Univerza v Ljubljani Fakulteta za elektrotehniko

Matija Ponikvar

ANALIZA TRAJEKTORIJ GIBANJA ROKE V HAPTIČNEM OKOLJU

Doktorska disertacija

Mentor: izred. prof. dr. Marko Munih

Ljubljana, oktober 2003

Zahvala

Zahvaljujem se svojemu mentorju izred. prof. dr. Marku Munihu, ki me je s svojim bogatim strokovnim znanjem usmerjal v pravo smer raziskovalnega dela. Zahvaliti se želim tudi akad. prof. dr. Tadeju Bajdu za koristne nasvete in vprašanja, ki so pripomogla h kreativnemu ustvarjanju dela.

Posebno zahvalo sem dolžan nemškemu kolegu Jensu Hoogenu za izvrstno sodelovanje pri gradnji robotskega krmilnika. Hvala tudi ostalim sodelavcem na Tehnični univerzi v Münchnu za topel sprejem.

Zahvaliti se želim sodelavcem v domačem laboratoriju Alešu Bardorferju, Urošu Maliju in Matjažu Mihlju, ki so mi pomagali pri reševanju tehničnih nalog in snovanju idej.

Za finančno podporo se zahvaljujem Ministrstvu za šolstvo, znanost in šport Republike Slovenije.

Nenazadnje hvala ženi Jani, ki mi je s potrpežljivo podporo in skrbjo za dom omogočila, da sem prenekatero uro preživel za knjigo ali računalnikom.

Kazalo

Povzetek Abstract						
	1.1	Splošno o haptičnih vmesnikih	5			
	1.2	Gibanje rok v dinamičnem okolju	6			
	1.3	Cilji in zastavljene hipoteze	9			
2	Haptični vmesnik					
	2.1	Razvoj haptičnega vmesnika na osnovi				
		industrijskega robota	13			
	2.2	Arhitektura haptičnega vmesnika z robotom				
		Staübli RX90	17			
	2.3	Algoritmi vodenja	22			
	2.4	Stabilnost in transparentnost				
		haptičnega vmesnika	26			
	2.5	Varnost haptičnega vmesnika	32			
	2.6	Modularna zgradba programske opreme	34			
	2.7	Simulator haptičnega vmesnika	35			
3	Eksperimentalno okolje					
	3.1	Navidezni predori	37			
		3.1.1 Položajno voden haptični vmesnik	41			
		3.1.2 Aktivno voden haptični vmesnik	41			
		3.1.3 Aktivno voden haptični vmesnik za simulacijo praznega prostora				
		z nizkim parametrom dušenja	41			
		3.1.4 Generirane navidezne sile pri aktivnem vodenju	42			
	3.2	Sistem za merjenje EMG aktivnosti				
	3.3	Vizualna povratna zveza	43			

4	Rezu	ıltati ek	sperimentov	47
	4.1	Ocena transparentnosti haptičnega vmesnika		
	4.2 Gibanje rok v haptičnem okolju			
		4.2.1	Pasivno in aktivno izvajanje giba	51
		4.2.2	Referenčna hitrost sledenja vzdolž navideznega predora	58
		4.2.3	Prečna elastičnost navideznih predorov	59
		4.2.4	Sila zaradi interakcije s pasivnimi haptičnimi elementi in generi-	
			rana navidezna sila v haptičnem okolju	63
		4.2.5	Parametri admitančne funkcije vzdolž smeri giba	80
		4.2.6	Motnje v obliki spremenjenega vzdolžnega dušenja ali	
			generirane navidezne sile	94
5	Zakl	juček		107
Lit		111		
Pr	iloga			123

Povzetek

Pričujoče delo predstavlja razvoj haptičnega vmesnika s šestimi prostostnimi stopnjami za študij gibanja rok v haptičnem okolju. Namen študije je bil izdelati in s poizkusi ovrednotiti sistem za kakovostno haptično interakcijo, ki lahko ponovljivo in varno simulira izbrane dinamične razmere, s kakršnimi se človek srečuje pri vsakdanjih opravilih. Na kakovost haptične interakcije lahko na prvem mestu vplivamo z izbiro manipulatorja in na drugem mestu z izvedbo ustreznega vodenja navidezne mehanske impedance. Glede na kriterije, ki opisujejo kakovostni manipulator, se večina razvijalcev odloča za razvoj lastnega mehanizma, ki je običajno strogo namensko pogojen. V našem delu smo se od-ločili za haptični vmesnik, ki bi ga bilo mogoče uporabljati za različne haptične naloge. Zato smo haptični vmesnik zasnovali na industrijskem robotu Staübli RX90. V petih poglavjih so opisani problematika in potek razvoja zmogljivega haptičnega vmesnika, haptično navidezno okolje v obliki predorov in poizkusi gibanja rok v haptičnem okolju s sprotnim ocenjevanjem EMG aktivnosti.

Uvodno poglavje s teorijo o mehanizmih, s katerimi človek nadzira gibanje rok v dinamičnem okolju, predstavlja zahteve za eksperimentalni sistem na osnovi haptičnega vmesnika. Haptično okolje za gibanje roke v širšem smislu zahteva zmogljiv manipulator, ki je sposoben generirati zadostne sile v delovnem območju, po velikosti primerljivim z delovnim območjem človeške roke.

Drugo poglavje združuje opis in teoretično analizo algoritmov vodenja. Predstavljena sta admitančno in impedančno vodenje ter možni implementaciji z računalniškim sistemom za delo v doslednem realnem času. Haptično interakcijo lahko med drugim izboljšamo z višjo vzorčno frekvenco diskretnega vodenja in z vključevanjem dinamičnih in statičnih modelov manipulatorja v krmilne algoritme. Skupaj z robotom Staübli RX90 smo preizkusili delovanje diskretne regulacije s frekvencami do 4 kHz. Izvedli smo obsežno identifikacijo motornih konstant, trenj vseh sklepov in elastičnosti v drugem sklepu. Identifikacijo vztrajnosti smo opravili za konfiguracije, ko je doprinos momentov vztrajnosti najmanjši ali največji. Pri impedančnem vodenju se vsako odstopanje modelov od realnih vrednosti preslika v haptično predstavljene impedance neposredno, pri admitančnem vodenju pa zaradi kaskadne regulacije posredno. Pokazali smo, da je učinke napak modelov pri admitančnem vodenju možno zmanjšati z višjimi ojačenji notranjega položajnega regulatorja. Zaradi nepopolnega poznavanja dinamičnega modela manipulatorja smo uporabili admitančno vodenje z maksimalnimi ojačenji položajne in hitrostne zanke, pri katerih je položajno vodenje še stabilno. Rezultirajoč haptični sistem deluje stabilno z nastavitvami navideznega dušenja nad $10 N/ms^{-1}$ pri navidezni masi 1 kg.

Za študij gibanja rok v kombinaciji s haptičnim vmesnikom smo v tretjem poglavju predlagali izvedbo navideznega okolja v obliki navideznih predorov. Uporaba navideznih predorov se zdi smiselna, saj omogočajo dosledno izvedbo giba roke vzdolž poljubne trajektorije pri sočasnem nastavljanju dinamičnih lastnosti. Številne parametrične nastavitve dinamičnih lastnosti so v našem primeru vključevale nastavitev elastičnosti sten predora, nastavitev mase, dušenja in elastičnosti vzdolž predora ter nastavitve navideznih sil, ki pomagajo ali nasprotujejo izvedbi giba. Navidezni predori na eni strani predstavljajo različna dinamična okolja, na drugi strani pa omejitev za gib.

S poizkusi, ki so povzeti v četrtem poglavju, smo želeli preveriti, ali se strategije živčno-mišičnega sistema razlikujejo pri različnih parametrih nastavitev navideznega okolja. V meritve gibanja roke v haptičnem okolju smo vključili dvanajst oseb. Da bi ovrednotili delovanje perifernega živčno-mišičnega sistema, smo merili mišično aktivnost s površin-skimi EMG signali izbranih mišic roke. Mišično aktivnost smo ocenjevali s sprotno metodo v doslednem realnem času, kar bo omogočilo kasnejše vključevanje povratnih EMG signalov v haptični sistem.

Pomembnejše ugotovitve meritev smo zbrali v zadnjem poglavju. Dinamične razmere je možno s predstavljenim haptičnim vmesnikom realistično simulirati, pri tem pa je obremenitev rok za minimalne nastavljene parametre majhna. Navidezni predori predstavljajo svojevrstne razmere, ki z zagotavljanjem stabilnega giba povzročijo drugačne mišične aktivnosti, kot so pri gibanju v prostem haptičnem prostoru. Obenem je ponovljivost mišične aktivnosti pri ponovljivih dinamičnih in kinematičnih razmerah, ki jih lahko dosežemo z gibanjem v haptičnih predorih, velika. S haptičnim vmesnikom lahko izzovemo takó hotene reakcije živčno-mišičnega sistema kot tudi delovanje perifernih refleksov. Haptične interakcije, za katere je potrebna ekvivalentna sila uporabnika, lahko povzročijo drugačno mišično aktivnost v drugačnih simuliranih dinamičnih razmerah. Pri tem je glavni kriterij strategije OŽS zagotavljanje stabilnega giba, glavni mehanizem pa povečevanje kokontrakcije agonističnih in antagonističnih mišic.

Abstract

This thesis focuses on the design, control, and evaluation of a six-degree of freedom (DOF) haptic device for studying multi-joint arm movements. The thesis seeks to advance the state of the art in human-robot interface technology through the haptic demonstration of dynamic everyday situations. Two main factors affecting the quality of haptic interactions are the mechanics of the selected manipulandum and the level of control of the simulated mechanical impedance. In order to achieve low inherent system dynamics, current devices are usually highly specialized and thus unable to provide force feedback for a variety of different tasks. Arm-size haptic interactions demand powerful devices capable of exerting large forces in a workspace similar to the human arm. A more general purpose haptic interface with an industrial robot Stäubli RX90 was developed to display a wide range of impedances. Five chapters of this work describe the requirements and the development of a powerful haptic interface, a virtual haptic environment in the form of virtual pipelines, and arm movement experiments with our haptic system, including on-line electromyographical (EMG) estimation.

The introduction sets out the requirements of the experimental system. The mechanisms of the human body that supervise and perform the arm movements in various dynamic conditions are considered. Arm movements in a haptic environment require a powerful and high bandwidth force generator with a workspace similar to that of the human arm.

The second chapter covers the design and analysis of control algorithms. A custom made robot controller was developed with a PC to enable the implementation of discrete time domain control algorithms.

Impedance and admittance control schemes and sample implementations were presented and tested with existing controller hardware. Both classes of control schemes show a proportional relation between the sampling rate and the Z-width of our haptic display. Discrete control loop frequencies up to 4 kHz were tested. Haptic interaction can be further enhanced by including static and dynamic models of the device. Motor constants, manipulandum friction, and joint springs were identified. Inertias were defined for a limited set of configurations. It was showed that the modelling error affects the impedance control directly, while the admittance control is affected indirectly due to cascade control. Consequently, admittance control with inner position-velocity controller was used. High position controller gains that are inversely proportional to the output error were applied. The resulting haptic interface is stable for displayed damping of $10 N/ms^{-1}$ and a mass of 1 kg.

A haptic environment in the form of virtual pipelines for realistic haptic interaction with arm movements is introduced in the third chapter. The complex curved virtual pipelines were created by combining several spring-damper-mass systems positioned parallel and normal to the parametric Beziér guideline movement trajectories to constrain the hand movement within a pipeline. The combination of a haptic display and Beziér virtual pipelines offers the opportunity to choose arbitrarily and with zero effort the smooth arm movement trajectory as well as its dynamic properties. The parameters included pipeline wall stiffness, mass, damping and elasticity along the trajectory, and application of virtual disturbance and helper forces. Virtual pipelines therefore represent both a specification of dynamic conditions and a movement constraint.

