsko galvansko izolacijo. Ročaj je omogočal zajem surovih signalov elektrokardiograma, fotopletizmograma, temperature kože, elektrodermalne aktivnosti kože ter meritev sile stiska. Z eksperimentalno validacijo smo preverili predlagano metodo merjenja v primerjavi z referenčno metodo. Skupina 23 zdravih merjencev je opravljala nalogo fizične rehabilitacije z robotom. Med opravljanjem naloge smo fiziološke odzive vzporedno merili s predlagano metodo in referenčno metodo z uporabo profesionalnega merilnega sistema g.USBamp. Merjenci so v eksperimentu izvedli 4 naloge pod različnimi fizičnimi in težavnostnimi pogoji. Analiza korelacije surovih signalov in stardiziranih fizioloških parametrov je pokazala dobro korelacijo med sistemoma, z večino vrednosti korelacije surovih signalov PCC nad 0,8 skozi vse naloge. Analiza podobnosti standardiziranih fizioloških parametrov kaže na ustreznost predlagane metode za uporabo v rehabilitacijski nalogi. V splošnem se je hemisferična izvedba ročaja izkazala za boljšo.

Zajem in analiza fizioloških signalov sta tekom disertacije predstavljala večplastni izziv. Signali so po naravi zelo nizkih amplitud, dovzetni so za elektromagnetne in konduktivne motnje ter nestanovitni v svojem odzivu. Slednje je zahtevalo veliko različnih pristopov k merjenju, metod analognega zajema in nenazadnje tudi načrtovanja eksperimenta. Fiziološki signali se lahko med merjenci razlikujejo po širokem dinamičnem območju, zato je bilo potrebno načrtati vezja, ki delujejo z dovolj dobro ločljivostjo, da pokrijejo celotno množico možnih odzivov. Odzivi merjencev so lahko nepredvidljivi, če eksperiment ni dobro zasnovan. S tem namenom smo pred vsakim eksperimentom določili interval umirjanja, da smo odzive lahko normalizirali in primerjali med seboj. Odzivi merjencev so lahko zelo različni po amplitudi, literatura pa pravi, da približno ena tretjina vseh oseb ne izkazuje fiziološkega odziva ali pa ga ni možno interpretirati [?, 50]. V eksperimentu bi lahko proizvedli bolj značilne izzive, če bi merjence izpostavili večji težavnosti ali fizični obremenitvi, saj v našem primeru opazimo, da se vrednost povprečnega srčnega utripa pri težjih nalogah relativno na interval mirovanja ne poveča čez 1 BPM. S tem bi zagotovili bolj signifikantne odzive, kar bi prispevalo k analizi korelacije signalov in artefaktov gibanja v nadaljevanju.

Med interakcijo človek-robot se pri površinskem merjenju fizioloških signalov pogosto pojavljajo artefakti gibanja. Ti so problematični, ker vplivajo na kvaliteto in integriteto fiziološkega signala, ki ga neposredno uporabimo v analizi. S tem namenom smo predstavili metodo določitve kvalitete signale iz biomehanskih signalov, ki smo jih merili s senzorji sile in gibanja. Motnjo gibanja smo modelirali s tremi prispevki: kotno hitrostjo ročaja, silo stiska in silo interakcije naloge. Na podlagi biomehanskih prispevkov in pragovnih vrednosti smo določili signale kvalitete QOS. Ti nam povedo, kdaj se določen prispevek tako poveča, da lahko sklepamo, da bo meritev fiziološkega signala neustrezna. Opisano metodo bi lahko uporabljali v realnem času med vadbo, kjer bi bil izračun fizioloških parametrov aktiven samo v času zadostne kvalitete signala. Da bi preverili kako dobro QOS signali sovpadajo s spodletelo detekcijo, smo na podlagi zajetih podatkov iz eksperimeta določili tudi signale kvalitete detekcije (DET) algoritmov izračunavanja fizioloških parametrov. Prekrivanje DET in QOS nam pove stopnjo zaupanja QOS signala za določen prispevek gibanja. Rezultati kažejo, da se vplivi gibanja na posamezne fiziološke signale razlikujejo med nalogami, največji prispevek pa sicer opazimo za silo interakcije. Pri merjenju prevodnosti kože pa opazimo tudi izrazitejše vplive sile stiska in rotacije zapestja.

Analizo kvalitete signala bi lahko izboljšali z uporabo strojnega učenja in nevronske mreže, kjer bi za vhode določili surove biomehanske signale, za izhode pa algoritme detekcije DET. Nalogo bi izvajali dlje časa in pod različnimi pogoji. Prenosna funkcija bi se sčasoma naučila pri katerih vrednostih biomehanskih signalov detekcija deluje dobro in pri katerih ne. Na ta način bi izboljšali delovanje algoritmov za izračunavanje fizioloških parametrov med vadbo. Predlagana metoda merjenja fizioloških signalov je bila v nadaljevanju uporabljena med validacijo adaptivnega regulatorja težavnosti vadbe. Eksperiment je bil sestavljen iz dveh delov, kjer so merjenci najprej opravljali nalogo z regulatorjem, ki je proizvajal linearno naraščajočo težavnost, v drugem delu pa je bila težavnost prilagojena glede na uspešnost, biomehanske parametre in fiziološke parametre, ki so bili izračunani v kvazi-realnem času. V prvem primeru lahko opazimo linearno naraščanje vrednosti parametrov, v drugem pa asimptotično približevanje konstantni vrednosti, ki jo določa regulator težavnosti. Opazimo lahko tudi večji raztros vrednosti fizioloških signalov, kar je pričakovano, saj so odzivi med merjenci amplitudno zelo različni.

Zaradi velike togosti, ki jo imajo robotski mehanizmi, zahteva interakcija med robotom in človekom visoko stopnjo varnosti. S tem namenom smo analizirali uporabo mehanskega sklopa s spremenljivo togostjo, ki med človeka in pogonski del robota vnaša elastične elemente. Za spreminjanje togosti mehanskega sklepa obstaja več mehanskih konfiguracij in pristopov. Mi smo analizirali antagonistično konfiguracijo vzmeti, ki je realizirana s sistemom dveh pomičnih gredi s kvadratično relacijo med translacijskim pomikom in proizvedeno silo. Analizirali smo teoretični model pomičnih gredi iz predlagane literature in pridobili modela togosti in sile v odvisnosti od translacijkega premika. Analizirali smo tudi teoretično delovno območje predlaganega sklopa dveh gredi, katerega glavna pomankljivost je predvsem omejeno območje veljavne togosti in sile.

Z namenom eksperimentalne validacije in zasnove metod vodenja smo razvili lastno verzijo haptičnega mehanizma, ki vsebuje antagonistični sklop vzmeti in gredi. Mehanizem je bil zasnovan in sestavljen v Laboratoriju za robotiko, Fakultete za elektrotehniko, UL. Za mehanizem smo zapisali kinematične in dinamične relacije, sledil pa je opis delovanja haptičnega sistema in opis strojne opreme uporabljene med eksperimentalno validacijo. Strojna oprema je vsebovala računalnik z operacijskim sistemom, ki je tekel v realnem času in kartice za zajem in generiranje krmilnih signalov.

V eksperimentalni validaciji smo prikazali in verificirali delovanje pozicijskega vodenja in opisanega teoretičnega modela sklopa. Frekvenčni odziv pozicijskega vodenja je pokazal lomno frekvenco pri 11 Hz za višjo togost sklopa in 7,5 Hz za nižjo. Analiza periodičnega vzbujanja pri različnih togostih kaže tudi na zmanjševanje absolutne napake pozicije vrha z višanjem togosti sklopa. Metode vodenja smo razširili na vodenje sile omenjenega haptičnega mehanizma in predlagali svoje regulacijske sheme. Predstavili smo posredno merjenje sile preko merjenja zasuka gredi, ki je bilo verificirano s statičnim in frekvenčnim odzivom naprave. V nadaljevanju smo opisali tudi metode vodenja aktivne impedance, ki smo jih uspešno implementirali in evalvirali.

Skozi ves postopek eksperimentalne validacije se je pojavljal problem vpliva reduktorja, ki je onemogočal točno regulacijo sile in vnašal histerezo v vhodno-izhodno karakteristiko. Med postopkom validacije se je za problematičnega izkazal tudi sistem navijanja vrvi. Vrvi je treba po vsakem razvitju počasi in previdno naviti nazaj na navijalne bobne. Omenjen sistem deluje dobro samo med regulacijo sile, kadar je sila prednapetja ves čas prisotna. Ko sistem ni napajan, pa sila prednapetja popusti in dolgotrajen postopek navijanja je treba ponoviti. Izboljšavo bi predstavljal sistem dvosmerne antagonistične konfiguracije, kjer bi potrebovali še dva dodatna elementa gredi in vzmeti, na katera bi vpeli nasprotni konec vrvi. Tak mehanizem bi se lahko premikal v obeh smereh tudi brez napajanja. Največji izziv karakterizacije sistema ni bila izbira metod, temveč izvedba metod v praksi. Nelinearnost sistema, odvisnost rezultatov od mesta meritve in ponovljivost rezultatov so samo nekatere od težav, s katerimi smo se srečevali med eksperimentalno validacijo.

V nadaljevanju raziskav bi lahko sistem uporabili v dejanski rehabilitacijski aplikaciji za razgibavanje okončin. Širša študije na pacientih bi omogočila vzporedno validacijo omenjenih pristopov merjenja fiziologije, združevanja senzornih informacij za načrtovanje težavnosti in uporabo haptičnega mehanizma v nalogi rehabilitacije. Zanimiva bi bila tudi študija domače uporabnosti sistema, kjer bi robotski sistem skupaj z vgrajeno aplikacijo v virtualnem okolju testirali v domačem okolju. Z vprašalniki bi lahko analizirali pokazatelje uporabnosti sistema, analiza robotskih in fizioloških signalov pa bi lahko pokazala napredek vadbe in odzive pacienta na vadbo.

Preprosta struktura mehanizma omogoča enostavno prilagajanje konfiguracije mehanizma, zato bi lahko sistem uporabili za razgibavanje zgornjih okončin v večih smereh in za različne namene. Skladno s konfiguracijo bi lahko prilagodili samo aplikacijo v virtualnem okolju. Zanimiva bi bila tudi uporaba sistema za razgibavanje spodnjih okončin v aplikacijah rehabilitacije. Pogosti so operativni posegi vezi kolena zaradi športnih ali drugih poškodb, po katerih je potrebno intenzivno razgibavanje kolenskega sklepa takoj po operaciji vezi, da se ohrani gibljivost. Zaradi svoje preprostosti tak sistem izkazuje univerzalnost uporabe, saj se lahko hitro prilagodi v katerokoli konfiguracijo, ki odgovarja vadbi za različne ude, sklepe oz. mišične skupine.