Arm movement experiments are described in the fourth chapter. Twelve volunteers participated in measurements of haptically constrained arm movements. Neuromuscular activity during arm movements was measured with the surface EMG system. EMG activity was estimated on-line in real time to allow for subsequent biofeedback applications.

The significant findings of the study are gathered in the conclusion. The haptic interface also makes possible the realistic display of dynamic interactions for weakly loaded movements. Haptic interaction can include both voluntary and reflex muscle activities. The virtual pipeline represents a kinematic constraint on the movements, which exert different EMG activities to those found in haptic free space movements with similar trajectories. Pipelines also promise greater repeatability of the dynamic EMG signals. Equivalent contact forces do not necessarily result in similar EMG signals for dynamically different haptic tasks. It was found that muscle coactivation increased when decreasing the damping parameter and applying the virtual contact force in comparison to movements with equivalent passive reaction forces. EMG can thus be affected by the type of haptic application.

Poglavje 1

Uvod

1.1 Splošno o haptičnih vmesnikih

Newtonovi zakoni gibanja opisujejo nam najbolj razumljivo vzajemnost med človekom in okolico, ki predstavlja fizikalni sklop sile in položaja. Če oseba deluje s silo f na telo z maso m, ki je vpeto v okolje preko dušilnega elementa b in vzmeti k, je pomik x določen z diferencialno enačbo:

$$f = \left(m\frac{d^2}{dt^2} + b\frac{d}{dt} + k\right)x \tag{1.1}$$

Splošno telo, na katero človek deluje s silo, ni točkasta masa in tudi vzmet ter dušilka nista linearna elementa, zato gornji izraz postane bolj kompleksen [1]. Povezava veličin f in xpredstavlja energijski spoj, pri katerem je prenos moči med človekom in okolico $f \cdot \frac{dx}{dt}$. Za inženirje je še posebej zanimiva fizikalna interakcija človeka z elektromehanskimi napravami, ki omogočajo obojestranski tok energije z zaznavanjem gibanja človeka in izvajanjem ustrezne sile nanj. Elektromehanske naprave, ki z aktivnim vodenjem položaja in sile simulirajo interakcijo s poljubno maso m, dušilko b in vzmetjo k po enačbi (1.1), imenujemo haptični vmesniki¹. Tako kot haptični vmesnik zaznava in vodi silo ter položaj, tudi uporabnik aktivno sodeluje v haptični interakciji. Mesto dejanske interakcije imenujemo stična točka. Uporabnik manipulira s stično točko in prejema informacijo o položaju stične točke. V interakcijo sta tako vključena človekova proprioceptivni in eksteroceptivni sistem za zaznavanje gibanja in položaja okončin v kombinaciji z eferentnim motoričnim sistemom [2]. Majhni pomiki in vibracije npr. vzbudijo taktilna čutila v koži in blazinicah prstov, veliki gibi stične točke pa izzovejo delovanje človekovega kinestetičnega aparata. Fizične lastnosti haptičnega vmesnika, kot sta velikost in oblika, narekujejo, s katerimi deli telesa človek sodeluje v haptični manipulaciji. Običajno uporabnik upravlja s haptičnim vmesnikom s prsti ali roko, obstajajo pa tudi haptični vmesniki za interakcijo s

¹Po grški besedi 'apto, hapto, ki pomeni prijemljem se, držim se, zadenem, dotikam se, oklepam se

trupom ali nogami.

Človek pri interakciji s haptičnim vmesnikom zaznava navidezen prostor in objekte, ki jih oblikujemo s kombinacijo enačb oblike (1.1). Največkrat je cilj razvoja, da bi s haptično interakcijo čim bolj realistično predstavili različne navidezne objekte. Haptični vmesniki so v kombinaciji s predprogramiranimi navideznimi okolji že uspešno uveljavljene naprave za računalniško vodeno kirurgijo [3], simulacijo endoskopskih posegov [4], računalniško podprto načrtovanje (CAD) [5], znanstveno vizualizacijo [6], didaktično pomoč pri pouku naravoslovnih predmetov [7] in pri študiju delovanja živčno-mišičnega sistema [8]. S sposobnostjo predstavljanja sintetičnih dinamičnih situacij, s kakršnimi imamo opravka pri vsakdanjih opravilih, haptični vmesniki pridobivajo ugled na rehabilitacijskem področju [9, 10]. Zgodovinske preglede haptičnih vmesnikov najdemo v [11, 12, 13] in na spletnih straneh [14, 15].

Navkljub splošno priznanim kvalitetam in popularnosti haptičnih vmesnikov na področjih teleoperacij in navidezne resničnosti haptični vmesniki, ki omogočajo velike gibe rok, zaradi tehnične zahtevnosti izvedbe nudijo omejeno delovanje. Gibanje rok v haptičnem okolju je običajno vezano na eno ravnino, ali pa sta kakovost in prilagodljivost predstavljenih navideznih okolij nizka. Posledično so tudi študije gibanja v haptičnem okolju in študije haptičnega zaznavanja, tj. merjenja človekove sposobnosti zaznavanja in razločevanja med različnimi parametri m, b in k, omejene na majhne in preproste gibe [16]. Pričujoče delo predstavlja možen pristop k eksperimentalnemu okolju za analizo gibanja rok v haptičnem okolju. Poudarek študije je na dinamični zvezi med silo na dlan in položajem dlani pri gibanju cele roke.

1.2 Gibanje rok v dinamičnem okolju

Splošno znano je, da lahko človek adaptivno uravnava delovanje agonističnih in antagonističnih mišic in s tem zagotavlja ustrezno mehansko impedanco roke. Pri pisanju človek s togostjo dlani v pisalni ravnini nadzira gibanje konice pisala, kar v inženirskem smislu predstavlja položajno vodenje. Dejansko si model človeka v tem primeru lahko predstavljamo kot zelo togo vzmet, pri kateri se oba konca vzmeti premikata vzporedno za vsakršno povzročeno silo (položajni vir). Dodatno človek zagotavlja ustrezen kontakt med konico in pisalno površino z relativno enakomerno pravokotno silo, ki je neodvisna od položaja. V tem primeru je model človeka izredno dolga vzmet, kjer je za vse premike sila vzmeti konstantna (vir sile). Vzdrževanje pravilnega razmerja med silo in položajem, kot ga je sposoben izvajati človek s posnemanjem vzmeti, v robotiki imenujemo impedančno vodenje in pomeni zagotavljanje veljavnosti enačbe (1.1). Že zgodnji raziskovalci v šestdesetih letih prejšnjega stoletja so nakazali možnost, da človek stabilno nadzira dinamične interakcije z ustreznim aktivnim delovanjem mišičnoskeletnega sistema. Glavni del analitičnega raziskovalnega dela je bil usmerjen k modeliranju dinamičnih lastnosti letalskih pilotov. McRuer in Jex sta na podlagi empiričnega dela pokazala, da človek v kombinaciji z dinamičnimi procesi, ki opisujejo obnašanje letalske krmilne palice, vzdržuje odprtozančno prenosno funkcijo sistema zapisano v prostoru Laplaceove spremenljivke p

$$H(p)G(p) = \frac{\omega_c e^{-\tau_e p}}{p},$$
(1.2)

ki velja za frekvence okoli lastne frekvence ω_c [17]. τ_e zajema zakasnitve človekovega odziva med 0.1 s in 0.4 s, lastna frekvenca pa je približno med 0.5 Hz in 0.8 Hz. Ta relacija velja za človeka pri manipulaciji krmilne palice na podlagi vizualne informacije o položaju letala. Dejansko avtorja z enačbo (1.2) trdita, da je človek sposoben odigrati vlogo inverzne dinamike različnih sistemov tako, da vođen proces postane pohleven integrator v zaprti zanki. Na tem mestu se nam pojavlja vprašanje, ali se človek lahko prilagodi tudi na drugačne dinamične interakcije s stroji, kot so npr. haptične interakcije.

Pri študiju gibanja rok v haptičnem okolju moramo najprej oceniti, kakšna je lastna impedanca roke. Po splošno priznani hipotezi ravnotežne točke lahko roko modeliramo kot vzporedni sklop mase, dušilke in vzmeti, časovno spremenljivo referenčno (ravnotežno) točko tega sklopa pa krmili osrednji živčni sistem (OŽS) [18, 19, 20, 21]. OŽS ustrezno nastavlja amplitudi in razmerje dušenja in elastičnosti z aktivnostjo mišic. OŽS torej le preprosto sproži gib (določi ravnotežno točko), ki pa je odvisen od elastičnih in viskoznih lastnosti in od refleksnega delovanja ekstremitet. Gibanje je stabilno tudi v primeru napak krmiljenja in v primeru nepričakovanih motenj. Hipoteza ravnotežne točke je doživela izboljšave z uvedbo več ravnotežnih točk vzdolž giba [22] in bila razširjena za večsklepne koordinirane gibe [23]. Rezultirajoče aktivne dinamične lastnosti roke lahko približno razdelimo v tri frekvenčna področja [24]:

- 1. Visoko frekvenčno področje (frekvence višje od 40 Hz). Dominirajo viskoelastične lastnosti mehke mase (mišic, kože, maščobe, oblek), ki nihajo ob skeletu. Dinamične lastnosti so pasivne in jih je izredno težavno modelirati.
- 2. Srednje frekvenčno področje (frekvence 10 40 Hz). Dinamiko lahko aproksimiramo z vzporednim sistemom mase, dušilke in vzmeti. Najpomembnejši del je zaradi vztrajnosti. Učinek dušenja je relativno večji od učinka elastičnosti. K vrednostim v tem frekvenčnem področju prispeva tudi natezni refleks, zaradi česar je skupni dinamični model aktiven sistem.
- 3. Nižje frekvenčno območje. Odzivi so nadzorovani iz višjih centrov OŽS. Najmanjše zakasnitve so pri nepričakovanih mehanskih dražljajih, pri katerih pride

do povečanja togosti v sklepih na podlagi spremembe dušenja in elastičnosti. Pri hotenem odzivu s povratnozančno vidno informacijo so zakasnitve večje (200 ms in več), saj so v reakcijo vključeni bolj oddaljeni živčni centri.

Roka pod nadzorom OŽS je očitno nelinearen sistem, ki ga je težko modelirati. Dinamični model, kot ga običajno napišemo za robotsko roko, bi upošteval skupno silo antagonističnega para mišic, ki pa je v resnici nam nepoznana funkcija kinematičnih spremenljivk in refleksnih odzivov [25]. Upoštevati moramo tudi, da človek prilagaja vrednosti dinamičnih parametrov roke na podlagi pričakovanih motenj v obliki motilnih zunanjih sil, kar še dodatno oteži morebitno modeliranje. Prej omenjena hipoteza ravnotežne točke predvideva, da je vodenje mehanske impedance roke podobno proporcionalnemu vodenju ojačenj refleksnih zank, ojačenja pa so odvisna le od želene spremembe položaja okončine in od pričakovanih motenj zaradi obremenitev. Takšni mehanizmi implicitno ne upoštevajo dejanskih dinamičnih lastnosti okolice. Da se človek dejansko uči gibanja v spremenjenih dinamičnih razmerah, potrjujejo študije seganja med točkami v prisotnosti potencialnih polj sil, ki jih tvorijo mehanska pomagala [8, 26]. Sile efektivno spremenijo dinamične karakteristike rok, čemur se OŽS primerno prilagodi. Po odstranitvi sil se pojavijo t. i. posledice adaptacije (ang. after-effects), ki sčasoma zbledijo. Takšne učinke lahko pripišemo adaptaciji centralnih zapisov v OSŽ, ki vsebujejo informacije o dinamičnih razmerah. Hipoteza notranjih modelov skuša nadgraditi hipotezo ravnotežne točke in predvideva, da OŽS na višji stopnji reši zapletene naloge, npr. dinamične enačbe s pomočjo t. i. notranje predstavitve dinamičnih razmer. Te predstavitve v obliki specifičnih nevronskih povezav so dobile ime notranji modeli (NM) [27, 28, 29, 30]. Hipoteza NM je še posebej privlačna, ker dobro potrjuje sisteme adaptacije na spremembe vidnih dražljajev [31], informacij proprioceptorjev [32] in na spremembo dinamike okolice preko spreminjanja motilnih sil pri manipulaciji haptičnega vmesnika [8, 33]. Hipoteza NM ne obsega le blokov z informacijo o dinamiki, temveč predvideva splošnejše notranje module, ki jih OŽS lahko uporablja pri učenju in načrtovanju gibanja [26, 34]. Hipoteza NM predvideva obstoj inverznih in direktnih modelov za opis vhodno-izhodnih in izhodnovhodnih karakteristik motornega aparata. Z inverznimi NM OŽS določi potrebne ukaze motornemu sistemu glede na predpisano referenco (trajektorijo). Nasprotno OŽS izvede z direktnim modelom predikcijo izhoda motornega sistema na podlagi kopije eferentnih signalov. Direktni dinamični model roke torej predvidi naslednje stanje (položaj, hitrost) glede na trenutno stanje in ukaze, inverzni model pa določi ukaz, ki bo povzročil zahtevano spremembo stanja. Z direktnimi modeli, ki opisujejo karakteristike naravnih senzorjev, OŽS prediktivno oceni stanja senzorne izhode na podlagi trenutnih vhodov v inverzne NM in s tem pohitri regulacijo [35]. Študije predvidevajo, da lahko OŽS uporablja več vzporedno povezanih direktno-inverznih parov (več NM), ki skupaj mehko

določajo prave efektorske signale [29, 36]. Četudi je obstoj NM dobro empirično podprt, ni povsem znano, s kakšno natančnostjo so zapisane kompleksne dinamične enačbe gibanja zgornjih ekstremitet. Informacija o mišični aktivnosti, ki jo OSŽ iz višjih centrov pošilja po hrbtenjači ni nujno analogna dejanskim mišičnim aktivnostim, saj novejši izsledki elektrofizioloških študij hrbtenjače nakazujejo modularno funkcionalnost hrbtenjače. Stimulaciji točk sive snovi sledijo odzivi v obliki različnih gibov in drž, pri čemer je možno določiti mapiranje točk v nekaj razredov gibov z lastnim vzorcem sile in smeri giba [37, 38]. Različni razredi, t. i. potencialna polja (ang. force-fields), se lahko vektorsko seštevajo in oblikujejo sestavljena potencialna polja za krmiljenje zapletenejših gibov [39]. Krmilni signali NM v višjih centrih do spinalnih internevronov torej ne nosijo informacij o dejanskem vzbujanju posameznih mišic, ampak modulirajo viskoelastična potencialna polja posameznih skupin mišic [40]. Te ugotovitve se lahko ujemajo tudi s hipotezami, da OŽS uporablja relativno preprosta pravila koordinacije med posameznimi mišicami. To močno poenostavi nalogo računanja krmilnih vzorcev za posamezno mišico, saj uporaba določenih soodvisnosti predstavlja omejitve in poenostavitve sicer zapletenih dinamičnih enačb [33]. Po meritvah so namreč vrednosti navorov mišic v linearnem odnosu, ki je odvisno od smeri gibanja [41], [42].

1.3 Cilji in zastavljene hipoteze

Fiziologi aktivno impedanco roke tradicionalno ocenjujejo v treh različnih pogojih: izometričnih, izokinetičnih in pri prostem enosklepnem gibanju. Takšen pristop zagotavlja ponovljivost izmerjenih parametrov, kot so amplituda generirane sile ali ovojnice elektromiogramskih (EMG) signalov. Vsakdanji človeški gibi so seveda dinamični, kjer so časovno in krajevno spremenljive obremenitve rok le posredno povezane z omenjenimi idealiziranimi situacijami. Uporaba haptičnega vmesnika se zdi možen način študija gibanja v dinamičnih razmerah.

Ker so pri haptičnih interakcijah z navideznimi objekti zajeti tako refleksni kot hoteni odzivi uporabnika, bi bila teoretična analiza haptične interakcije na podlagi obstoječih modelov človeka po našem mnenju nepopolna. Zato smo želeli analizirati gibanje rok v haptičnem okolju na osnovi empiričnih izkustev. Uporabiti smo želeli *haptični vmesnik*, ki omogoča študij gibanja cele roke naenkrat.

Večsklepno gibanje so raziskovalci že preučevali pri silah zaradi elastičnosti [43], dušenja (viskoznosti) [8, 33, 44, 45, 46, 47] ali vztrajnosti zunanjega bremena [48]. Vse omenjene raziskave gibanja v viskoznih poljih ali z obremenitvami v obliki vztrajnosti se nanašajo na adaptacijo gibanja pri spremenjenih parametrih dušenja ali vztrajnosti. Predmet študija je gibanje roke med dvema točkama, dušenje in vztrajnost pa predstavljata

motnjo za izvedbo giba, in sicer tako, da pride do deviacije smeri giba. Motnje v obliki sil zaradi neizotropnih viskoznih polj ali velikih centrifugalnih sil se pri vsakdanjih gibih navadno ne pojavljajo, kar morebiti predstavlja omejitev omenjenih študij gibanja v "sintetičnih" razmerah. Prav tako je motilna dinamika uporabljena pri primerjavi treh značilnih dinamičnih situacij pri risanju s haptičnim vmesnikom in sočasni izvedbi motilnih elastičnih, viskoznih ali vztrajnostnih polj [49]. Slednje delo je edina znana primerjava prostega gibanja v treh dinamičnih okoljih s poudarki elastičnosti k, dušenja b ali mase m_{i} , vendar so zajeti le majhni planarni gibi dlani na površini kroga z radijem 65 mm. Očitno je torej uporaba velikega haptičnega vmesnika za primerjavo gibanja roke pri različnih nastavitvah obremenitev v obliki k, b in m univerzalno področje raziskav. Smiselno je načrtovati raziskave tako, da so pri haptičnih interakcijah z različno dinamiko trajektorije giba podobne realnim gibom, kot je npr. vzdigovanje bremena. Tako so v resnici poudarjeni dinamični parametri giba pri določeni trajektoriji giba. Haptična interakcija naj bi bila zasnovana tako, da so pri zaporednih poizkusih gibanja zagotovljene kinematične spremenljivke giba. To je možno tudi z ustrezno izvedbo navideznega haptičnega okolja. Z navideznim haptičnim okoljem lahko vsiljujemo obliko giba in primerjamo položajno točnost in spremembe EMG signalov pri spremembah oblike navideznega okolja, kot npr. [50].

Mišično aktivnosti pri gibanju v različnih dinamičnih razmerah lahko zajamemo z merjenjem EMG signalov. Informacija, ki jo dobimo s površinskim merjenjem EMG signala pri interakciji s haptičnim okoljem, bi nam utegnila koristiti pri razumevanju naravnih mehanizmov, ki skrbijo za vodenje gibanja [51] ali pa bi jo lahko uporabili pri krmiljenju haptičnega vmesnika [52]. Naš namen ni razvijati relacije med mišično aktivnostjo in navori v sklepih roke in posledičnih silah v dlani, kar je obsežno in dobro raziskovano področje. Ugotoviti želimo, kakšno ponovljivost dinamičnega EMG signala lahko dosežemo z različnimi načini delovanja haptičnega vmesnika. Dinamični EMG signali nastopajo pri večsklepnih gibih s spreminjajočo se dinamiko okolice. Analiza takšnih EMG signalov je sila zahtevna ravno pri popolnoma poljubnem gibanju ekstremitet. Omejitve kinematike gibanja in nastavljive dinamične razmere, ki jih lahko dobimo z uporabo haptičnega vmesnika, bi uporabili pri merjenju EMG signalov in predvidoma dosegli boljšo ponovljivost EMG signalov. Haptična okolja, ki s parametri m, b in k izpostavljajo pospeške, hitrosti in pomike bi predvidoma lahko povzročila EMG signale, ki imajo drugačne lastnosti za posamezne nastavitve parametrov pri istih izhodnih silah. To bi pomenilo, da je EMG signal odvisen tudi od tipa haptične aktivnosti [53].

Na podlagi napisanega lahko izpostavimo poglavitne cilje dela:

• Izvedba haptičnega vmesnika za gib roke v širšem smislu.

- Izvedba haptičnega vodenja za realistično interakcijo z dinamičnimi silami in navori pri manipulaciji v navideznem prostoru.
- Izvedba navideznega okolja za omejevanje giba vzdolž navidezne središčnice v obliki navideznega predora.
- Empirični preizkus območja stabilnega delovanja haptičnega vmesnika za različne načine vodenja.
- Določitev morebitnih nepričakovanih vplivov haptičnega vmesnika s primerjavo gibanja pri položajnem in aktivnem vodenju haptičnega vmesnika, ko je haptični vmesnik sprogramiran, da ne predstavlja navideznih obremenitev.
- Izvedba sistema za ocenjevanje amplitude mišične aktivnosti v realnem času, kot npr. [54, 55]. Sistem mora biti sinhroniziran s haptičnim vmesnikom.
- Meritev trajektorije giba pri gibanju v prostem prostoru med dvema točkama v haptičnem okolju, pri čemer haptični vmesnik čim manj moti izvedbo giba.
- Meritev sil in položaja ter sprotno ocenjevanje amplitude mišične aktivnosti pri ponovitvi demonstriranega giba z nastavljanjem drugačnih dinamičnih razmer v obliki nastavitev m, b in k.
- Meritev gibanja pri izvedbi nepričakovanih motenj v obliki sile ali sprememb lastnosti pasivnih elementov navideznega okolja. Motnje delujejo v smeri vzdolž giba, saj največji pojav reakcijskih sil na spremembo pasivnih lastnosti navideznega okolja m, b in k pričakujemo v tej smeri.

Pričakovane ugotovitve študije so:

- S haptičnim vmesnikom lahko verodostojno simuliramo dinamične interakcije pri gibanju rok. Pri tem uporabniki ločijo med osnovnimi interakcijami z dinamičnimi okolji, ki poudarjajo m, b ali k. Prav tako uporabniki razumejo delovanje navide-znih motilnih sil.
- Z izvedbo ustreznega navideznega prostora v obliki navideznega predora, ki bi preprečeval položajna odstopanja od izbrane prostorske trajektorije, je položajna natančnost gibanja večja tudi v vzdolžnih smereh giba. To bi pomenilo, da ustrezno navidezno okolje predstavlja uporabniku nekakšno oporo, da laže in natančneje izvede gib.
- Z omejevanjem oblike navideznega prostora je ponovljivost izmerjenih EMG signalov večja.