6 Izvirni prispevki znanosti

- 1. Metodologija in validacija sistema za enostavno in nemoteče merjenje fizioloških parametrov človeka med robotsko vadbo. Kandidat je razvil in integriral lasten merilni sistem v ročaj robota.
- 2. Analiza vpliva gibanja na meritve fizioloških signalov in metoda ocenjevanja kvalitete signala med robotsko rehabilitacijo.
- 3. Teoretična analiza modela pogonskega sistema s spremenljivo togostjo in metodologija vodenja pozicije in sile linearnega pogonskega sklopa s spremenljivo togostjo.
- 4. Eksperimentalna validacija različnih izvirnih pristopov vodenja aktivne impedance linearnega pogonskega sklopa s spremenljivo togostjo.

Literatura

- E. Gilab, J. M. Vergarach in P. Lagunaab, "Pulse transit time variability versus heart rate variability during decreases in the amplitude fluctuations of photoplethysmography signal.," *International Journal of Bioelectromagnetism*, vol. 12, st. 3, str. 95–101, 2010.
- [2] N. Hocine, A. Gouaich, S. A. Cerri, D. Mottet, J. Froger in I. Laffont, "Adaptation in serious games for upper-limb rehabilitation: an approach to improve training outcomes," *User Modeling and User-Adapted Interaction*, vol. 25, št. 1, str. 65–98, 2015.
- [3] F. C. Huang, R. B. Gillespie in A. D. Kuo, "Human adaptation to interaction forces in visuo-motor coordination," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *IEEE Transactions on*, vol. 14, št. 3, str. 390–397, 2006.
- [4] 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. 1, 2014.
- [5] D. Novak, M. Mihelj, J. Ziherl, A. Olenšek in M. Munih, "Psychophysiological measurements in a biocooperative feedback loop for upper extremity rehabilitation," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 19, št. 4, str. 400– 410, 2011.
- [6] D. Novak, M. Mihelj, J. Ziherl, A. Olenšek in M. Munih, "Psychophysiological measurements in a biocooperative feedback loop for upper extremity rehabilitation," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 19, št. 4, str. 400– 410, 2011.
- [7] D. Novak, J. Ziherl, A. Olenšek, M. Milavec, J. Podobnik, M. Mihelj in M. Munih, "Psychophysiological responses to robotic rehabilitation tasks in stroke," *Neural Systems* and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 18, št. 4, str. 351–361, 2010.

- [8] D. Novak, M. Mihelj in M. Munih, "Psychophysiological responses to different levels of cognitive and physical workload in haptic interaction," *Robotica*, vol. 29, št. 03, str. 367– 374, 2011.
- [9] D. Kulic in E. A. Croft, "Affective state estimation for human-robot interaction," Robotics, IEEE Transactions on, vol. 23, št. 5, str. 991–1000, 2007.
- [10] S. Balters in M. Steinert, "Capturing emotion reactivity through physiology measurement as a foundation for affective engineering in engineering design science and engineering practices," *Journal of Intelligent Manufacturing*, str. 1–23, 2015.
- [11] G. M. Breakwell, J. A. Smith in S. M. Hammond, Research Methods in Psychology, section 8, str. 146–195. SAGE Publications Ltd., third izd., 2006. Psychophysiological methods.
- [12] D. M. Geer in A. Nichols, "Patient and staff acceptance of robotic technology in occupational therapy: a pilot study," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 28, št. 2, 1991.
- [13] G. A. Pratt in M. M. Williamson, "Series elastic actuators," v Intelligent Robots and Systems 95. 'Human Robot Interaction and Cooperative Robots', Proceedings. 1995 IEE-E/RSJ International Conference on, vol. 1, str. 399–406, IEEE, 1995.
- B. Vanderborght, A. Albu-Schäffer, A. Bicchi, E. Burdet, D. G. Caldwell, R. Carloni, M. Catalano, O. Eiberger, W. Friedl, G. Ganesh *et al.*, "Variable impedance actuators: A review," *Robotics and autonomous systems*, vol. 61, št. 12, str. 1601–1614, 2013.
- [15] B. Vanderborght, B. Verrelst, R. Van Ham, M. Van Damme, P. Beyl in D. Lefeber, "Development of a compliance controller to reduce energy consumption for bipedal robots," *Autonomous Robots*, vol. 24, št. 4, str. 419–434, 2008.
- [16] S. Stramigioli, G. van Oort in E. Dertien, "A concept for a new energy efficient actuator," v Advanced Intelligent Mechatronics, 2008. AIM 2008. IEEE/ASME International Conference on, str. 671–675, IEEE, 2008.
- [17] P. Cherelle, V. Grosu, A. Matthys, B. Vanderborght in D. Lefeber, "Design and validation of the ankle mimicking prosthetic (amp-) foot 2.0," *IEEE Transactions on Neural* Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 22, št. 1, str. 138–148, 2014.
- [18] M. Bureau, T. Keller, J. Perry, R. Velik in J. Veneman, "Passive multirate wave communications for haptic interaction in slow virtualenvironments," v Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), Zurich, Switzerland, vol. 29, str. 1–4, 2011.

- [19] P. Beyl, P. Cherelle, K. Knaepen in D. Lefeber, "A proof-of-concept exoskeleton for robot-assisted rehabilitation of gait," v 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, str. 1825–1829, Springer, 2009.
- [20] S. M. Alaimo, L. Pollini, J. P. Bresciani in H. H. Bülthoff, "Evaluation of direct and indirect haptic aiding in an obstacle avoidance task for tele-operated systems," *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 44, št. 1, str. 6472–6477, 2011.
- [21] M. G. Catalano, G. Grioli, M. Garabini, F. Bonomo, M. Mancini, N. Tsagarakis in A. Bicchi, "Vsa-cubebot: A modular variable stiffness platform for multiple degrees of freedom robots," v Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on, str. 5090–5095, IEEE, 2011.
- [22] C. Yang, G. Ganesh, S. Haddadin, S. Parusel, A. Albu-Schaeffer in E. Burdet, "Humanlike adaptation of force and impedance in stable and unstable interactions," *IEEE transactions on robotics*, vol. 27, št. 5, str. 918–930, 2011.
- [23] G. Spagnuolo, M. Malosio, T. Dinon, L. M. Tosatti in G. Legnani, "Analysis and synthesis of linwwc-vsa, a variable stiffness actuator for linear motion," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 110, str. 85–99, 2017.
- [24] D. Novak, Adaptive integration of psychophysiological variables for robotic training, ch. Razširjen povzetek. Doctoral dissertation, 2011.
- [25] J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary in G. Berntson, Handbook of psychophysiology. Cambridge University Press, 2007.
- [26] J. Everly, GeorgeS. in J. Lating, "The anatomy and physiology of the human stress response," v A Clinical Guide to the Treatment of the Human Stress Response, str. 17– 51, Springer New York, 2013.
- [27] J. E. Hall, Guyton and Hall textbook of medical physiology. Saunders, 2006.
- [28] M. Apparel, "Live athos." Dosegljivo: http://wwww.liveathos.com. [Dostopano: 13. 9. 2015].
- [29] T. Labs, "Myo." Dosegljivo: http://www.myo.com. [Dostopano: 13. 9. 2015].
- [30] T. T. Ltd., "Basics of surface electromyography applied to psychophysiology." Dosegljivo: http://www.thoughttechnology.com/pdf/manuals/MAR900-01%20SEMG %20applied%20to%20psychophysiology.pdf. [Dostopano: 13. 9. 2015].

- [31] V. Surakka in J. K. Hietanen, "Facial and emotional reactions to duchenne and nonduchenne smiles," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 29, št. 1, str. 23–33, 1998.
- [32] D. Rissén, B. Melin, L. Sandsjö, I. Dohns in U. Lundberg, "Surface emg and psychophysiological stress reactions in women during repetitive work," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 83, št. 2-3, str. 215–222, 2000.
- [33] D. Novak, J. Ziherl, A. Olensek, M. Milavec, J. Podobnik, M. Mihelj in M. Munih, "Psychophysiological responses to robotic rehabilitation tasks in stroke," *Neural Systems* and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 18, str. 351–361, Aug 2010.
- [34] D. Novak, M. Mihelj in M. Munih, "Psychophysiological responses to different levels of cognitive and physical workload in haptic interaction," *Robotica*, vol. 29, str. 367–374, 5 2011.
- [35] O. Villon in C. Lisetti, "A user-modeling approach to build user's psycho-physiological maps of emotions using bio-sensors," v Robot and Human Interactive Communication, 2006. ROMAN 2006. The 15th IEEE International Symposium on, str. 269–276, IEEE, 2006.
- [36] M. Swangnetr in D. B. Kaber, "Emotional state classification in patient-robot interaction using wavelet analysis and statistics-based feature selection," *Human-Machine* Systems, IEEE Transactions on, vol. 43, št. 1, str. 63–75, 2013.
- [37] R. Guo, S. Li, L. He, W. Gao, H. Qi in G. Owens, "Pervasive and unobtrusive emotion sensing for human mental health," v Proceedings of the 7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, str. 436–439, ICST (Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering), 2013.
- [38] M.-Z. Poh, N. C. Swenson in R. W. Picard, "A wearable sensor for unobtrusive, longterm assessment of electrodermal activity," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions* on, vol. 57, št. 5, str. 1243–1252, 2010.
- [39] M. Folke, L. Cernerud, M. Ekström in B. Hök, "Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 41, št. 4, str. 377–383, 2003.
- [40] Wikipedia, "Spirometry." Dosegljivo: http://en.wikipedia.org/wiki/Spirometry.[Dostopano: 2. 9. 2017].
- [41] WelchAllyn, "Spirometer." Dosegljivo: http://www.welchallyn.com/en/products/ categories/cardiopulmonary/spirometry/spiroperfect-pc-based-spirometer. html. [Dostopano: 26. 8. 2017].
- [42] D. Caldirola, L. Bellodi, A. Caumo, G. Migliarese in G. Perna, "Approximate entropy of respiratory patterns in panic disorder," *American Journal of Psychiatry*, vol. 161, št. 1, str. 79–87, 2004.
- [43] F. Boiten, "Component analysis of task-related respiratory patterns," International Journal of Psychophysiology, vol. 15, št. 2, str. 91–104, 1993.
- [44] M. van Dooren, J. G.-J. de Vries in J. H. Janssen, "Emotional sweating across the body: Comparing 16 different skin conductance measurement locations," *Physiology* and Behavior, vol. 106, št. 2, str. 298–304, 2012.
- [45] D. C. Fowles, M. J. Christie, R. Edelberg, W. W. Grings, D. T. Lykken in P. H. Venables, "Publication recommendations for electrodermal measurements," *Psychophysiology*, vol. 18, št. 3, str. 232–239, 1981.
- [46] E. Richard in A. D. Chan, "Design of a gel-less two-electrode ecg monitor," v Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2010 IEEE International Workshop on, str. 92–96, IEEE, 2010.
- [47] W. F. Electronics, "Pulse sensor." Dosegljivo: http://http://pulsesensor.com/. [Dostopano: 13. 9. 2015].
- [48] A. Kistler, C. Mariauzouls in K. von Berlepsch, "Fingertip temperature as an indicator for sympathetic responses," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 29, št. 1, str. 35–41, 1998.
- [49] B. Mittelmann in H. G. Wolff, "Emotions and skin temperature: Observations on patients during psychotherapeutic (psychoanalytic) interviews1.," *Psychosomatic Medicine*, vol. 5, št. 3, str. 211, 1943.
- [50] W. Boucsein, *Electrodermal activity*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [51] B. M. Appelhans in L. J. Luecken, "Heart rate variability as an index of regulated emotional responding.," *Review of general psychology*, vol. 10, št. 3, str. 229, 2006.
- [52] T. F. of the European Society of Cardiology *et al.*, "Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use," *Eur Heart J*, vol. 17, str. 354–381, 1996.

- [53] G. Benbir, S. Ozekmekci, S. Oguz, G. Kenangil, S. Ertan in E. Akalan, "Quantitative analysis of reduced arm swing frequency in essential tremor," *European neurology*, vol. 63, št. 5, str. 302–306, 2010.
- [54] K. T. Sweeney, T. E. Ward in S. F. McLoone, "Artifact removal in physiological signals—practices and possibilities," *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, vol. 16, št. 3, str. 488–500, 2012.
- [55] K. Sweeney, S. McLoone in T. Ward, "A simple bio-signals quality measure for in-home monitoring," 2010.
- [56] M. van Dooren, J. H. Janssen *et al.*, "Emotional sweating across the body: Comparing 16 different skin conductance measurement locations," *Physiology & behavior*, vol. 106, št. 2, str. 298–304, 2012.
- [57] N. Hogan, "Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles," *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 29, št. 8, str. 681–690, 1984.
- [58] B. Verrelst, R. Van Ham, B. Vanderborght, D. Lefeber, F. Daerden in M. Van Damme, "Second generation pleated pneumatic artificial muscle and its robotic applications," *Advanced Robotics*, vol. 20, št. 7, str. 783–805, 2006.
- [59] G. Tonietti, R. Schiavi in A. Bicchi, "Design and control of a variable stiffness actuator for safe and fast physical human/robot interaction," v Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on, str. 526–531, IEEE, 2005.
- [60] R. Schiavi, G. Grioli, S. Sen in A. Bicchi, "Vsa-ii: A novel prototype of variable stiffness actuator for safe and performing robots interacting with humans," v Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on, str. 2171–2176, IEEE, 2008.
- [61] O. Eiberger, S. Haddadin, M. Weis, A. Albu-Schäffer in G. Hirzinger, "On joint design with intrinsic variable compliance: Derivation of the dlr qa-joint," v Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on, str. 1687–1694, IEEE, 2010.
- [62] B. Vanderborght, N. G. Tsagarakis, R. Van Ham, I. Thorson in D. G. Caldwell, "Maccepa 2.0: compliant actuator used for energy efficient hopping robot chobino1d," *Autonomous Robots*, vol. 31, št. 1, str. 55–65, 2011.
- [63] L. C. Visser, R. Carloni in S. Stramigioli, "Energy-efficient variable stiffness actuators," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 27, št. 5, str. 865–875, 2011.

- [64] A. Jafari, N. G. Tsagarakis, B. Vanderborght in D. G. Caldwell, "A novel actuator with adjustable stiffness (awas)," v Intelligent robots and systems (iros), 2010 ieee/rsj international conference on, str. 4201–4206, IEEE, 2010.
- [65] S. Wolf, O. Eiberger in G. Hirzinger, "The dlr fsj: Energy based design of a variable stiffness joint," v Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on, str. 5082–5089, IEEE, 2011.
- [66] B. Vanderborght, N. G. Tsagarakis, C. Semini, R. Van Ham in D. G. Caldwell, "Maccepa 2.0: Adjustable compliant actuator with stiffening characteristic for energy efficient hopping," v *Robotics and Automation*, 2009. ICRA'09. IEEE International Conference on, str. 544–549, IEEE, 2009.
- [67] S. Kawamura, T. Yamamoto, D. Ishida, T. Ogata, Y. Nakayama, O. Tabata in S. Sugiyama, "Development of passive elements with variable mechanical impedance for wearable robots," v Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA'02. IEEE International Conference on, vol. 1, str. 248–253, IEEE, 2002.
- [68] K. Hollander in T. Sugar, "Concepts for compliant actuation in wearable robotic systems," v US-Korea Conference (UKC) CDROM, 2004.
- [69] T. Morita in S. Sugano, "Design and development of a new robot joint using a mechanical impedance adjuster," v Robotics and Automation, 1995. Proceedings., 1995 IEEE International Conference on, vol. 3, str. 2469–2475, IEEE, 1995.
- [70] ITIA-CNR. Dosegljivo: http://www.itia.cnr.it/en/. [Dostopano: 13. 11. 2017].
- [71] G. Spagnuolo, M. Malosio, T. Dinon, L. M. Tosatti in G. Legnani, "Analysis and synthesis of linwwc-vsa, a variable stiffness actuator for linear motion," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 110, str. 85–99, 2017.
- [72] M. Malosio, M. Caimmi, G. Legnani in L. M. Tosatti, "Linarm: a low-cost variable stiffness device for upper-limb rehabilitation," v Intelligent Robots and Systems (IROS 2014), 2014 IEEE/RSJ International Conference on, str. 3598–3603, IEEE, 2014.
- [73] R. Van Ham, T. G. Sugar, B. Vanderborght, K. W. Hollander in D. Lefeber, "Compliant actuator designs," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 16, st. 3, 2009.
- [74] C. English in D. Russell, "Implementation of variable joint stiffness through antagonistic actuation using rolamite springs," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 34, št. 1, str. 27– 40, 1999.

- [75] M. M. AG, "Re 40." Dosegljivo: https://www.maxonmotor.com/medias/sys_master/ root/8825409404958/17-EN-132.pdf. [Dostopano: 13. 12. 2017].
- [76] C. Zoom, "Vrvica." Dosegljivo: www.misel-zadravec-carp.si/trgovina/ laks-in-vrvice-inleadcore/pletene-predvrvice/cz6705-som-predv-1-15m. [Dostopano: 13. 12. 2017].
- [77] R. M. tehnika d.o.o., "AksimTM." Dosegljivo: https://www.rls.si/. [Dostopano: 13. 12. 2017].
- [78] L. Jones in I. Hunter, "Influence of the mechanical properties of a manipulandum on human operator dynamics," *Biological cybernetics*, vol. 62, št. 4, str. 299–307, 1990.
- [79] L. A. Jones, "Kinesthetic sensing," v in Human and Machine Haptics, Citeseer, 2000.
- [80] E. Kunesch, F. Binkofski in H.-J. Freund, "Invariant temporal characteristics of manipulative hand movements," *Experimental Brain Research*, vol. 78, št. 3, str. 539–546, 1989.
- [81] M. M. AG, "Escon 50/5." Dosegljivo: https://www.maxonmotor.com/medias/sys_ master/root/8827036598302/17-EN-424-425-427.pdf. [Dostopano: 13. 12. 2017].
- [82] E. Samur, Performance metrics for haptic interfaces. Springer Science & Business Media, 2012.
- [83] C. W. De Silva, Sensors and actuators: Engineering system instrumentation. CRC Press, 2015.
- [84] R. Q. Van der Linde, P. Lammertse, E. Frederiksen in B. Ruiter, "The hapticmaster, a new high-performance haptic interface," v Proc. Eurohaptics, str. 1–5, 2002.
- [85] V. Hayward in O. R. Astley, "Performance measures for haptic interfaces," v RO-BOTICS RESEARCH-INTERNATIONAL SYMPOSIUM-, vol. 7, str. 195–206, MIT PRESS, 1996.
- [86] C. Salisbury, R. B. Gillespie, H. Tan, F. Barbagli in J. K. Salisbury, "Effects of haptic device attributes on vibration detection thresholds," v EuroHaptics conference, 2009 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2009. Third Joint, str. 115–120, IEEE, 2009.
- [87] D. Chapuis, "Application of ultrasonic motors to mr-compatible haptic interfaces," 2009.
- [88] J. B. Morrell in J. K. Salisbury, "Parallel-coupled micro-macro actuators," The International Journal of Robotics Research, vol. 17, št. 7, str. 773–791, 1998.

- [89] D. W. Weir, J. E. Colgate in M. A. Peshkin, "Measuring and increasing z-width with active electrical damping," v Haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems, 2008. Haptics 2008. Symposium on, str. 169–175, IEEE, 2008.
- [90] M. Mihelj, T. Bajd, M. Munih, J. Lenarčič in M. Žefran, Vodenje robotov. Založba FE in FRI, 2011.
- [91] M. Mihelj, Haptični roboti. Fakulteta za elektrotehniko, 2007.

Dodatek A

IEEE Transactions On Human-Machine Systems, 2017

An unobtrusive measurement method for assessing physiological response in physical human-robot interaction

Blaž Jakopin, Matjaž Mihelj, Member, IEEE, and Marko Munih, Member, IEEE

Abstract-The objective of this work was to develop and validate a novel unobtrusive method for measuring person's physiological response with a low-cost integrated sensory system for use in a physical control task. Two different sensory handles were designed (cylindrical and hemispherical shape) and used in a physical human-robot control task. Twenty-three participants underwent a measurement session with both handles, performing four different tasks for each handle. Two basic task conditions were permuted: physical load (high/low) and task dynamics (high/low). Electrocardiogram, photoplethysmogram, electrodermal activity, and peripheral skin temperature signals were recorded by sensory handles and a reference high-accuracy biosignal amplifier to determine the raw signal correlation between the measurement systems. Additionally, several standardised physiological parameters were calculated and discussed for both systems. Results of raw signal correlation showed a high correlation between the reference measurement system and the sensory handles. Pearson's correlation coefficients were above 0.8 for most physiological signals in all task conditions. Some effect of physical load and high task dynamics was registered. In terms of signal quality, hemispherical design outperformed the cylin-drical design. Correlation results show that the proposed system correlates well with the reference system for all tasks. In terms of optimal design for signal quality and comfort, hemispherical handle shape is more appropriate. Unobtrusive nature and short set-up time of such a method deems it appropriate for home use, monitoring, and research.

Index Terms—physiological sensors, haptic interaction, unobtrusive sensors, affective engineering, human-machine interaction

I. INTRODUCTION

I N the past few decades, quantitative measurement of persons's affective state and emotion reactivity has become a major topic of research for a broad area of applications, ranging from rehabilitation robotics in human-robot interaction to user experience testing in human-computer interaction. Affective state is a representation of subject's psycho-physiological state along two principal dimensions: valence and arousal [1]. This representation could provide valuable information on how a person is motivated, entertained, engaged, and satisfied with a certain task or product.