- EMG aktivnost ni nujno enaka pri kinematično podobnih gibih z ali brez omejitev giba z navideznim okoljem, kjer haptični vmesnik vzdolž smeri giba ne bremeni ali enako bremeni uporabnika. To bi pomenilo, da EMG ni nujno enak, ko gibamo v praznem haptičnem prostoru ali pa si pomagamo z naslonitvijo stične točke na navidezne objekte.
- Amplituda EMG je višja pri višjih nastavitvah parametrov navideznega okolja m, b in k.
- Amplituda EMG ni nujno v linearnem razmerju s silo na dlan pri enakih reakcijskih silah zaradi m, b ali k, saj je EMG lahko odvisen od tipa aktivnosti.
- Adaptacija na motnje v obliki navideznih haptičnih sil ni nujno enaka adaptaciji na pasivne reakcijske sile z enakimi amplitudami, ki se pojavijo pri interakciji s haptičnimi pasivnim sklopom m, b in k. Oseba lahko namreč izbere drugačno strategijo reakcije na motnjo, če pri motnji določene oblike laže vzdržuje zahtevan položaj, hitrost ali npr. stabilnost.

Poglavje 2

Haptični vmesnik

2.1 Razvoj haptičnega vmesnika na osnovi industrijskega robota

Idealna haptična naprava mora omogočati čim širši nabor haptičnih aplikacij. Takšna naprava zagotavlja primerno (čim večje) delovno območje in lahko generira visoke izhodne hitrosti, pospeške in sile. Da bi bile predstavljene sile v točki dotika v vnaprej določeni matematični povezavi s hitrostmi in pospeški gibanja, želimo čim nižje motnje v obliki sil zaradi lastnih dinamičnih lastnosti naprave. Prav tako naj bi bil zmanjšan učinek statičnih motenj, kot so trenje, gravitacija in mrtvi hod aktuatorjev in prestavnih mehanizmov. Osnovne karakteristike kakovostnih haptično-kinestetičnih naprav glede na izbrano literaturo več raziskovalcev so [56]:

- majhna masa in vztrajnost v točki dotika
- visoka strukturna togost mehanizma
- čim manjši mrtvi hod v sklepih mehanizma
- primerno delovno območje
- kinematični model brez mehanskih singularnosti
- nizko trenje v sklepih
- nesamozapornost
- visoka pasovna širina predstavljenih sil
- velika dinamika predstavljanja sil

- kompaktnost naprave
- izotropno delovanje v celotnem delovnem območju.

Te zahteve so si lahko nasprotujoče: večje delovno območje in višje sile v točki dotika zahtevajo fizično večjo in težjo napravo. Večje naprave imajo večje vztrajnosti in trenja ter zato nižjo pasovno širino predstavljenih sil. Zato je običajno razvoj haptične naprave strogo namensko pogojen. Če je npr. cilj predstavljati velike sile in gibanja pri visokih simuliranih masah, sta ključni zahtevi pri razvoju veliko delovno območje in velika generirana sila, pasovna širina sile pa je sekundarnega pomena. Nasprotno je pasovna širina sile glavni kriterij razvoja majhnih haptičnih naprav s sposobnostjo predstavljanja dinamično določenih visokofrekvenčnih odzivov ali celo vibracij. Današnje prototipne haptične naprave raziskovalnih ustanov po svetu so zato večinoma zelo specializirane za namenske haptične aplikacije in jih je težko prilagoditi različnim haptičnim nalogam. Zanimivo je, da razvoj večine naprav teži k čim večji pasovni širini lahkih naprav z zanemarljivim lastnim trenjem in vztrajnostjo. Tudi najbolj razširjene obstoje če komercialno dostopne haptične sisteme, kot so Phantom [57], Delta-Haptic [58], Freedom-7 [59], Impulse Engine 2000 ter CyberForce [60], uvrščamo v ta razred. Večje delovno območje in sile na vrhu haptičnega vmesnika za gibanje rok v haptičnem okolju omogočata le komercialna MIT-Manus [61] in HapticMASTER [62], ki pa sta robotska mehanizma le z dvema oziroma tremi prostostnimi stopnjami. Haptični vmesniki, ki vključujejo gibanje cele roke z večjim številom prostostnih stopenj, so prototipni eksoskeletoni (med drugim GROPE-III [63], PHI [64], PERCRO Arm Exoskeleton [65], Sarcos Dextrous Arm [66], Wearable Robotic Arm [67], Salford Exoskeleton [68]) ali robotske roke (Sarcos Large Arm [66], Ranger NBV [69], DLR Arm-III [70], VISHARD6 [71]).

Izziv torej predstavlja razvoj večnamenskega haptičnega vmesnika z območjem gibanja v velikosti delovnega območja roke. Splošnonamenski industrijski roboti z velikim delovnim območjem, zadostnim številom prostostnih stopenj, robustnostjo in izdelanimi varnostnimi mehanizmi predstavljajo logično izbiro manipulatorja. Vendar pa so zaradi velike teže in visokih prestavnih razmerij v sklepih industrijski roboti ravno nasprotje prej opisanih "idealnih", kakovostnih haptičnih naprav. Slabe strani industrijskih robotov namreč vključujejo visoka trenja, vztrajnosti in mrtve hode. Tu se nam postavlja ključno vprašanje, ali lahko s pomočjo zaprtozančne regulacije zadostno zmanjšamo vpliv teh prispevkov in s tem določimo stabilno haptično delovanje ob primerni pasovni širini predstavljenih sil. Na prvem mestu nam mora torej industrijski robot omogočati izvedbo položajne regulacije gibanja. Le ta je v splošnem izvedena z branjem signalov senzorjev, računanjem napake med želeno in dejansko vrednostjo merjenih količin in določanjem vrednosti izhodnih aktuatorjev. Bistvene zahteve za izvedbo regulacije so obstoj kakovostnih senzorjev pomika robota in dostop do signalov senzorjev, možnost pisanja vrednosti aktuatorjev in mikroprocesorski sistemi, ki omogočajo obdelavo signalov v realnem času. Poleg tega lahko kakovost haptičnega vmesnika povečamo z vključitvijo senzorja sile v regulacijsko zanko [72]. V preteklosti je bila bistvena omejitev pri napredni robotski regulaciji računska moč mikroprocesorjev. Zato je razvoj naprednih robotskih krmilnikov, ki so dovoljevali raziskovalno delo na področju vodenja in identifikacije robotske mehanike, težil k razvoju namenske strojne opreme za računanje v realnem času. Opisi številnih takšnih prototipnih strojnih arhitektur so [73, 74, 75, 76]. Namenska strojna oprema je možna rešitev za kakovostno regulacijo, vendar težko dosega željeno modularnost na ta način, da lahko v regulacijski sistem dodajamo nove vmesnike, senzorje, računske in pomnilniške enote. Takšno modularnost običajno zagotavljajo razvijalci sodobnih robotskih krmilnikov, vendar zaradi kompleksne izvedbe krmilnikov, omejenih regulacijskih zahtev industrijskih aplikacij, želene preprostosti in varnosti ti krmilniki predstavljajo kompromisno rešitev. Modularna zgradba industrijskih krmilnikov namreč narekuje hierarhično arhitekturo z najnižjo servoregulacijo motorjev, na višjem nivoju je regulacija gibanja in sile robotske roke, še više regulacija gibanja orodja in na najvišjem nivoju programska izvedba uporabniških nalog. Standardni industrijski krmilniki zaradi omenjene kompromisne izvedbe in zahtev po varnosti ne omogočajo dostopa do najnižjih nivojev vodenja ali pa je vodenje servomotorjev omogočeno preko višjih, bolj abstraktnih programskih nivojev. Posledica takšne arhitekture so precej nižje vzorčne frekvence regulacijske zanke, ki jo opišemo s programskim jezikom, ki ga določa proizvajalec industrijskega krmilnika. Pri izvedbi haptičnega regulacijskega sistema pa težimo na prvem mestu k čim višjim vzorčnim frekvencam regulacije, ki naj bi bile omejene le s hitrostjo osveževanja senzorskih sistemov in prenosov komunikacijskih kanalov v izhodnih stopnjah manipulatorja. Najboljše razmerje med splošno uporabnostjo robotskega mehanizma in dostopom do regulacijskih mehanizmov ponujajo roboti proizvajalca PUMA [77], zato so obstoječi haptični sistemi na osnovi industrijskih robotov zasnovani z roboti PUMA 560 in manjšimi roboti PUMA 2xx [78, 79, 80]. Frekvence diskretne regulacije teh sistemov so med 20 Hz in 500 Hz, kar je nezadostno za krmiljenje sile haptičnih sistemov z maso, kot jo imajo omenjeni industrijski manipulatorji. Glede na izbrane reference v [81] so zahtevane frekvence regulacije tipično:

- 20 Hz za generiranje trajektorij gibanja
- 100 Hz za položajno vodenje z notranjo hitrostno zanko
- 500 2000 Hz za hitrostno vodenje (odvisno od trenja)
- 2000 Hz ali več za regulacijo sile.

Za kakovostni haptični vmesnik potrebujemo regulacijo v doslednem realnem času z najvišjo vzorčno frekvenco. Ker proizvajalci komercialno dostopnih večnamenskih robotov ne omogočajo visoko zmogljive regulacije, smo prisiljeni v razvoj lastnega regulacijskega sistema. Z lastnim regulacijskim sistemom v razvojni in eksperimentalni fazi logično izločimo splošno namenskost uporabljenega robotskega sistema, zato moramo pazljivo načrtovati lasten krmilnik, da bi zagotovili želeno modularnost, nadgradljivost in seveda tudi ponovljivost eksperimentalnih rezultatov drugim razvijalcem. Sistem, ki dovoljuje rekonfigurabilnost in programibilnost ter s tem izvajanje nalog, za katere ni bil prvotno načrtovan, se v literaturi imenuje odprt sistem. Večina krmilnikov strojev in robotov je zaprtih sistemov, ki zadovoljivo zagotavljajo namensko delovanje. Hiter razvoj računalniške tehnike nam šele v zadnjih letih omogoča razvoj odprtega sistema za robotsko vodenje s splošno uporabljanimi osebnimi računalniki. Tak sistem je seveda le enota celotnega robotskega sistema, ki opravlja že prej omenjeno procesiranje signalov senzorjev in določa izhode aktuatorjev. V ta namen mora biti osebni računalnik opremljen s strojno opremo za branje signalov senzorjev in za pisanje analognih signalov aktuatorjev. Splošni operacijski sistemi osebnih računalnikov, kot so Windows, Linux ali MacOS, so večopravilni in posledično ne omogočajo izvajanja programov v doslednem realnem času, ki je potrebno za kakovostno regulacijo [82]. Možno rešitev nudijo nadgradnje teh sistemov, ki s poseganjem v najnižje nivoje operacijskega sistema zagotavljajo visoke prioritete izvajanja želenih algoritmov, časovno doslednost in hkrati v zadostni meri ohranjajo bogat nabor funkcij originalnega operacijskega sistema. Primera takih nadgrađenj sta Windows RTX [83] in Real Time Linux (RTLinux) [84]. Zaradi hitrejšega razvoja in preverjene zmogljivosti smo izbrali operacijski sistem Real Time Linux. Ta sistem dovoljuje modularno programiranje z industrijsko sprejetimi programskimi jeziki C in C++. Ključna ideja regulacijskega sistema na osnovi osebnega računalnika je bila zagotoviti večnivojski dostop do mehanizmov vodenja pri visoki frekvenci 4 kHz. Razvoj naj bi ločil nivoje vodenja motorjev, vodenja robotske roke, vodenja gibanja, načrtovanja aplikacije in na višjih nivojih morebitna vodenja opravil. Takšna nivojska razdelitev zagotavlja preglednost, delitev razvoja na več skupin razvijalcev, zamenljivost in nadgradnjo funkcij posameznega nivoja. Pri tem je za poseg na specifičnem nivoju zahtevana kompetentnost razvijalca, saj je programska varnost sistema določena na najnižjih nivojih. Dobro določen sistem bi lahko uporabljali tudi manj izkušeni uporabniki, npr. študenti robotike, ki pa bi preizkušali funkcije drugega nivoja, kot npr. razvojniki avtomatizacije in vodenja. Zasnovan sistem v sedanji fazi podpira statično povezovanje programskih knjižnic posameznih nivojev v programski krmilni modul za izvedbo z RTLinux, v bodočnosti pa bi bilo smotrno za optimalno delovanje razviti še dinamično povezovanje. Opisana enota za vodenje na osnovi osebnega računalnika potrebuje neposredno povezavo s senzorji in izhodnimi stopnjami robotskega manipulatorja. Takšno povezavo smo uspeli razviti z industrijskim robotom Staübli RX90 [85] s šestimi prostostnimi stopnjami, predpisano položajno točnostjo pri obremenitvah na vrhu do 12 kg in delovnim območjem s premerom 1 m. Izbira industrijskega robota srednjega velikostnega razreda je ugodna ravno zaradi delovnega območja v velikosti delovnega območja roke in zadostne zmogljivosti mehanizma, tudi ko na vrh robota pritrdimo ustrezno držalo haptičnega simulatorja [86, 87]. Sekvenčna fotografija robota Staübli RX90, ki ga uporabnik upravlja preko enostavnega držala je na sliki 2.1.