In human-robot interaction applications, motor rehabilitation has progressed from simple passive mechanisms for physical exercise with physical therapist present at all times, to semi-autonomous robotic interfaces that can offer personalized

The authors are with the Laboratory of Robotics, Department of Measurement and Robotics, Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, 1000 Ljubljana, Slovenia, E-mails: Nazjakopim@fc.uni-Jj.si (B. Jakopin), matjaz.mihelj@fe.uni-Jj.si (M. Mihelj), marko.munih@fe.uni-Jj.si (M. Munih) therapy for each patient [2], [3] or objectively asses the patient's limb mobility and biomechanical parameters [4]. These are often combined with virtual environments to make the exercise more engaging and to increase the persons's motivation [5], [6]. This type of motor rehabilitation is especially effective with post-stroke patients, where motivation and engagement in physical exercise is inherently low. In an effort to improve the success of rehabilitation, several attempts have been made to incorporate a quantitative measure of persons's affective state, that can, together with their motor performance parameters, provide different control strategies of the physical interaction task by adjusting the task difficulty. [7]–[9].

Previous research has shown that estimation of person's psychological state is possible by measuring physiological parameters, such as heart rate, skin conductance, peripheral skin temperature, and respiration [10], [11] and adapting the parameters of the physical control task based on the measured physiological response [12]. Similar research was performed by Badesa et. al [13], [14], using multisensory data to adaptively change the complexity of the virtual reality task. Enhanced human-robot interaction experience is reported by Guerrero et al. [15] using a biocybernetic closed-loop controller to adapt the robot assistance. Similarly, Morales et al. [16] presented a new concept of multimodal assistive robotic system to address the growing trend of patient-tailored assistance. In an effort to improve the healthcare services in the future Swangnetr et al. [17] proposed an algorithm for emotional classification in patient-robot cooperation, using physiological data acquired using standard bio-amplifiers. A thorough overview of the affective engineering field has recently been done by Balters et al. [18], where applications and physiological measurement methods were discussed. Most of the afore-mentioned research was based on physiological data analysis, acquired by high-tech and expensive medical equipment. Although this type of equipment is non-invasive, it is usually not user-friendly and does not enable fast setup. Previous research by Dijkers, et al. [19] found that many therapists may stop using devices if set-up takes more than 5 minutes. Fast set-up time and ease of use, together with the desired device accuracy should therefore be considered.

A possible solution for an unobtrusive measurement of person's physiological response can be realised by placing sensors at the grasping point off the haptic robot tip. This way, no additional setup is needed. The person can interface with the virtual environment through robot interaction, and have the physiological parameters simultaneously measured by the integrated sensors at the handle. This approach could enable researchers for faster experiments and open the door to home-based measurement solutions, not requiring additional personnel for task setup.

Such thinking is well aligned with notable increase in lowcost, wearable and unobtrusive sensory systems for healthcare in order to tackle the problem of aging population, ubiquity of chronic diseases, or simply the trend of healthier lifestyle [20], [21]. These sensors often measure some of the person's physiological signals and combine them with biomechanics. After a comprehensive review of commercial low-cost measurement devices authors determined that a custom embedded solution was necessary, since none of the present off-theshelf solutions can be applicable. Heuer et al. [22] measured physiological signals through direct contact electrodes and sensors embedded in the steering wheel of a vehicle. Similarly, physiological sensors were integrated in a smart wheelchair for an unobtrusive measurement during patient use [23]. In order to assess the person's psychological state during physical rehabilitation task without applying additional sensors and electrodes, a simple combination of grasping and measurement is a natural choice.

Our focus is on the measurement of physiological parameters, namely heart rate and its variability (using electrocardiography and photoplethysmography), electrodermal activity, and peripheral skin temperature. These parameters are mostly linked with physical activity and emotional arousal [24] through the sympathetic part of the autonomous nervous system and have been intensely used in literature, showing significant changes with regard to different cognitive tasks [25]. Physiological responses can also be influenced by physical activity. In the past, efforts have be made to separate cognitive and physical response too determine which physiological measure is most reliable in motor rehabilitation, were physical workload is also present. [26]

This paper starts with the development of embedded low cost sensory system and application in two types of handle configurations having cylindrical and hemispherical shape. These are placed at the human arm to haptic robot interaction point. The signals from this low cost embedded system are processed in a same way as the normative data that was gathered from established commercial system. The goal and the motivation for this work is the comparison of signals carrying physiological features. The paper is focused on the reliability of signals and presence of noise and artifacts in case of low-cost unobtrusive system versus an established commercial system.

II. SYSTEM DESIGN

A. Sensor Architecture

A full sensory system architecture is illustrated in the Fig. 1. Various analog conditioning circuits are used to acquire person's physiological signals.

The single-lead electrocardiogram (ECG) monitor circuit was designed as proposed by Richard et al. [27] for measuring heart rate (HR) and heart rate variability (HRV). For the purpose of unobtrusive measurement dry stainless steel

electrodes also commonly found in ECG monitors for home use were used.

For measuring electrodermal activity (EDA) a circuit as proposed by Poh et al. [28] was designed, using a nonlinear feedback automatic bias control with low-power operational amplifiers (TLC274 by Texas Instruments), also utilizing dry Ag/AgCl electrodes.



Fig. 1: Overview of the system architecture. Separate analog frontends are locally regulated to ensure stable operating voltage. Isolation for this prototype is provided externally, and power is supplied by the USB port.

A conditioning circuit for peripheral skin temperature measurement was designed using a NTC glass thermistor (62S3KF354G by Betatherm), connected in a Wheatstone bridge and amplified using an instrument amplifier (AD8223 by Analog Devices).

Since ECG monitors require bimanual measurement [29], we upgraded the system with a second heart rate measurement using photoplethysmography (PPG). An off-the-shelf PPG sensor (Pulse Sensor by World Famous Electronics) was used in order to enable for unimanual measurement and to test the appropriateness of the PPG signal to serve as a standalone sensor for measuring HR and HRV. Such setup could provide the possibility for fusing ECG and PPG signals for a more robust HR estimation in the future. Next possible upside of adding the PPG sensor can be the additional clinical parameters that can be extracted using both ECG and PPG data (e.g. Pulse Transit Time [30]) All signal conditioning is integrated on the PPG sensor printed circuit board that, with the adequate gain, already produces an analog waveform for digital conversion.

Additionally, a force cell conditioning circuit was designed to enable the use of grasping force measurement. A low-power, high-accuracy instrumentation amplifier with a precision reference and differential input amplification (INA125 by Texas Instruments) was used for load cell signal amplification. All conditioning circuits had local voltage references to produce a stable and noise-free analog voltage.

A microcontroller board (STM32F4 Discovery by ST Microelectronics) was used for analog-to-digital conversion, signal processing, and communication. Power is drawn directly from the universal serial bus (USB) port on the local computer, and then locally regulated on the board. A-D conversion was made by an integrated 12-bit ADC. With Nyquist frequency set at $f_{Nyquist} = 100$ Hz real-time operation is possible and the most relevant bandwidths of physiological signals are covered in accordance to Thakor et at. [31]. QRS complex of the ECG has the highest frequency content of all measured signals and is located in the range of 10 Hz. We oversampled the analog signals with a sampling frequency $f_{sampling} = 4^n \cdot f_{Nyquist}$, where n = 4, to increase the resolution to 16 bits [32]. After the data has been processed, it is communicated via universal asynchronous receiver/transmitter (UART), through UART to USB data transfer interface (FT232 by Future Technology Devices International), and finally passed to the local computer through the use of external isolation (USB to USB isolator by Baaske Medical). Isolation is needed for safety and for reduction of measurement interference.

B. Handle Design

To enable an inconspicuous and unobtrusive measurement of physiological parameters, sensors have to be placed at the point of the haptic interaction between the robot and the human, thus the electrodes and sensors were integrated in the robot handle. Two mountable robot handles with different shape were developed for this purpose: one cylindricallyshaped (c-handle) and one hemispherically-shaped (s-handle) handle as presented on Fig. 2.



Fig. 2: Handle designs with integrated physiological sensors. (a) Cylindrical shape (c-handle). (b) Hemispherical shape (s-handle).

After a preliminary study of comfort in rehabilitation task within the laboratory staff, s-handle showed much better results regarding comfort than the c-handle. However, the cylindrical shape is more universal, and can be easily used in different orientations, for different rehabilitation tasks, enabling grasping force measurements.

Electrodes and sensors were integrated to the handles as proposed by the literature [18] and in a way, to be as intuitive and inconspicuous as possible. The person should be able to grasp the handle with no special care, not needing to focus on the sensors and electrodes during task. Both handles were designed for the left hand, to simulate reduced motor capabilities when experimenting with healthy subjects.

Predicted measurement locations are illustrated on Fig. 3. EDA measurement is made through Ag/AgCl electrodes

positioned in such a way that distal phalanges of the second and fourth finger cover the entire surface of the electrode. PPG measurement is made by covering the Pulse sensor with the distal phalanges of the third finger. Peripheral skin temperature is measured at the distal phalanges of the fifth finger. Finally, stainless steel electrodes for measuring ECG, are appropriately positioned on the handle, enabling contact with proximal/thenar palmar surface.

A second (static) handle was added to the system, to ensure the bimanual measurement of the ECG was possible, and additionally to provide a bimanual frame of reference for the person [33], during the physical control task. The second handle, which was designed for the right hand, is hemispherically-shaped for best ergonomic fit and includes only the stainless steel electrodes.

C-handle was designed and 3D-printed in the Laboratory of robotics, while s-handle was hand made for best ergonomic fit out of expanded polystyrene.



Fig. 3: Predicted measurement locations for both left and right palms at time of interaction with the robot. Left (active) hand is interacting with the robot and is simultaneously being measured for physiological response at the handle. Right (passive) hand is resting on the static handle, populated only by the ECG electrodes.

III. MATERIALS AND METHODS

A. Hardware

Haptic Master robot (Moog FCS, The Netherlands) was used as the haptic robot interface for the motor rehabilitation task. The end-effector of the robot is equipped with a threeaxis force sensor. The robot itself enables force-controlled movement in three degrees-of-freedom. Handles were mounted to the force sensor at the robot end-effector (see Fig. 4).

A $2.4\,m\times1.7\,m$ screen was used to display the virtual rehabilitation task. Subjects sat at a distance of 3.2 m in front of the screen, with the robot positioned at their left-hand side.

A g.USBamp (g.tec Medical Engineering GmbH, Austria) amplifier was used as a "gold standard" reference physiological measurement system. ECG was recorded using four disposable pre-gelled electrodes, with one electrode at the left part of the chest, one at the right part of the chest, one at the right part of the abdomen, and a ground electrode applied to the upper right part of the back. EDA was measured with a g.GSR sensor, placed on the distal phalanges of the second and fourth fingers on the non-active hand, to enable the same measurement conditions as on the active hand. Peripheral skin temperature was measured with g.TEMP sensor, attached to the distal phalanges of the fifth finger. PPG was measured with g.PULSE sensor, attached to the distal phalanges of the third finger. All signals were sampled at 100 Hz to enable the same conditions as with the proposed measurement system.

B. Participants

A total of 23 students and staff members (age 26.8 ± 6.9) of University of Ljubljana participated in the study. Each participant performed a single measurement session, consisting of 8 measurement blocks in total, 4 with each handle. 18 participants were male, 5 were female. All participants were healthy with no physical or cognitive defects. One female person recording was discarded due to severe signal corruption.

C. Physical Control Task

A mathematical model of inverted pendulum was implemented in a virtual environment as the physical control task [26]. The inverted pendulum is an inherently unstable system without control, so the participants had to balance the pendulum by applying a virtual force to the cart (robot end-effector). The amount of force needed and the pendulum dynamics were adjusted through the mathematical model by changing the parameters such as gravity, friction, damping, mass, and pole length. If participants did not manage to stabilize the pole, the pole was reset to the vertical position after the cart was brought back to the middle of the screen. All robot movements and haptics were limited only to the x-axis (horizontal axis) of the robot, to enable a 2-D rehabilitation task and to simplify the experiment.



Fig. 4: Subject performing a physical control task by balancing the inverted pendulum in virtual environment.

In order to create different physical conditions in physical control task, mass of the cart was changed between two values (mass at high physical load was set to 5 times higher in comparison to low physical load). Different dynamic conditions were created by changing the length of the pole between two values (high dynamics were set at one third of the length of

the pole at low dynamics). With high physical load the robot produced larger reaction forces at the end-effector for person to move the cart. With high dynamics, the pendulum reacted much faster to the cart movement, also falling much faster. In this condition participants had to react faster in order to balance the pole. This way, two conditions were permuted to create four different tasks (similar design, but for different purpose, was used in [26]):

Task 1 (T1): low physical load and low dynamics, Task 2 (T2): low physical load and high dynamics, Task 3 (T3): high physical load and low dynamics, and Task 4 (T4): high physical load and high dynamics.

D. Experiment Protocol

The experiment was conducted in a quiet environment of the laboratory, where participants were not disturbed by random noise and other stimuli. Only experiment supervisor and one participant were present in the room during the experiment.

Participants were seated in front of the robot, g.tec sensors were applied to their passive hand and the chest, and experiment protocol was explained. Support for the active arm was provided by an armchair. The passive arm was resting on a soft comfortable material at approximately the same height as the active arm. After seating, subjects were encouraged to practice T1 only once, for up to 2 minutes to get the basic knowledge of the inverted pendulum task to provide for a steady and predictable physiological response.In addition, the short practice session allowed the experiment supervisor to comment and correct the palm-handle point of interaction for every subject, in order to minimize the effect of motion artifacts during actual tasks.

After initial practice session, subjects performed 4 blocks of measurement trials separately for both handle options. Each block consisted of 3-min rest period and was followed by a 3-min task period. Rest period served as a baseline for physiological measurements. Tasks were selected randomly. After the first 4 blocks the handle was replaced. During replacement, participants were allowed to rest briefly with reference sensors attached. Following the replacement, all 4 blocks of measurements were repeated.

E. Performance and Biomechanical Measures

Performance was evaluated with parameters, such as success rate, mechanical work, and mean frequency of position signals. Success rate is determined by counting how many times the pendulum has fallen during the task. Subjects with better balancing will have a lower count than others. Also under the task condition with low dynamics, subjects should in general have a lower count than at the the high dynamic condition. Total mechanical work W_{total} is calculated as the sum of all work increments, calculated as a dot product of position s and force F signals from the robot:

$$W = \int_{c} \vec{F} \cdot d\vec{s} \to W_{total} = \sum F \cdot s \cdot \cos \theta = \sum |F \cdot s| \,. \tag{1}$$

Since the task was designed for single degree of motion (horizontal movements), we are calculating forces and work

using data only from horizontal movements. Total work should increase through the tasks, especially in tasks with greater physical load. Mean frequency of position signals was calculated to confirm the effect of the high dynamic condition, and should increase when high dynamic condition is active. Mean frequency f_{mean} was calculated using Welch's power spectral density estimate (as proposed in [34]):

$$f_{mean} = \frac{\sum pxx \cdot f}{\sum pxx},\tag{2}$$

where pxx is the power spectral density, and f is the frequency vector.

F. Physiological Parameters

Physiological recordings were obtained from both handle and reference measurement system for every subject. After the experiment, signals were processed offline for 3-min periods of both baseline and task, from which several standardized parameters were extracted for each period.

From ECG recordings, the *mean heart rate* was calculated as a mean value of time differences between consecutive RR peaks in the QRS complex. Additionally, two standardized HRV parameters [35], [36] were also extracted: the *standard deviation of successive NN intervals (SDNN)*, and the square *root of the mean squared differences of successive NN intervals* (*RMSSD*). ECG processing algorithm is the same for both bimanual measurement and the reference ECG recording. Since ECG signals are taken at various locations, morphology of the signals and timing is not similar enough to provide for raw correlation processing. For determining the correlation of the HRV information between systems, a *HRV signal* was produced by cubic spline interpolation of consecutive HR values.

Same parameters (*mean heart rate, SDNN* and *RMSSD*) and same *HR signal* were extracted from the 1^{st} derivative of the PPG signals.

EDA recording can be decomposed into two separate components: a low frequency (tonic) component and a higher frequency (phasic) component. The tonic component describes the overall skin conductance over a longer period of time and is obtained by filtering the raw signal with a low-pass filter with a cut-off frequency of 0.05 Hz [37]. Similarly, the phasic component was obtained by high-pass filtering of the raw signal with a cut-off frequency of 0.05 Hz, to observe the higher frequency fluctuations of skin conductance that are modulated on top of the slower tonic component. From the tonic component mean skin conductance level (SCL) parameter is extracted. Skin conductance responses (SCRs) are a quantitative measure of skin conductance fluctuations in a period of time, classified as an amplitude increase of 0.05 μS and with a peak occurring within less than 5 s after the beginning of the increase. SCR frequency was calculated for the duration of baseline and task periods

Final skin temperature was calculated as an average peripheral skin temperature of the last two seconds of each task period.

G. Motion Artifacts

An extensive study to quantify the effects of motion artifacts on signal quality was devised. Firstly, sources of motion that influence the electrodes and sensors at the handle are determined. These are mostly the horizontal movements of the task, handle grasping and the passive rotation of the handle. As we have designed our experiment with a redundancy of biomechanical sensors, we can model the artifacts arising from 3-DOF sources of motion using the horizontal interaction force from the robot end-effector force cell, grasping force from the handle force cell, and angular velocity from the inertial sensor that was attached to the posterior side of the hand.

As proposed by Sweeney et al. [38] different Quality of Signal metrics were produced for all three sources of motion. The proposed method utilizes a 1 second moving window that scans across the signal and compares all the sample values to a threshold value. Based on how many sample values are over the threshold the algorithm will return QOS value between 0 and 1. Value 1 represents maximum motion artifact around that sample. Three new signals were produced using this method: QOS_{F_x} (horizontal force component contribution), $QOS_{F_{ar}}$ (grasping force component contribution) and QOS_{Ω_u} (angular velocity component contribution). Threshold values were set as suggested by literature [38]. Threshold for horizontal force (THR_{F_r}) and angular velocity (THR_{Ω_n}) was calculated using 3 standard deviations of F_r and Ω_u from an average user. Grasping force threshold $(THR_{F_{gr}})$ was empirically set based on its influence on the signal quality. The threshold values were: $THR_{F_x} = 2$ N, $THR_{F_{qr}} = 6$ N and $THR_{\Omega_y} = 0.1$ rad/s. QOS samples are summed to produce a scalar representation of motion artifact presence for a specific session (QOSS - Quality Of Signal Surface) and normalized to the entire period of the session to produce a relative measure. QOSS = 100% would mean that the quantity in question was over the threshold for the entire duration of the session.

Together with the QOS signals that quantify the effect of motion, binary algorithm detection signals (DET) were produced, that quantify the algorithm detection capability and functioning. From ECG and PPG signals we calculate HR values through a threshold algorithm that uses minimal amplitude and minimal peak distance thresholds. If consecutive HR values are within the average population, the signal will be set on 0, in other case, when detection is failing it will return 1. For EDA and temperature signals, that are located in the lower frequency ranges, we examine the signals for fast rates of transition that could result only from motion artifacts. Moving window of 10 samples and a threshold value of 0.25 μ S is implemented for EDA algorithm detection. For temperature, a 50 sample window with a threshold value of 0.03 K is used. Difference between maximum and minimum value of the window is calculated at every sample.

Positive detection percentage (*PDP*) parameter is calculated for every subject to produce a mean *PDP* value for all physiological signals. Number of events (*NOE*) parameter is calculated to describe the frequency of negative detection occurrences as the number of transitions from 0 to 1 in the algorithm detection signal.

In addition, QOS overlap (QOSO) was calculated between algorithm detection signals (DET) and QOS signals as a ratio between the surface of QOS included in (DET) signal and the entire QOS surface, to determine how much of the QOSsignal is contained within the period of the failed detection:

$$QOSO[\%] = \frac{\sum_{i=1}^{n} QOS(i) \cdot DET(i)}{\sum_{i=1}^{n} QOS(i)} \cdot 100.$$
(3)

H. Data Analysis

Performance and biomechanical measures for both handles were compared between four tasks. One-Way Repeated Measures ANOVA was used to determine the statistical significance of differences between tasks. The purpose of this step was to show how different task conditions changed during the experiment.

In the second step, similarities of physiological recordings for both handles were tested against the g.tec recordings using Pearson's correlation coefficients (PCCs). For ECG and PPG recordings the calculated *HR signal* was used for analysis, since raw signals would not produce meaningful results. For EDA and temperature analysis raw signals were used. Raw signals were filtered prior to analysis to reduce the effect of motion artefacts and noise: for EDA recordings low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 3 Hz was used, while for the temperature cut-off frequency was set at 1 Hz. After filtering, signals were split to baseline and task segments and PCCs were calculated. Additionally, significance of differences between task and baseline PCCs was determined using paired t-tests, to analyse the effect of task on signal correlation.

For the final step of data analysis, we compared the calculated physiological parameters in task conditions to the same parameters in baseline conditions. Absolute values of parameters were used for comparison of baseline and task conditions using paired t-tests. Relative values for each parameter were calculated to show the similarity of calculated parameters between the handles and the reference system. Relative values were calculated either by subtracting the baseline values from the task values, or by additionally dividing the values with the baseline values, to find the percentage of the difference. The purpose of this step was to show that by calculating physiological parameters, significant change in baseline-task parameters can be detected by both proposed and reference system for the same conditions.

All signals were processed by custom algorithms written in MATLAB (The MathWorks, Inc.). Sigma Plot (Systat Software, Inc.) was used for statistical analysis.

The threshold for statistical significance was set at p = 0.05. Statistical significance of difference was calculated by either One-Way Repeated Measures ANOVA, followed by Tukey post-hoc test, or by paired t-test. Kolmogorov-Smirnov test was used to test for normality. Whenever normality test failed, ANOVA on Ranks or Signed Rank Test were used.

IV. RESULTS

A. Performance and Biomechanical measures

For total work performed by subjects (see Fig. 5 top) a significant difference was found (p < 0.001) among the tasks for both handles, and pairwise comparisons found significant difference (p < 0.05) between all low and high physical load conditions (T1–T3, T1–T4, T2–T3 and T2–T4) for both handles.