Slika 2.1: Haptični vmesnik na osnovi robota Staübli RX90 pri gibanju.

2.2 Arhitektura haptičnega vmesnika z robotom Staübli RX90

Komercialno dostopni krmilniški sistem CS7B (VME krmilnik) je standardni del opreme robota Staübli RX90. Mikroprocesorski sistem krmilnika AWC preko VME vodila in serijskih linij komunicira s perifernimi napravami, računalnikom za regulacijo gibanja MI6, izhodnimi ojačevalnimi stopnjami in resolverji. Poenostavljeno shemo krmilnika kaže slika 2.2. Poglavitni cilj preureditve originalnega krmilnika je bil omogočiti preklop komunikacijskih kanalov na lastni PC krmilnik. Na ta način se regulacijski mehanizmi izvajajo v lastnem PC krmilniku. Podana je bila zahteva, da originalni VME krmilnik deluje s ponovnim preklopom komunikacijskih kanalov nazaj v začetno nastavitev in ob vsakršnem ponovnem vklopu napajanja krmilnika. Zato pri naši izvedbi originalni krmilnik in lastni PC krmilnik delujeta vzporedno. Referenčni signali do aktuatorskih stopenj so med obema krmilnikoma ločeni z izolacijskimi vezji (na sliki ISO124). Enkoderski signali so ločeni z optičnimi sklopniki HCPL-2201. Izhodne aktuatorske stopnje podjetja Kollmorgen so nastavljene za delovanje v hitrostnem načinu, ko je vklopljen originalni VME krmilnik, ali v tokovnem načinu, ko je vklopljen lastni PC krmilnik. Z lastnim krmilnikom se s tem izognemo lokalni hitrostni regulaciji v izhodnih stopnjah in to regulacijo izvajamo z algoritmi PC krmilnika. To nam omogoča večjo fleksibilnost vodenja gibanja in npr. izvedbo regulatorja sile z vnaprej izračunanim momentom. PC krmilnik je opremljen z vmesniškimi karticami podjetja Measurement Computing [88]. Branju kotov šestih osi sta namenjeni dve kartici s po štirimi dekoderskimi vezji, pisanju analognih vrednosti tokovnih referenc pa večnamenska D/A kartica. Z isto kartico je izvedena tudi digitalna komunikacija z VME krmilnikom in zaščitnimi vezji. Četrta kartica je namenjena digitalni komunikaciji s senzorjem sile in navora, ki je na sliki označen s kratico FTS [89].

PC krmilnik z operacijskim sistemom za izvajanje programov v doslednem realnem času nadzira delovanje vmesniških kartic s programom regulatorja, ki se izvaja v jedru operacijskega sistema. Gonilniki za vmesniške kartice so napisani v programskem jeziku C. Cikel diskretne regulacije sestavljajo branje položaja (*in()* na sliki 2.3), ustrezni izračuni in pisanje referenc aktuatorjem (*out()*), kar je shematično prikazano z neskončno zanko *while(1)*. Dejansko se pred zagonom zanke izvedejo ustrezne inicializacije sistema, zanka pa se prekine z ukazom ali ob nastopu napake v VME krmilniku ali v za-ščitnih vezjih. Časovna doslednost je omogočena s programskimi prekinitvami inštrukcije *čakaj()*, ki je sestavni del okolja RTLinux. Časovno nekritične operacije se lahko z nižjo prioriteto izvajajo v nadzornem programu izven jedra operacijskega sistema. Komunikacija med obema deloma programa poteka preko mehanizmov RT-fifo. Primer časovno nekritičnih operacij je shranjevanje merjenih signalov lege manipulatorja v datoteko. Osnovno programsko strukturo smo razširili z modulom za računalniško vizualizacijo, ki z nadzornim programom komunicira s TCP/IP mrežnim protokolom.

Zaradi preprostosti programskega jezika C je omogočen le razvejitveni način prehajanja med deli regulacijskega programa in s tem med različnimi metodami regulacije. To pomeni, da z razvejitvijo določimo način delovanja, ki je lahko npr. mirovanje robota, sledenje trajektoriji, priklop kartezičnega izračunavanja ali vklop impedančnegaadmitančnega računanja reference. Naslednja razvejitev preklaplja med različnimi regulatorji, kar nam je omogočilo preizkus P, PD, hitrostnih regulatorjev ali regulatorjev z vnaprej izračunanim momentom. Prav tako se preklop med načini delovanja izvaja v modulu za varnost izvajanja gibanja, saj npr. preizkus bližine singularne lege ni potreben pri gibanju v sklepnih koordinatah.



Slika 2.2: Shematični prikaz razširjenega krmilnika za robot Staübli RX90. Sistem sestavljajo originalni VME krmilnik, dodan PC krmilnik in dodatna izdelana zaščitna vezja. Izhodne močnostne stopnje Kollmorgen so v ustreznem hitrostnem (v) načinu pri vključenem originalnem ali tokovnem (i) načinu, ko je vključen PC krmilnik. Enkoderski signali zasukov osi se vzporedno prenašajo na oba krmilnika.



Slika 2.3: Diagram delovanja krmilnega sistema z operacijskim sistemom Real Time Linux. Časovno kritični regulacijski deli programa se izvajajo v jedru operacijskega sistema (PROGRAM REGULATORJA), ostali podprogrami pa v uporabniškem pomnilniškem delu (NADZORNI PROGRAM, VIZUALIZACIJA).

2.3 Algoritmi vodenja

Haptično interakcijo lahko obravnavamo kot sklop uporabnikove roke (ali drugega dela telesa) in aktuatorjev, ki generirajo simulirane sile. Med stično točko in aktuatorji je sistem povezav in prenosov. Delovanje aktuatorjev nadzira haptični krmilnik, ki izvaja algoritme vodenja. Da bi uporabnik v stični točki zaznal navidezne sile, ki se pojavijo pri manipulacijah v navideznem prostoru, so algoritmi vodenja sestavljeni tako, da haptična naprava simulira navidezne vzmeti, dušilke in mase. Take algoritme vodenja je v robotiki prvi uporabil Hogan in jih imenoval impedančno vodenje [90]. Cilj impedančnega vodenja je zagotavljanje odzivov, ki so ekvivalentni odzivom mehanske impedance Z, ki povezuje položaj stične točke x in uporabnikove sile f na stično točko. V frekvenčnem prostoru lahko z Laplaceovo spremenljivko p zapišemo:

$$F(p) = X(p)Z(p) \left| F(p) = \mathcal{L}(f), X(p) = \mathcal{L}(x),$$
(2.1)

Običajno impedanco predstavimo kot sistem drugega reda in je haptični vmesnik ekvivalenten sistemu masa (m) – dušilka (b) – vzmet (k):

$$Z(p) = mp^2 + bp + k \tag{2.2}$$

Simboli m, b in k v splošnem predstavljajo diagonalne matrike z dimenzijami števila prostostnih stopenj haptičnega vmesnika.

Algoritme impedančnega vodenja lahko razdelimo v dva razreda [91]:

Prva vrsta krmilne arhitekture je z vodenjem sile. S haptično napravo merimo položaj in z impedanco Z izračunavamo referenco sile. Ustrezno reakcijsko silo dobimo z vodenjem sile na podlagi tako izračunane reference. Referenčna kartezična sila je preslikana v sklepne koordinate s transponirano Jakobijevo matriko J. Takšno vodenje imenujemo izotonično ali pravo impedančno vodenje in je največkrat uporabljano vodenje haptičnih naprav. Pri lahkih haptičnih napravah z nizkim trenjem, kot je Phantom, za impedančno vodenje namreč ni potrebe po dodatnih zaprtih zankah s signali senzorja sile. Za naprave z večjim trenjem in vztrajnostmi je impedančno vodenje manj primerno, saj se vsako nemodelirano trenje in vztrajnost neposredno prištevata simulirani impedanci. Pred-stavitev lahko izboljšamo z modeliranjem dinamike/trenj/nelinearnosti sistema in/ali z uporabo observatorja teh lastnosti [92]. Napako tako prištete impedance lahko dodatno zmanjšamo z uporabo senzorja sile in proporcionalno povratno zanko. Napaka haptičnega sistema zaradi dinamike manipulatorja je obratno sorazmerna z višino ojačenja v povratni zanki. Višina ojačenja je omejena z mejo stabilnosti, ki jo določata vzorčna frekvenca in lastna frekvenca manipulatorja. Primer impedančne krmilne sheme za manipulator Staübli RX90 z modelom trenja, gravitacijskih doprinosov in s povratno zanko s senzorjem sile je na sliki 2.4a. Obsežni rezultati modeliranja in identifikacije manipulatorja Staübli RX90 so zbrani v prilogi. Rezultirajoča impedanca, kot jo čuti uporabnik, je pri referenčni impedanci navideznega okolja Z_d , matriki ojačenj povratnega signala sile K_F , dinamičnih lastnostih manipulatorja Z_h , modelu trenj, gravitacije in vztrajnosti \hat{Z}_h ter enotski matriki I:

$$Z = Z_d + \frac{Z_h - \hat{Z}_h}{I + K_F} \tag{2.3}$$

Druga vrsta krmilne arhitekture je z vodenjem položaja, kjer haptični sistem meri silo uporabnika. Algoritem vodenja nato izračunava ustrezno referenco pomika in/ali hitrosti za položajni regulator. Vhod takega sistema je sila, izhod pa kinematična veličina, zato imenujemo takšno vodenje tudi izometrično ali admitančno. Referenčni položajni in/ali hitrostni signali so izračunani z izmerjeno silo v stični točki preko admitančne prenosne funkcije Y(p) = 1/Z(p):

$$X(p) = \frac{F(p)}{mp^2 + bp + k}$$
(2.4)

Na admitančno krmilno shemo lahko gledamo tudi kot na sistem z dvema zaprtima zankama: notranja zanka predstavlja položajni regulator v sklepnih koordinatah, zunanja pa kartezični regulator za vodenje admitance (slika 2.4b). Povezavo med zankama predstavlja inverzna Jakobijeva matrika. Kakovost predstavljene impedance je odvisna od togosti sistema s položajno zanko in od točnosti senzorja sile. Togost položajno vodenega manipulatorja povečujemo z ojačenji položajnega regulatorja. Rezultirajoča admitanca, kot jo čuti uporabnik, je pri referenčni admitanci navideznega okolja Y_d , ojačenju položajnega regulatorja K_{PV} , dinamičnih lastnostih manipulatorja Z_h in modelu trenj, gravitacije ter vztrajnosti \hat{Z}_h :

$$Y = \frac{Y_d \left(J^{-T} K_{PV} J^{-1} \right) - I}{Z_h - \hat{Z}_h + J^{-T} K_{PV} J^{-1}}$$
(2.5)

Gornji izraz smo izpeljali iz sheme 2.4b tako, da smo položajno-hitrostni regulator v sklepnih koordinatah poenostavljeno predstavili z matriko ojačenj K_{PV} .