Fig. 5: Total work (top), mean frequency of position (middle), and task performance (bottom). Gray lines are connecting the mean values of both c-handle and s-handle measurements, to better illustrate the effect of task on task performance and biomechanical parameters.

Mean frequency of the position signal (see Fig. 5 middle) has shown a significant difference (p < 0.001) among the tasks for both handles, and pairwise comparisons revealed significant difference (p < 0.05) between low and high dynamic conditions (T1–T2, T3–T2 and T3–T4) for both handles. Additionally, significant difference (p < 0.05) was identified between T1 and T4 for c-handle, but not for s-handle. There was a significant difference (p < 0.05) between high and low dynamic conditions (T1–T2, T2–T3) for both handles. Additionally, significant difference (p < 0.05) between high and low dynamic conditions (T1–T2, T2–T3) for both handles. Additionally, statistically significant difference (p < 0.05) was found between T3 and T4 for s-handle but not for c-handle. Mean values of task performance are given in the bottom graph of Fig. 5.

B. Signal Similarity

Results for signal similarity can be seen in Fig. 6. PCCs were calculated between g.tec and handle signals for both

handles. For EDA signals (Fig. 6 (a)), median values of PCCs in baseline $\overline{r_b}$ are higher (0.81 $\leq \overline{r_b} \leq 0.93$ for c-handle, and $0.92 \leq \overline{r_b} \leq 0.95$ for s-handle) than in task $\overline{r_t}$ periods (0.69 $\leq \overline{r_t} \leq 0.84$ for c-handle and $0.84 \leq \overline{r_t} \leq 0.9$ for s-handle). A significant baseline-task correlation reduction (p < 0.05) was found for T1, T2 and T4 of s-handle results, others were not significant.

For skin temperature (see Fig. 6 (b)), median values of PCCs showed a reduction in correlation for T1 ($\overline{r_b} = 0.89$, $\overline{r_t} = 0.87$ for c-handle and $\overline{r_b} = 0.94$, $\overline{r_t} = 0.93$ for s-handle) and T4 ($\overline{r_b} = 0.92$, $\overline{r_t} = 0.81$ for c-handle and $\overline{r_b} = 0.96$, $\overline{r_t} = 0.93$ for s-handle). Increase in baseline-task correlation was found for T2 ($\overline{r_b} = 0.87$, $\overline{r_t} = 0.89$ for c-handle and $\overline{r_b} = 0.92$, $\overline{r_t} = 0.94$ for s-handle) and T3 ($\overline{r_b} = 0.82$, $\overline{r_t} = 0.92$ for c-handle and $\overline{r_b} = 0.91$, $\overline{r_t} = 0.94$ for s-handle). A significant difference of baseline-task correlation (p < 0.05) was found for T1 and T4 of c-handle results, others were not significant.

For $ECG_{\rm HR}$ extracted signals (see Fig. 6 (c)), median values of PCCs showed high correlation in both baseline and task periods $(0.95 \le \overline{r_b} \le 0.96$ for both handles, $0.93 \le \overline{r_t} \le 0.96$ for both handles). For both handles, a significant difference of baseline-task correlation (p < 0.01) was found for T2 ($\overline{r_b} =$ 0.95 and $\overline{r_t} = 0.93$ for c-handle, and $\overline{r_b} = 0.95$ and $\overline{r_t} = 0.94$ for s-handle).

For $PPG_{\rm HR}$ extracted signals (see Fig. 6 (d)), median values of PCCs showed high correlation in T1, T2 and T3 ($\overline{\tau_{b}} > 0.99$ and $\overline{\tau_{t}} > 0.98$ for all three tasks and both handles). Significant difference of baseline-task correlation (p < 0.05) was found for both handles in T4 ($\overline{\tau_{b}} = 0.99$ and $\overline{\tau_{t}} = 0.98$ for c-handle, and $\overline{\tau_{b}} = 0.99$ and $\overline{\tau_{t}} = 0.96$ for s-handle).

Fig. 7 presents differences between s-handle and c-handle correlation values in all conditions, showing correlation both in baseline and in task. S-handle showed better correlation for most of the signals through all four tasks, except for $PPG_{\rm HR}$ curve that showed higher correlation for c-handle for all tasks.

C. Baseline-Task parameters

Mean relative values of calculated physiological parameters are reported in Table III for c-handle and Table IV for shandle. Values are reported for recordings of both the proposed systems (handles) and reference system (g.tec).

Significant differences in parameter values between baseline and task are bolded and additionally marked with asterisks. Results show no significant difference in *mean* $HR_{\rm ECG}$ and *mean* $HR_{\rm PPG}$ parameters for both integrated systems and the reference system. For HRV parameters, significant difference was observed in all four tasks for $SDNN_{\rm ECG}$ and $SDNN_{\rm PPG}$ for both integrated and g.tec measurement systems. For $RMSSD_{\rm ECG}$, significant difference was observed for T2 and T4 for both systems, and $RMSSD_{\rm PPG}$ was found significant for T1 and T4 for both systems. *Mean* SCL showed significant difference in T3 and T4 for c-handle, but not for g.tec. SCR frequency was found significant for all four tasks for both c-handle and g.tec, except for T3, where g.tec parameter is not found significant. *Final skin temperature* difference was found significant across all four tasks.

For s-handle, significant difference was observed in all four tasks for *SDNN*_{ECG} and *RMSSD*_{ECG}. For *SDNN*_{PPG}, significant

TABLE I: Mean values of QOSS surface, number of events (NOE) and positive detection percentage (PDP) calculated for all four tasks.

PARAMETER	Task 1	Task 2	Task 3	Task 4
$QOSS_{F_x}$ [%]	0.00	0.00	0.06	1.58
$QOSS_{Far}$ [%]	0.00	0.36	0.01	0.3
$QOSS_{W_y}$ [%]	0.49	3.4	0.76	1.23
NOE_{ppg} [ev/min]	0.37	0.4	0.60	0.58
NOE _{ecq} [ev/min]	0.43	0.55	0.53	0.52
NOE _{eda} [ev/min]	0.42	0.82	0.49	1.2
NOE _{temp} [ev/min]	0.42	0.73	0.43	0.55
PDP_{ppg} [%]	98.2	95.9	90.1	91.7
PDP_{ecq} [%]	98.1	97.2	96.4	96.6
PDP_{eda} [%]	99.6	99.7	99.4	99.1
PDP_{temp} [%]	99.4	99.6	99.7	99.9

TABLE II: Mean values of QOSO overlap between algorithm detection signals (DET) and QOS signals for T4.

	DET_{ppg}	DET_{ecg}	DET_{eda}	DET_{temp}
$QOSO_{F_x}[\%]$	48.6	15.3	4.7	4.29
$QOSO_{Far}[\%]$	20.3	16.2	8.7	5.98
$QOSO_{W_y}[\%]$	24.6	11.8	4.2	3.92

difference was observed for all four tasks for both s-handle and g.tec, except for s-handle in T3. $RMSSD_{PPG}$ was found significant only for g.tec in T1 and T2. *Mean SCL* showed significant difference in T1 and T2 for s-handle, but not for g.tec. *SCR frequency* was found significant for all four tasks for both s-handle and g.tec, except for T3, where the g.tec parameter is not significant. *Final temperature* difference was found significant, when high physical load was present (i.e. in T3 and T4).

D. Motion Artifacts

Mean values of Quality of Signal surfaces are given in Table I. Largest artifact occurrence is found for $QOSS_{W_y} = 3.4\%$ at T2, followed by $QOSS_{F_x} = 1.58\%$ for T4. Largest number of events (NOE) is found for EDA signals at T4, where the detection is failing with an average rate of 1.2 events per minute. High values of positive detection percentage (PDP) are found for both EDA and temperature detection algorithms, where both values are over 99% positive detection within the entire session. A significant decrease is found only for PDP_{ppg} at tasks T3 and T4, where the value lowers to 90.1% and 91.7%.

Mean values of QOS and algorithm detection overlap are found in Table II, where DET_{ppg} appears to be most influenced by $QOSO_{F_x}$, with a mean overlap value of 48.6%. Similar effect on DET_{ecg} are shown by $QOSO_{F_x} = 15.3\%$ and $QOSO_{F_{gr}} = 16.2\%$. Largest DET_{eda} contribution is by $QOSO_{F_{gr}} = 8.7\%$.

V. DISCUSSION

A. Signal Similarity

Task conditions were changed to test for signal correlation between two integrated systems (handles) and reference system (g.tec). For EDA, median PCCs experienced a decrease, while transiting from baseline to task. Most values were above 0.8, except for the first two tasks in c-handle EDA

measurement. Although higher values of correlation were calculated for s-handle in the first two tasks both handles demonstrated a statistically significant drop in tasks for both low and high dynamics in low physical load condition (T1 and T2). This implies a noticeable effect of motion artifacts on EDA measurement, induced by more jerkier movements in conditions with low physical load. In high physical load conditions, no significant reduction in correlation was noted for both handles in low dynamics condition (T3), but shandle showed a significant reduction of correlation in high dynamic condition. This is to be expected as the high dynamic conditions induce higher frequency of arm and hand motion, which in terms produce more noticeable motion artifacts. Ag/AgCl surface electrodes can easily detect unwanted noise created by motion and signals can get corrupted by a minimal loss of skin-electrode contact.

It should also be noted that comparison of EDA recordings by themselves is not a simple task, since same-site recording is not possible due to cross-talk, repeated measures are not reliable due to habituation, and bilateral recording sites will also produce different responses [39].

B. Physiological parameters

Temporal changes of skin temperature are slower than those of other physiological signals, so most of the higher frequency motion artifacts can be filtered away prior to processing. Thermistor time constant also plays an important role in temporal response, since a sensor with a larger time constant will not show higher frequency motion artifacts. Skin temperature generally increases as the first order system step response from the moment of contact to reach the final value in baseline. With this in mind, an appropriate thermistor with lower time constant has been used to reduce the rise time. Once the final value is reached, skin temperature generally fluctuates around that value. When a subject is presented with stimuli (task), a significant drop in skin temperature is induced as a result of increased perspiration. This response appears to improve the skin temperature correlation from baseline to task for the second and third task. A significant drop in correlation was registered in T1 and T4 for c-handle, which can be a consequence to an un-ergonomic handle shape and/or nonuniversal sensor placement.

For ECG measurement, high dynamics and low physical load condition showed most significant effect on signal correlation for both handles. This implies that ECG signal correlation is less affected in tasks with higher physical load, providing a firm grip on surface stainless steel electrodes. Since the overall correlation reduction in all tasks is minimal, ECG bimanual measurement is considered a viable option for HR measurement in physical control tasks. A different effect is observed in PPG measurement, where correlation is significantly reduced in high physical load conditions. This is due to PPG sensor measuring slight changes in light reflectance, which in static conditions translates to the pressure wave propagating through the arteries. When different external pressure is applied to the skin-sensor contact this PPG measurement is distorted. Calculation of PCCs show that

physical load is the main cause of interference, since both T1 and T2 showed no major correlation reduction. Another aspect can also be the handle design and sensor integration. While fingers can be isolated from movement in low physical load conditions, they have to take an active part in balancing and stabilizing the handle in high physical conditions.