V grobem lahko manipulator modeliramo z nesklopljenimi vztrajnostmi. Pri zveznem položajnem vodenju čiste vztrajnosti lahko ojačenja proporcionalnega ali proporcionalnodiferencirnega regulatorja teoretično nastavljamo poljubno visoko in pri tem ne dosežemo nestabilnega delovanja. V praksi je vodenje haptičnega manipulatorja običajno izvedeno z diskretnim regulatorjem, poleg tega pa pride do izraza diskretizacija merjenih signalov položaja in sile. Pri zadosti visokih ojačenjih položajne zanke diskretni sistem preide v limitni cikel in s tem v nestabilno delovanje [93]. Boljši ko imamo dinamični sistem (tj. nižji ali bolje modelirani, kot so doprinosi linearnih vztrajnosti in nelinearnih členov trenja, notranjih elastičnosti, mrtvih hodov) ter boljša, kot je resolucija senzorjev, višja so lahko ojačenja admitančnega sistema. Deloma lahko diskretizacijo omilimo s filtriranjem signalov senzorjev, vendar vsako diskretno filtriranje doda v sistem zakasnitev, ki ponovno niža meje stabilnosti.

Teoretična analiza diskretnega impedančnega in admitančnega vodenja kaže, da na kakovost predstavitve impedance pri obeh načinih vpliva frekvenca vzorčenja, dinamika (in kakovost dinamičnega modela) manipulatorja, nelinearnosti v sistemu in kvantizacija ter šum dodanih senzorjev. Na kakovost haptične predstavitve lahko vplivamo z izbiro manipulatorja, kot narekujejo točke iz poglavja 2.1 ne glede na izbiro impedančne ali admitančne sheme. Pristop vodenja pa dualno omejuje stabilnostne pogoje haptične interakcije: pri impedančnem vodenju lahko predstavljamo malo dušene haptične prostore z nizkimi masami in je kritična simulacija togih prostorov, kot so navidezne stene. Pri admitančnem vodenju je kritično predstavljati malo dušen navidezni prostor, medtem ko je manipulator vedno stabilen v izometričnih pogojih, ki nastopijo npr. pri velikih masah, dušenjih in elastičnostih. Tehnična odprtost predstavljenega manipulatorja nam omogoča neposredno primerjavo obeh pristopov vodenja in izbiro ustreznega načina za haptične interakcije pri gibanju rok, ko želimo navidezno dinamiko, ki je podobna dinamiki pri vsakdanjih gibih.



(a) Impedančno vodenje haptičnega vmesnika.



(b) Admitančno vodenje haptičnega vmesnika.

Slika 2.4: Impedančna in admitančna shema vodenja haptičnega sistema. Pri impedančnem vodenju je zaprtozančno vodenje referenčne sile f odvisno od kakovosti modelov trenja in gravitacije ter od višine ojačenja K_F . Notranja zanka pri admitančnem vodenju predstavlja položajni regulator s hitrostno zvezo (PV regulacija). Kakovost (položajna točnost in togost) notranje položajne zanke je izboljšana z uporabo identificiranih modelov trenja in gravitacije ter višjima ojačenjima K_P ter K_V . Shemi ne prikazujeta pomožnih filtrov signalov hitrosti in sil. Dejanska modela prenosnih funkcij navideznega okolja sta pri računalniški implementaciji opisana z diskretnima ekvivalentoma zveznih prenosnih funkcij.

2.4 Stabilnost in transparentnost haptičnega vmesnika

Haptična naprava mora omogočati uporabniku zaznavanje informacij o premiku in sili ter obenem dovoljevati neposreden vpliv uporabnika na te veličine. Razmerje veličin, ki opisujejo premik in njegove odvode, ter sile, dejansko predstavlja mehansko impedanco. Eden glavnih ciljev razvoja haptičnega vmesnika je omogočiti stabilno predstavitev čim večjega območja mehanskih impedanc, saj so zanimiva haptična okolja običajno nelinearna z velikim naborom impedanc. Dinamično območje impedanc imenujemo tudi Z-širina [94]. Impedance Z-širine morajo biti predstavljene robustno in stabilno tako, da ne pride do mehanskih vibracij in divergentnega obnašanja manipulatorja. V poglavju 2.3 smo opisali, da na stabilnost diskretnih zaprtozančnih sistemov neugodno vplivata kvantizacija in šum senzorjev. Stabilnostne pogoje pri haptičnih sistemih lahko spremeni tudi uporabnik, ki z viskoelastičnimi lastnostmi rok spreminja lastno frekvenco zaprtozančnega sistema in tako lahko vpliva na stabilnost. Na drugem mestu želimo omeniti pojem *transparentnosti* [95]. Cilj haptičnega vmesnika je ob zagotavljanju Z-širine, da je impedanca haptičnega vmesnika, kot jo čuti uporabnik, enaka matematični impedanci modela navideznega okolja. Takšne idealizirane razmere nastopijo pri popolni transparentnosti, ki pa je neizvedljiva zaradi lastne vztrajnosti in trenja haptičnih mehanizmov.

Pogoje za stabilno delovanja haptičnega vmesnika sta Colgate in Schenkel [96] določila na podlagi mere za *energijsko pasivnost*, ki se je že uporabljala na področjih zaprtozančnega vodenja in teleoperacij [97]. Avtorja sta teoretično izpeljala povezavo med minimalnim lastnim trenjem impedančnega haptičnega vmesnika, vzorčno frekvenco diskretnega regulatorja in maksimalno elastičnostjo navidezne stene, znotraj katere haptični vmesnik še stabilno deluje. Pasivnost je osnovana na energijskih konceptih: sistem je pasiven, če in samo če energijski tok v sistem presega energijski tok iz sistema za celoten čas t. Če sta f(t) in v(t) določena kot sila, ki deluje na sistem in hitrost sistema, je pasivnost podana z enačbo:

$$\int_0^t f(\tau)v(\tau)d\tau > 0, \forall t > 0$$
(2.6)

Energijska pasivnost je zadosten in potreben pogoj za stabilno delovanje haptičnega vmesnika ne glede na dinamične lastnosti roke uporabnika. Ker obravnavamo sistem človek-stroj, mora pasivno delovati celoten sistem. Večina razvijalcev haptičnih vmesnikov privzema Hoganovo teorijo, da je operator haptičnega vmesnika vedno pasiven pri frekvencah Z-širine [98]. Hogan tako trdi, da imajo roke navkljub aktivnim živčno-mišičnim povratnim mehanizmom impedančne lastnosti pasivnih elementov in je ključnega pomena torej energijska pasivnost haptičnega vmesnika. Pomanjkljivost Hoganove teorije je, da oseba pri interakciji s haptičnimi okolji ne uporablja le predkognitivnih mehanizmov, ampak deluje na haptični vmesnik s hotenimi silami in je torej energijsko aktiven sistem [99]. Ker je delovanje haptičnega vmesnika, kakršnega opisujemo, zaradi uporabljenih samozapornih (ang. nobackdrivable) mehanizmov aktivno, je potrebno pazljivo načrtovanje haptičnega sistema, da je celoten sistem energijsko pasiven. Haptični sistem bi lahko energijsko aktivno predstavil navidezno okolje zaradi dveh mehanizmov: zaradi zakasnitvenega člena v diskretnem regulatorju in zaradi asinhronih preklopnih časov med različnimi lastnostmi navideznega okolja [100]. Prvi mehanizem povzroči, da so regulirane veličine konstantne med časi vzorčenja, kar lahko povzroči nestabilnosti pri navideznih okoljih velike impedančne dinamike. Drugi mehanizem nastopi, ko npr. haptični vmesnik preklaplja med navidezno steno in navideznim praznim prostorom med trenutki vzorčenja. Oba mehanizma omogočata neželeno kopičenje energije in torej pomenita, da haptični sistem ni več energijsko pasiven. Rešitev za povečevanje stabilnosti manipulatorja je v primeru teleoperacij t. i. virtualni sklop, ki ga je možno uporabiti tudi pri haptičnih sistemih [101]. Virtualni sklop med navideznim objektom in upravljavcem predstavlja vzporedni sistem navidezne vzmeti in dušilke pri impedančnem ali zaporedno vezavo navidezne mase in dušilke pri admitančnem vodenju. Virtualni sklop v primeru maksimalnih/minimalnih elastičnosti, dušenj in mas navideznega okolja uporabniku predstavi neugodno zmanjšanje maksimalne/minimalne vrednosti. Naprednejši način za ohranjanje stabilnosti je uporaba observatorja pasivnosti. Le ta posreduje informacijo o dejanski pasivnosti adaptivnemu disipativnemu elementu regulatorju pasivnosti, ki porablja odvečno energijo, ki se je tvorila pri že opisanem kopičenju energije [102].

Razmere pri haptični interakciji lahko predstavimo s četveropolom (slika 2.5). Teorija četveropolov je dobro razvita za elektronske elemente, zato koristimo analogiji med tokom/hitrostjo in napetostjo/silo. Po splošnem četveropolnem zapisu impedančnega vodenja je transparentnost in stabilnost teleoperatorske manipulacije prvi analiziral Hannaford [103] in tako začrtal smernice analize haptičnih vmesnikov drugih avtorjev (med drugim [104, 105, 106, 107]). Analiza dualnega, admitančno vodenega sistema je zaradi večjega števila impedančnih haptičnih vmesnikov sledila precej kasneje [104].

Alternativno hibridno četveropolno enačbo haptičnega sistema pri admitančnem vodenju zapišemo kot [108]:

$$\begin{bmatrix} v_h \\ f_{izm}^* \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g_{11} & g_{12} \\ g_{21} & g_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_h \\ -v_{ref}^* \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{Z_{d_A}} & -T(z) \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_h \\ -v_{ref}^* \end{bmatrix}, \quad (2.7)$$

kjer je diskretna komplementarna občutljivostna funkcija sledenja referenčne hitrosti



Slika 2.5: Predstavitev haptičnega vmesnika s četveropolom.