Median values of PCCs mostly reside above the 0.8 line (see Fig. 6), except in c-handle EDA measurements for T1 and T2, which is promising, comparing these results to other literature [28], [40]. S-handle design outperformed the C-handle in all tasks and for all signals, except for the PPG measurements, where the cylindrically-shaped handle showed higher correlation for both baseline and task measurements (see Fig. 7). Correlation results show that the proposed system correlates well with the reference system in both cases, in terms of optimal design for signal quality and comfort, hemispherical shape is more appropriate.

In total, nine parameters were calculated for both handles (see Table III and Table IV), most of which showed significant change in task at specific conditions, except for *mean* $HR_{\rm ECG}$ and *mean* $HR_{\rm PPG}$. Mean relative values of HR were very similar between proposed systems and g.tec for all tasks, thus we can assume that HR parameter can be used in both high dynamics and high physical load conditions. No deviation between PPG and ECG measurement was noted for the HR parameter, which implies that this parameter can be determined accurately by both measurement methods for all task conditions.

Values of HRV time domain parameters tend to decrease in high arousal situations. For SDNN parameter, significant decrease was found for all task conditions for both handles. While comparing mean relative values of SDNN_{PPG} between both proposed and reference systems, results show no major error, thus we concluded that bimanual ECG measurement performs well in terms of measuring SDNN parameter, and also that this parameter showed meaningful information regarding different workload in task. Results also showed significant decrease in SDNN_{PPG} parameter for all four tasks for c-handle, and mean relative values were also comparable between proposed and reference system. However, s-handle results in the third task failed to show significance in comparison to the reference system, and also larger error in mean relative values is evident for T4. This is similar to what the raw signal correlation data has shown. The trend in mean relative values is still very similar to that of the reference system, so we concluded that with careful sensor design and placement, SDNN parameter can also be determined via PPG measurement method.

RMSSD parameter is also frequently used as the time domain method for assessing HRV. *RMSSD*_{ECG} was accurate for both proposed systems, with only larger error noted in T4 for c-handle measurement. *RMSSD*_{PPG} parameter showed poor performance and larger error in comparison to that of the reference system. The only exceptions were T1 and T4 in c-handle measurement, and T1 in s-handle measurement. *RMSSD*_{PPG} parameter can thus be reliable only in tasks with low dynamics and low physical load, while *RMSSD*_{ECG} can be used reliably for all task conditions.



Fig. 6: Raw physiological waveforms (left) and Pearson's correlation coefficients for all tasks are represented as box plots (right): Electrodermal activity (a), Peripheral skin temperature (b), ECG HR signal (c), and PPG HR signal (d). Gray lines are connecting the median values of Pearson's correlation coefficients in tasks to better illustrate the correlation trend between different tasks. B and T are marking baseline and task period for each of the four tasks respectively.

TABLE III: Mean relative values of calculated parameters for c-handle and the reference system (g.tec). Statistically significant differences from baseline values are marked with asterisks: * for p < 0.05 and ** for p < 0.01.

	TA	SK 1	TAS	TASK 2 TASK 3		5к 3	TASK 4	
	C-HANDLE	G.TEC	C-HANDLE	G.TEC	C-HANDLE	G.TEC	C-HANDLE	G.TEC
mean HR _{ECG} [BPM]	-1.2 ± 2.3	-1.2 ± 2.2	-1±3.2	-1±3.2	-0.4 ± 2.4	-0.4 ± 2.3	-0.4 ± 2.7	-0.4 ± 2.7
SDNN _{ECG} [%]	$-13 \pm 16^{**}$	$-13 \pm 17^{**}$	$-20 \pm 17^{**}$	$-22 \pm 16^{**}$	$-15 \pm 16^{*}$	$-15 \pm 16^{*}$	$-23 \pm 15^{**}$	$-25 \pm 15^{**}$
RMSSD _{ECG} [%]	$-7.8 \pm 15^{*}$	-6.6 ± 14	$-10 \pm 19*$	$-10 \pm 19^{*}$	-7.3 ± 2.9	-7.4 ± 19	$-9.4 \pm 22^{*}$	$-15 \pm 16^{**}$
mean HR _{PPG} [BPM]	-1.2 ± 2.3	-1.1 ± 2.2	-1.7 ± 2.7	-1.7 ± 2.7	-0.4 ± 2.5	-0.3 ± 2.4	-0.8 ± 3.3	-0.5 ± 2.9
SDNN _{PPG} [%]	$-14{\pm}16^{**}$	$-14{\pm}18^{*}$	$-17 \pm 21^{**}$	$-19{\pm}17^{**}$	$-17{\pm}19*$	$-17{\pm}15^{*}$	$-23{\pm}16^{**}$	$-26 \pm 16^{**}$
RMSSD _{PPG} [%]	$-6.2 \pm 16^{*}$	$-7.3 \pm 15^{*}$	0.2 ± 29	-5.1 ± 17	-1.5 ± 34	$-12{\pm}19^{*}$	$-16 \pm 16^{**}$	$-17 \pm 18^{**}$
Mean SCL [µS]	$0.6{\pm}1.4$	0.3 ± 1.7	0.9 ± 2.0	0.7 ± 1.6	$0.8{\pm}1.4^*$	-0.5 ± 3.0	$0.5{\pm}1.1^*$	0.5 ± 3.0
SCR frequency [%]	$96{\pm}136^{**}$	$68 \pm 91^{**}$	$119{\pm}178^{**}$	$40{\pm}53^{**}$	$126 \pm 241^{**}$	$35{\pm}103$	$58 \pm 69^{**}$	$36{\pm}43^{**}$
Final temperature [K]	$-0.2 \pm 0.3^{*}$	$-0.3 \pm 0.3^{**}$	$-0.2 {\pm} 0.4^{*}$	$-0.3 \pm 0.3^{**}$	$-0.2 \pm 0.3^{**}$	-0.3±0.3**	$-0.3 \pm 0.4^{*}$	$-0.3 \pm 0.4^{**}$

EDA parameters have to be examined with caution, since bilateral measurements can differ in DC levels (tonic com-

TASK 2 TASK 3 TASK 4 TASK S-HANDLE G.TEC S-HANDLE G.TEC S-HANDLE G.TEC S-HANDLE G.TEC mean HR_{ECG} [BPM] -0.1 ± 2.7 -0.1 ± 2.7 0.7 ± 2.9 0.9 ± 2.9 0.1±2.8 0.2 ± 2.8 0.1 ± 2.8 0.1 ± 2.8 $-21\pm22^{**}$ SDNN_{ECG} [%] $-14 \pm 17^{*}$ $-14 \pm 17^{**}$ $-21\pm21^{*}$ -14 ± 20 $-13\pm20^{*}$ -12 ± 18 $-13 \pm 19^{*}$ RMSSD_{ECG} [%] $-10 \pm 16^{*}$ $-10\pm16^{**}$ -15±18*' $-17 \pm 18^{**}$ -10 ± 21 -12 ± 17 -6.6 ± 14 $-8.1\pm16^{*}$ -0.3 ± 2.7 0.5 ± 3.19 0.2 ± 2.9 mean HR_{PPG} [BPM] -0.4 ± 2.7 0.3 ± 3.3 0.1 ± 3 0.2 ± 3.1 0.1 ± 2.9 SDNN_{PPG} [%] $-12\pm17^{*}$ $-14 \pm 17^{**}$ $-17\pm21^{**}$ -20±21** -8 ± 29 $-10\pm21*$ 12±20* 17±17** RMSSDPPG [%] -7.1 ± 19 $-11 \pm 15^{*}$ -10 ± 17 $-17\pm21^{*}$ 1.9 ± 53 -13±18 2.8 ± 43 -7.1 ± 21 Mean SCL [µS] $1.4{\pm}1.7$ * $0.5 \pm 1^{*}$ 0.1 ± 1.5 0.5 ± 1.3 0.1 ± 1.4 -0.1 ± 18 0.8 ± 2 0.1 ± 1.3 51±90** $149 \pm 225*$ 42±63** $176 \pm 272^{*}$ 80±174** 35 ± 69 86±123** 59±106** SCR frequency [% -0.2±0.3** -0.2 ± 0.4 -0.3±0.5** $-0.3\pm0.4^{**}$ $-0.3 \pm 0.4^{**}$ -0.1 ± 0.5 $-0.2\pm0.4^{*}$ -0.1 ± 0.4 Final temperature [K]

TABLE IV: Mean relative values of calculated parameters for s-handle and the reference system (g.tec). Statistically significant

differences from baseline values are bolded and marked with asterisks: * for p < 0.05 and ** for p < 0.01.



Fig. 7: Difference in Pearson's correlation coefficients for all physiological signals between s-handle and c-handle. Difference is calculated as $\overline{r}_{s-handle} - \overline{r}_{c-handle}$, where a positive value presents better s-handle correlation, and negative value presents better c-handle correlation.

ponent) and conductivity fluctuations (phasic component). As found in previous studies, *Mean SCL* is closely linked to physical workload and in some cases cognitive workload. Interesting effect was found for *Mean SCL* parameter, which showed significant increase only for recording of the proposed system, but not for the reference system. For c-handle, *Mean SCL* was significant in both conditions of high physical load, for s-handle it was significant for both conditions of low-physical load. This can be due to the fact that the reference system was applied to the hand not involved in the physical control task, and hence did not experience such perspiration throughout the task in comparison to the active hand.

SCR frequency has shown significant increase from baseline for all tasks and both handles. The trend of mean relative values between proposed and reference system is correlating well for c-handle measurement, however large deviations in mean relative values can be seen from the results. This can be due to bilateral measurement as mentioned before, or due to the differences between the measurement systems. Reference system uses a preamplifier with an integrated low-pass filter, which could be the reason for the lower SCR detection rate in high arousal situations. Final temperature parameter showed significant reduction in almost all tasks except in T1 and T2 of s-handle measurement, which was expected due to the low physical load condition. In all tasks, low error of mean relative values was found between both the proposed system and the reference system.

C. Motion Artifacts

The highest value of SQSS was calculated for the angular velocity contribution in T2, which is aligned with the experiment protocol, where T2 was supposed to induce fast and jerky movements. It is interesting to point out that horizontal force contribution $(SQSS_{F_x})$ is not raised to a higher level. This could be due to the fact that the virtual mass was minimal in T1 and T2, and thus it did not produce high enough force to pass the threshold. As expected the artifact occurrence is increased in T4 for both horizontal force and angular velocity contribution.

The number of events (NOE) parameters are used to show the mean failing rate of the algorithm and are mostly all below 1 event per minute. The lowest values of NOE are found for T1, which is expected due to the low dynamics and virtual mass.

Similarly, the positive detection percentage (PDP) parameters are showing the percentage of positive detection within the entire session. It appears that although failing rate of the algorithms is similar across all quantities, the PDP_{eda} and PDP_{temp} are having higher percentages of positive detection within the session. This implies that artifacts are influencing detection algorithm for a shorter period of time. Lowest value of PDP is found for PPG algorithm detection, where results align with the raw correlation results from previous section.

To try and quantify different contributions of motion for a specific physiological signal, Quality of Signal overlap (QOSO) was calculated for T4 (eq. 3). Results of the different QOSO contributions are seen from Table II. Since PPG signals are most prone to motion artifact disturbance, it is normal to expect higher values of overlap. From the results horizontal force is the largest contributor to the PPG algorithm fail rate, followed by the angular velocity and finally grasping force. Interesting result is shown for EDA algorithm fail rate where the largest contribution is calculated for the grasping force. The smaller values of QOSO are expected for more

10

robust signals (e.g. EDA and temperature) where algorithm is not failing that often

VI. CONCLUSIONS

We have presented a novel physiological measurement system for use in a physical rehabilitation task. Human-robot studies, based on physiological data analysis are currently done mostly by high-tech and expensive medical equipment with long setup times. To achieve a user-friendly and unobtrusive measurement with fast setup time, sensors were integrated into two different handle designs: a cylindrical and hemispherical shape. To best of our knowledge, this is the first case of an integrated physiological measurement system attached to a robot end-effector for an unobtrusive human-robot interaction measurement

Experiment included a haptic robot manipulator with a measurement handle attached to its end-effector and a virtual task. By changing the model of the virtual environment we manipulated task dynamics and physical workload, to assess the change in signal integrity. Correlation with the reference system attached to the static hand showed different effect of task conditions on correlation values. For low physical load, most noticeable effects were seen only in EDA measurement. PPG measurement was mostly influenced by high physical load condition. ECG measurement was found to be very robust in all four conditions. The temperature measurement has shown some effect in high physical load and high dynamics condition. Additionally, most calculated physiological parameters have demonstrated robustness to handle-embedded sensory measurement.

To quantify the effect of motion we devised a comprehansive study of motion artifacts and their affect on signal quality. Artifacts were modeled as 3-DOF sources of motion using the horizontal interaction force from the robot end-effector force cell, grasping force from the handle force cell, and angular velocity from the inertial sensor that was attached to the posterior side of the hand. Quality of Signal metrics were calculated and post-processed to acquire parameters that described the influence of all three motion contributions. Results of raw signal correlation were aligned with the findings of motion artifact processing.

Importantly, results have also proven that hemispherical handle performed better for all physiological measurements than the cylindrical handle, except for PPG measurement. The results speak for reliability of such measurement approach. which can be applied to all areas of human-machine interaction. Furthermore, these methods can be used in designing home-based rehabilitation and monitoring solutions

Future work can be done by optimising the handle design for higher comfort and universal use (sensory placement to cover wide range of hand sizes) and to develop adaptive algorithms for robust monitoring of physiological signals based on motion analysis.

VII. ACKNOWLEDGEMENTS

This study was supported by the Slovenian Research Agency (ARRS) and research program Analysis and synthesis of movement in man and machine (P2-0228) and by the EU ECHORD++ project, under agreement No. 601116 for LINarm++ experiment. Authors would like to thank Domen Novak for his valuable comments in the process of making this paper.

REFERENCES

- [1] E. Harmon-Jones, P. A. Gable, and T. F. Price, "Does negative affect
- E. Harmon-Jones, P. A. Gable, and I. F. Price, "Does negative affect always narrow and positive affect always broaden the mind?" *Current Directions in Psychological Science*, vol. 22, no. 4, pp. 301–307, 2013.
 H. I. Krebs, B. T. Volpe, D. Williams, J. Celestino, S. K. Charles, D. Lynch, and N. Hogan, "Robot-aided neurorehabilitation: A robot for wrist rehabilitation," *IEEE Transactions on Neural Systems and*
- Rehabilitation Engineering, vol. 15, no. 3, pp. 327–335, Sept 2007
 P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, and S. Leonhardt, "A survey on robotic devices for upper limb rehabili-tation," Journal of neuroengineering and rehabilitation, vol. 11, no. 1,
- [4] Z. Zhang, Q. Fang, and X. Gu, "Objective assessment of upper limb mobility for post-stroke rehabilitation," *Biomedical Engineering, IEEE* Transactions on, 2015.
- [5] F. C. Huang, R. B. Gillespie, and A. D. Kuo, "Human adaptation to interaction forces in visuo-motor coordination," *Neural Systems and* Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 14, no. 3, pp. 390-397, 2006
- [6] N. Hocine, A. Gouaich, S. A. Cerri, D. Mottet, J. Froger, and I. Laffont, [7] N. Hotne, A. Oolaach, S. A. Cerli, D. Molter, J. Hoge, and I. Lanon, "Adaptation in serious games for upper-limb rehabilitation: an approach to improve training outcomes," *User Modeling and User-Adapted Inter-action*, vol. 25, no. 1, pp. 65–98, 2015.
 [7] D. Novak, M. Mihelj, J. Ziherl, A. Olenšek, and M. Munih, "Psy-chophysiological measurements in a biocooperative feedback loop for upper extremity rehabilitation," *Neural Systems and Rehabilitation En-IDPP ref. (10)* 2014.
- apper critering tensormation, return bystems on tensormation En-gineering, IEEE Transactions on, vol. 19, no. 4, pp. 400–410, 2011.
 R. Morales, F. J. Badesa, J. Rodriguez, N. Garcia-Aracii, J. M. Azorin, and C. Pérez-Vidal, "A platform for researching on multimodal robotassisted rehabilitation therapies," in Biomedical Robotics and Biomecha-tronics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference
- on. IEEE, 2012, pp. 1398–1403.
 [9] K. Knaepen, U. Marusic, S. Crea, C. D. R. Guerrero, N. Vitiello, N. Pat-tyn, O. Mairesse, D. Lefeber, and R. Meeusen, "Psychophysiological response to cognitive workload during symmetrical, asymmetrical and dual-task walking," *Human movement science*, vol. 40, pp. 248–263, 2015
- [10] K. H. Kim, S. Bang, and S. Kim, "Emotion recognition system using short-term monitoring of physiological signals," *Medical and biological engineering and computing*, vol. 42, no. 3, pp. 419–427, 2004.
- A. Hariharan, P. Adam, and M. Thomas, "Blended emotion detection for decision support," *Human-Machine Systems, IEEE Transactions on*, vol. 45, no. 4, pp. 510–517, 2015. [11]
- [12] D. Novak, J. Ziher, A. Olenšek, M. Milavee, J. Podobnik, M. Mihelj, and M. Munih, "Psychophysiological responses to robotic rehabilitation tasks in stroke," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE* mathematical and the structure of the stru
- tasks in stocke, *Veural Systems and Renabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 18, no. 4, pp. 351–361, 2010.
 F. J. Badesa, R. Morales, N. Garcia-Aracil, J. M. Sabater, C. Perez-Vidal, and E. Fernandez, "Multimodal interfaces to improve therapeutic outcomes in robot-assisted rehabilitation," *Systems, Man, and Cybernetic Device Conference on Conference on* [13] F
- Industries in roor-assisted renamination, Systems, Man, and Opernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on, vol. 42, no. 6, pp. 1152–1158, 2012.
 F. J. Badesa, R. Morales, N. Garcia-Aracil, J. M. Sabater, A. Casals, and L. Zollo, "Auto-adaptive roobot-aided therapy using machine learning techniques," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 116, no. 2, pp. 123–130, 2014.
 S. C. Guergrero, L. C. F. Marinero, L. P. Tarriel, and V. M. Zu, and J. S. Sabater, A. Casals, and L. C. F. Marinero, L. P. Tarriel, and V. M. Zu, and M. S. Sabater, A. Sabater, A. Casals, and L. C. F. Marinero, L. P. Tarriel, and V. M. Zu, and M. Sabater, A. Sabater, A. Sabater, A. Sabater, A. Casals, and L. C. F. Marinero, J. P. Tarriel, and V. M. Zu, and M. Sabater, A. Casals, and L. Colla, "Local Active Content of the Active Science of the Active Science, Vol. 116, no. 2, pp. 123–130, 2014.
- [15] C. R. Guerrero, J. C. F. Marinero, J. P. Turiel, and V. Muñoz. "Using human state aware robots to enhance physical human-robot interaction in a cooperative scenario," *Computer methods and programs in biomedicine*,
- vol. 112, no. 2, pp. 250–259, 2013.
 [16] R. Morales, F. J. Badesa, N. Garcia-Aracil, C. Perez-Vidal, J. M. Sabater, E. Papaleo, A. Salerno, L. Zollo, and E. Guglielmelli, "Patient-tailored assistance: A new concept of assistive robotic device that adapts to individual users," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 3, no. 21, p. 123-133, 2014.
- [17] M. Swangnetr and D. B. Kaber, "Emotional state classification in patient-robot interaction using wavelet analysis and statistics-based feature selection," *Human-Machine Systems, IEEE Transactions on*, IEEE Transactions on, IEEEE Transactions on, IEEE Tran vol. 43, no. 1, pp. 63-75, 2013.

11



		13			
	Lion op Tieren				
т	LIST OF TABLES Mean values of $OOSS$ surface number of events (NOF) and positive detection percentage (PDP) calculated				
1	for all four tasks.	7			
II III	Mean values of $QOSO$ overlap between algorithm detection signals (DET) and QOS signals for T4 Mean relative values of calculated parameters for c-handle and the reference system (g.tec). Statistically significant differences from baseline values are marked with asterisks: * for $n < 0.05$ and ** for $n < 0.01$	7 9			
IV	Mean relative values of calculated parameters for s-handle and the reference system (g.tec). Statistically significant differences from baseline values are bolded and marked with asterisks: * for $p < 0.05$ and ** for $p < 0.01$	10			
	LIST OF FIGURES				
1	Overview of the system architecture. Separate analog frontends are locally regulated to ensure stable operating				
2	voltage. Isolation for this prototype is provided externally, and power is supplied by the USB port	2			
3	Predicted measurement locations for both left and right palms at time of interaction with the robot. Left (active) hand is interacting with the robot and is simultaneously being measured for physiological response at the handle.				
4	Right (passive) hand is resting on the static handle, populated only by the ECG electrodes	3			
5	Total work (top), mean frequency of position (middle), and task performance (bottom). Gray lines are connecting the mean values of both c-handle and s-handle measurements, to better illustrate the effect of task on task	<i>.</i>			
6	Raw physiological waveforms (left) and Pearson's correlation coefficients for all tasks are represented as box plots (right): Electrodermal activity (a), Peripheral skin temperature (b), ECG HR signal (c), and PPG HR signal (d). Gray lines are connecting the median values of Pearson's correlation coefficients in tasks to better illustrate the correlation trend between different tasks. B and T are marking baseline and task period for each of the four tasks	6			
7	respectively. Difference in Pearson's correlation coefficients for all physiological signals between s-handle and c-handle. Difference is calculated as $\overline{r}_{s-handle} - \overline{r}_{c-handle}$, where a positive value presents better s-handle correlation,	9			
	and negative value presents better c-handle corelation.	10			