T(z):

$$T(z) = \frac{ZOH(z)K_{PV}(z)}{Z_{d_I} + ZOH(z)K_{PV}(z)}$$

$$(2.8)$$

V gornjih enačbah je v_h hitrost operaterja, f_{izm}^* izmerjena sila operaterja, f_h sila, ki jo izvaja operater in v_{ref}^* referenčni signal položajnemu regulatorju. Z zvezdico so označeni diskretni ekvivalenti zveznih signalov. ZOH(z) predstavlja z transformacijo zapisa časa zakasnitve in $K_{PV}(z)$ prenosno funkcijo položajno hitrostnega regulatorja, ki je predstavljen v poglavju 2.3. Z_{d_I} je lastna impedanca manipulatorja, Z_{d_A} pa lastna impedanca položajno vodenega manipulatorja, kot jo čuti uporabnik. Izraza sta povezana z enačbo:

$$Z_{d_A} = Z_{d_I} + K_{PV}(z)ZOH(z)$$
(2.9)

Iz gornjih enačb lahko enostavno določimo pogoje za transparentnost admitančnega haptičnega vmesnika, če predpostavimo, da je referenca notranjemu položajnemu regulatorju enaka položajnemu signalu v navideznem okolju, $v_{ref}^* = v_e$ in idealnost izmerjenega signala, ki določa enakost izmerjene sile s silo v navideznem okolju, $f_{izm}^* = f_e$. Pri popolnoma transparentnem admitančnem haptičnem vmesniku je hibridna matrika četveropola iz enačbe (2.7) enaka:

$$G_{ideal} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix}, \qquad (2.10)$$

saj velja $v_h = v_e$ in $f_h = f_e$. To pomeni po enačbah (2.7), (2.8) in (2.9), da mora biti ojačenje pozicijskega regulatorja za boljšo transparentnost admitančnega haptičnega vmesnika čim višje. Do podobnega sklepa bi lahko prišli tudi na osnovi enačbe (2.5). Ojačenja zveznega PV regulatorja teoretično glede na diagrame lege korenov seveda lahko nastavimo poljubno visoko, pri realnih diskretnih sistemih s končnim časom vzorčenja pa moramo zaradi nelinearnega trenja, nekompenzirane dinamike in kvantizacije senzorjev ojačenja seveda omejiti. Zato smo pri našem načrtovanju admitančnega haptičnega vmesnika izhajali iz položajnega PV regulatorja z maksimalnimi eksperimentalno določenimi možnimi ojačenji, pri katerih je manipulator stabilno sledil položajnim referencam. Maksimalna ojačenja smo nastavili zato, da bi lahko ovrednotili naš haptični sistem z minimalnim simuliranim dušenjem, pri katerem haptični vmesnik pri pričakovanih dinamičnih lastnostih operaterja še stabilno deluje.

Na osnovi prej omenjene energijske pasivnosti je "brezpogojno" stabilnost s četveropolno enačbo (npr. 2.7) opisanega sistema možno raziskati z Llewellynovim kriterijem, ki določa [109]:

$$\mathcal{R}e\left(g_{11}\right) \ge 0,\tag{2.11}$$

$$2\mathcal{R}e(g_{11})\mathcal{R}e(g_{22}) \ge |g_{12}g_{21}| + 2\mathcal{R}e(g_{12}g_{21}), \qquad (2.12)$$

kar skupaj implicira:

$$\mathcal{R}e\left(g_{22}\right) \ge 0. \tag{2.13}$$

Minimalno simulirano impedanco Z_{min} , ki jo lahko predstavimo z admitančno vodenim haptičnim vmesnikom, lahko zapišemo kot del haptičnega vmesnika in ne navideznega okolja. Hibridna matrika haptičnega vmesnika tako postane:

$$G(z) = \begin{bmatrix} \frac{1}{Z_{d_A}} & -T(z) \\ 1 & Z_{min} \end{bmatrix}$$
(2.14)

Uporaba enačb (2.11), (2.12) in (2.13) v kombinaciji z (2.14) nam da:

$$\mathcal{R}e\left(Z_{min}\right) \ge \frac{1 - \cos\left(\angle T(z)\right)}{2\mathcal{R}e\left(1/Z_{d_A}(z)\right)} \left|T(z)\right| \tag{2.15}$$

Ker pri admitančnem vodenju želimo čim manjšo "nujno" minimalno dušenje in maso, mora biti leva stran gornjega izraza čim bliže 0. Vrednost izraza na desni je manjša z manjšo vrednostjo Z_{d_A} . Ker je Z_{d_A} po enačbi (2.9) višja z višjimi ojačenji položajnega regulatorja (ki določajo večjo transparentnost), vidimo, da imata zahtevi po transparentnosti in širini območja stabilnosti admitančnega sistema nasprotujoče učinke. Tako bi lahko v našem primeru znižali ojačenja položajnega regulatorja in dosegli stabilnost nižje dušenih haptičnih prostorov. S tem bi zmanjšali točnost predstavitve haptičnih objektov (transparentnost) pri premaknjenem območju Z-širine. Ker je Z_{d_A} sorazmerna z impedanco manipulatorja Z_{d_I} (enačba 2.9), bolje kompenzirani momenti trenja in vztrajnosti pripomorejo k večji Z-širini. Vrednost na desni strani neenačbe (2.15) lahko zmanjšamo tudi s koti prenosne funkcije T(z), ki so čim bliže 0. Če v enačbi (2.8) upoštevamo, da je prenosna funkcija zakasnilnega člena

$$ZOH(z) = \frac{z+1}{2z},$$
(2.16)

diskretni ekvivalent poenostavljenega proporcionalnega regulatorja hitrosti v Laplace-

ovem prostoru $K_{PV}p$ pri vzorčenju s časom t_S

$$K_{PV}p \equiv K_{PV} \frac{2}{t_S} \frac{z-1}{z+1}$$
(2.17)

in povezava med ravninama $p = \sigma + j\omega$ in z poenostavljeno

$$z = e^{j\omega t_S},\tag{2.18}$$

je glede na enačbo (2.8) imaginarni del prenosne funkcije T(z):

$$\mathcal{I}m\left(T(z)\right) = 4Z_{d_I}K_{PV}t_S\sin(\omega t_S). \tag{2.19}$$

Za pozitivne kote je pri nižji absolutni imaginarni vrednost manjši tudi kot, vrednost kosinusa kota je bliže 1 in vrednost imenovalca ulomka na desni strani neenačbe (2.15) gre proti 0. Realni del izraza T(z) je namreč vedno pozitiven:

$$\mathcal{R}e\left(T(z)\right) = K_{PV}^{2}\left(1 + \cos(\omega t_{s})\sin(\omega t_{s})\right)$$
(2.20)

Stabilnostno območje diskretnega haptičnega je po enačbi (2.19) torej pričakovano večje za nižje lastne impedance manipulatorja Z_{d_I} . Dokazali smo tudi, da z nižjim časom vzorčenja t_S dosežemo nižje vrednosti minimalne simulirane impedance Z_{min} in s tem večjo Z-širino admitančno vodenega haptičnega vmesnika.

Dualno analizo stabilnosti in transparentnosti, kot je bila izvedena za admitančni haptični vmesnik, lahko opravimo tudi za impedančno vodenje. Hibridna enačba v tem primeru vsebuje alternativni hibridni matriki *G* iz enačbe (2.14) dualno hibridno matriko $H = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix}:$ $\begin{bmatrix} f_h \\ -v_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_h \\ f_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{d_I} & ZOH(z) \\ -1 & \frac{1}{Z_{d_I}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_h \\ f_e \end{bmatrix}$ (2.21)

Višji navidezna elastičnost in dušenje predstavljene impedance Z_{maks} sta možni za večjo lastno impedanco Z_{d_I} . To pomeni, da za stabilno predstavitev čim večjega nabora impedanc vmesnik potrebuje neko lastno dušenje in vztrajnost. Vendar je, kot je bilo opisano z enačbo (2.3), natančnost predstavljenih impedanc neposredno odvisna od lastne impedance, vnaprejšnje kompenzacije navorov zaradi lastne impedance ter višine ojačenja v povratni zanki sile. Člen hibridne matrike h_{11} gre namreč proti 0 za manjše oziroma bolje kompenzirane vrednosti lastne dinamike manipulatorja, kar pomeni, da velja $f_H = f_E$ za manipulator brez lastnega trenja in vztrajnosti. Tudi za impedančni
vmesnik sta si tako zahtevi po transparentnosti in stabilnosti nasprotujoči. Enako kot pri admitančnem vodenju, pa je Z-širina večja za manjši čas vzorčenja.

Iz vsega opisanega lahko zaključimo:

- 1. Vzorčni čas regulacije haptičnega vmesnika mora biti čim krajši za povečevanje stabilnosti zaradi zmanjševanja tvorbe aktivne energije med vzorčnimi časi.
- Krajši vzorčni čas vpliva na oceno hitrosti in zaradi kvantizacije senzorjev položaja manjša stabilnost. Stabilnost lahko deloma povečamo s pravilnim filtriranjem signalov senzorjev, vendar filtriranje vnaša v diskretne sisteme nestabilnost z dodajanjem zakasnitev.
- 3. Transparentnost admitančnega haptičnega vmesnika je sorazmerna z višino ojačenj položajno-hitrostnega regulatorja. Na višino ojačenj poleg diskretizacije senzornih signalov in končnega vzorčnega časa posredno vpliva še točnost modela nelinearnosti ter dinamičnih lastnosti naprave.
- 4. Transparentnost impedančnega regulatorja je neposredno sorazmerna z ojačenjem proporcionalnega regulatorja sile in s točnostjo modela nelinearnosti ter dinamičnih lastnosti naprave.
- 5. Kakovost (območje stabilnega delovanja) admitančnega vodenja lahko podamo s podatki o minimalnem simuliranem dušenju in masi ter položajni točnosti pri izvedbi navideznega okolja. Edina nedorečena informacija, ki vpliva na območje stabilnosti, so pri tem dinamične lastnosti operaterja. V literaturi so impedančni haptični vmesniki pravilno podani z dualnim podatkom o maksimalni elastičnosti, pri kateri impedančni vmesnik še stabilno deluje. Kakovost sicer redkih admitančnih vmesnikov je zaradi robotske osnove naprav še vedno pogosto predstavljana z maksimalnim pospeški in silami [78, 110]. Z-širino podajamo s parametri obeh skrajnih vrednosti, vendar so maksimalne impedance pri admitančnem vodenju zaradi običajno visokih maksimalnih sil in konstrukcijske togosti manipulatorja nekritične.
- 6. Kakovost impedančnega vodenja dualno lahko podamo s podatkoma o maksimalnem simuliranem dušenju in elastičnosti sten, pri katerih za izbrano dinamiko uporabnika haptična naprava še stabilno deluje. Obenem moramo podati nekompenzirane učinke nelinearnih doprinosov in dinamike naprave, kot jih čutimo v stični točki. Ker teh doprinosov ne znamo oceniti, je transparentnost možno podati le z neposredno primerjavo impedance navideznega okolja z rezultati meritev sil in

pomikov stične točke, kar pomeni, da moramo točnost haptično predstavljene impedance določiti za celoten nabor stabilnih impedanc v celotnem delovnem območju naprave.

2.5 Varnost haptičnega vmesnika

Industrijski robotski manipulatorji, ki jih je možno tržiti znotraj Evropske unije, morajo biti v skladu z evropsko smernico za strojne naprave 89/37/EEC [111]. Harmoniziran standard EN775 iz leta 1992 (ISO 10218) obravnava varnost robotskih manipulatorjev in temelji na dveh pravilih:

- 1. Dostop oseb v varovano delovno območje robotskega manipulatorja mora biti onemogočen.
- 2. Izključeno (ali vsaj zmanjšano) mora biti tveganje pri neposrednem posredovanju v varovanem območju v času učenja robotskih algoritmov ali verifikacije robotskih programov. Pri načinu učenja je maksimalna hitrost robota omejena na 25 cm/s.

Ker pri haptičnih vmesnikih potrebujemo fizično interakcijo med uporabnikom in strojem, omenjeni standard deloma pokriva ustrezne zahteve za varno uporabo le z drugo točko [112, 113]. Mere za kakovost haptičnega sistema niso več le pasovna širina, zmogljivost proizvajanja visokih sil ali npr. veliko delovno območje, kot je bilo predstavljeno v poglavju 2.1. Zmanjšati je potrebno možnost udarcev mehanizma na eni in sile pri udarcu manipulatorja ter uporabnika na drugi strani. Mero za usodnost udarca, kot je kriterij poškodbe glave (ang. Head Injury Criteria), lahko povzamemo iz avtomobilske industrije [114]. Kriterij poškodbe glave je številčna mera, ki je določena na podlagi pospeška matematičnega modela glave pri udarcu mase z določeno elastičnostjo površine. Sprejemljiv kriterij poškodbe glave bi pri uporabi robota srednje velikosti, kot je Staübli RX90, in hitrostjo pred trkom z 1 m/s dosegli, če bi bila površina manipulatorja prekrita s petnajst centimetrov debelo oblogo iz penaste gume. Seveda je takšen varovalen ukrep nepraktičen in ne upošteva osnovnega vira težav, ki sta velika masa in efektivna vztrajnost modernih robotskih mehanizmov.

Prvi pristop k zmanjševanju interakcijskih sil med manipulatorjem in osebo je uporaba impedančnih vodenj. Ta pristop žal ne zagotavlja pasivne varnosti, saj je podvržen programskim napakam in napakam elektronike manipulatorja. Zato je razvoj haptičnih sistemov pogosto usmerjen k pasivno podajnim aktuatorskim mehanizmom, ki bi poleg aktivne togosti zaradi impedančnega vodenja večali nivo varnosti. Pasivno togost lahko dosežemo z mehansko elastično povezavo med električnimi aktuatorji in segmenti manipulatorja [115, 116]. Efektivna vztrajnost vrtečih delov motorjev je na ta način posredno sklopljena z gnanimi členi. Druga možnost je uporaba pnevmatskih aktuatorjev, ki s stisljivostjo plinov dosegajo nizke izhodne impedance za velik frekvenčni razpon in s tem relativno varno aktuacijo [117, 118]. Vendar je pasovna širina pnevmatskih aktuatorjev omejena, karakteristike so nelinearne in za aktuacijo v enem sklepu potrebujemo najmanj dva aktuatorja. Naslednji korak pri večanju varnosti je uporaba manipulatorja z manjšimi masami in vztrajnostmi. Vendar z velikimi in lahkimi mehanizmi težko zagotavljamo želeno konstrukcijsko togost. Prav tako z uporabo lahkih in majhnih aktuatorjev nižamo položajno točnost in pasovno širino haptičnega sistema. Moderni pristopi so z uporabo paralelnih aktuatorjev, kjer so težji aktuatorji za poganjanje nizkofrekvenčnih navorov pritrjeni v bazi manipulatorja, v sklepih pa so le majhni, visokofrekvenčni aktuatorji [114].

Pri uporabi manipulatorja Staübli RX90 kot haptičnega vmesnika smo se želeli izogniti poseganju v mehansko konstrukcijo aktuatorjev. Kot mehanski pristop k varnosti smo z mehansko ograjo v višini pasu stoječega uporabnika preprečili možnost udarca manipulatorja v telo ali glavo. Od uporabnikov smo zahtevali, da se z glavo ne približajo manipulatorju znotraj označenega aluminijastega okvirja in dovolili le manipulacijo plastičnega držala z roko. Nadaljnje varnostne mehanizme smo izvedli na elektronskem in programskem nivoju, ki preprečujejo hitrosti vrha robota, ki so višje od 25 cm/s. Kot smo že predstavili s sliko 2.2 v poglavju o arhitekturi sistema 2.2, za delovanje haptičnega sistema skrbijo trije podsklopi, ki so originalni krmilnik, PC krmilnik in zaščitno vezje. Posamezni podsklopi med seboj ves čas komunicirajo preko digitalnih linij.

Najvišji nivo za zagotavljanje varnosti je programski, ki teče na PC krmilniku z isto frekvenco delovanja kot algoritmi vodenja. Delovanje programske zaščite je odvisno od vklopljenega načina. Tako se npr. kartezične koordinate in bližina singularnosti preverjajo le v načinih, kjer uporabljamo kinematične izračune, kot je npr. inverzna Jakobijeva matrika. Preverjanje sklepnih hitrosti in tokovnih referenc se izvaja ves čas vklopa PC krmilnika. Dodatno je mogoče vključiti preverjanje signalov senzorja sile in zagotoviti izklop ob previsokih amplitudah sile ali navorov.

Naslednji nivo testiranja hitrosti v sklepih in tokov v motorjih se izvaja na originalnem VME krmilniku s frekvenco 100 Hz. To testiranje je redundantno v primeru napake PC krmilnika, vendar ima bistveno daljši čas do izklopa. Nastavitve mejnih vrednosti so pri VME krmilniku nastavljene na 10% večje vrednosti, kot pri PC krmilniku.

Tretji nivo nadzora je z lastnim zaščitnim sistemom, ki ga sestavljajo vezja za branje in preverjanje enkoderskih signalov ter tokovnih referenc. Hitrost sistema je določena z zakasnitvijo uporabljenih CMOS vezij, bistvene zakasnitve pa vnašajo preklopi relejev elektromagnetnih zavor. Sistem smo preverili s simulacijo dvojne napake, ko smo izklopili regulacijo in za kritična aktuatorja drugega in tretjega sklepa uporabili maksimalne reference tokov. Pomik v obeh sklepih pred izklopom je bil približno 10°. Delovanje vseh treh predstavljenih nivojev za varnost je med seboj usklajeno: ob vklopu PC krmilnika je moč sprostiti elektromagnetne zavore robotske roke le pri pravilni varnostni komunikaciji med PC krmilnikom in lastnim zaščitnim sistemom in sočasnim delovanjem programa na VME krmilniku. Na ta način je preprečeno, da bi se robot pričel gibati, ko regulacijski program na PC krmilniku še ni zagnan. Prav tako se zavore vklopijo pri prenehanju delovanja PC regulacijske zanke, ko varnostni časovnik lastnemu vezju ne preda ustreznega digitalnega signala. Pri delu s PC krmilnikom tako ni potrebno skrbeti za zaporedje vklapljanja in izklapljanja zavor, saj je to avtomatizirano z izvedeno digitalno komunikacijo podsklopov za varnost.

2.6 Modularna zgradba programske opreme

Skelet programov na PC krmilniku smo želeli zasnovati modularno, da bi preprečili nepotrebno podvajanje programske kode s čim večjo izkoriščenostjo že izdelanih programskih sklopov. Poleg tega je z uporabo modulov (programskih knjižnic) skrajšan čas prevajanja celotnega regulatorskega programa. Predloge za prevajanje nam omogočajo, da spreminjamo dostopne dele glavnega regulatorskega programa ali pa da delamo z lastnim glavnim regulatorskim programom ter vključujemo funkcije iz že obstoječih programskih knjižnic. Običajni regulatorski program, s katerim začnemo delo, ima že vključene povezave s knjižnicami za:

- funkcije osnovnih diskretnih regulatorjev
- kinematične funkcije robota Staübli RX90
- splošne matematične manipulacije z vektorji in matrikami dimenzij 3, 4 in 6
- funkcije za programsko varnost glede na amplitude hitrosti, tokov in sil
- funkcije za transformacijo lege, sil in momentov obstoječih orodij na vrhu robota
- funkcije, ki se izvedejo ob standardni inicializaciji sistema
- funkcije za komunikacijo s strojno opremo
- funkcije za dinamično simulacijo robota
- funkcije podrutin.

Uporabnik ima le prioriteto za spreminjanje funkcij podrutin, saj z dodajanjem kode v podrutine najenostavneje spreminjamo algoritme gibanja robota. Inicializacijska podrutina, podrutina za preračun položajne reference in podrutina z regulatorskim algoritmom so na ključnih mestih regulacijske zanke. Zahtevnejše funkcije so zbrane v knjižnicah za:

- navidezna okolja
- admitančne/impedančne algoritme
- matematične algoritme za parametrični opis navideznih predorov.

Uporabnik z ustrezno prioriteto ima možnost spreminjati le navidezno okolje tako, da npr. z izbranim vodenjem haptičnega vmesnika simulira navidezni elipsoid namesto navidezne kocke. Ali pa uporabnik preverja že obstoječa navidezna okolja z drugačnim admitančnim/impedančnim vodenjem. Posamezno admitančno vodenje lahko npr. uporablja privzet položajni regulator in knjižnice z diskretnimi regulatorji, ali pa uporabnik doda še podrutino z novim regulatorjem.

Zahtevnejši uporabnik, ki želi dopolniti ali popraviti komunikacijski del med regulatorskim in nadzornim programom, mora spreminjati osnovno datoteko z regulatorskim programom in prekinitvenimi rutinami. Takšen poseg je npr. potreben, če želimo povečati kapacitete shranjevanih podatkov ali uvesti meni za preklapljanje med posameznimi regulatorji, admitančnimi vođenji in podobno.

2.7 Simulator haptičnega vmesnika

Preprost simulator haptičnega vmesnika smo sestavili iz dveh delov: iz dela z dinamičnim modelom robota in iz dela za simulacijo zunanjih sil. S parametričnim prevajanjem regulatorskega programa nastavimo uporabo simulatorja tako, da so vrednosti kotov rezultat sprotne simulacije in ne rezultat branja senzorjev kota. Podobno tokovne reference naslovimo na dinamični model robota in ne na izhodne analogne kartice krmilnika. Ločeno prevajanje regulatorskega programa s simulatorjem in z dejanskim delovanjem je uporabljeno zaradi povečane varnosti, saj regulatorski program za simulacijo ne dovoljuje izklopa elektromagnetnih zavor robota. Tako lahko s simulatorjem robota delamo tudi, ko dejanski robot ni na voljo. Simulator robota upošteva vse standardne programske module razen komunikacije z enkoderji in motorji. S simulacijo lahko npr. preverimo, ali bo pri pričakovanih interakcijskih silah prišlo do previsokih hitrosti.

Preprost dinamični model robota predstavljajo nelinearne enačbe statičnega in viskoznega trenja, enačbe gravitacijskih navorov in diskretni filtri drugega reda za simulacijo nesklopljenih vztrajnosti posameznih sklepov. Dodatno je za drugi sklep robotske roke podana nelinearna enačba kompenzacijske vzmeti. Parametri trenja, gravitacijske konstante, vzmeti in vztrajnosti so rezultat identifikacij, kot je predstavljeno v prilogi.

Sile in navore na držalu haptičnega vmesnika lahko določimo v modelu s prednastavljenimi enačbami, ali pa jih merimo s senzorjem sile. Uporabljali smo preproste predoločene sile in nismo skušali simulirati haptičnih interakcij. Takšni poizkusi bi namreč zahtevali obsežno modeliranje psihofizičnih lastnosti uporabnika.

Poglavje 3

Eksperimentalno okolje

Pred načrtovanjem navideznega haptičnega okolja za preučevaje gibanja rok smo želeli izbrati primerno vodenje haptičnega vmesnika. Kot je bilo opisano v teoretičnem uvodu, je transparentnost admitančno vodenega vmesnika odvisna od kakovosti modela nelinearnosti in dinamike posredno preko regulatorja položaja, transparentnost impedančno vodenega haptičnega vmesnika pa neposredno preko ojačenja povratnih signalov sil ter momentov. Transparentnost admitančnega vodenja za industrijski robot posledično ni problematična, vprašljivo je le območje stabilnega delovanja. Ker smo z admitančnim vodenjem dosegli stabilno delovanje pri zadosti nizkih parametrih dušenj, smo želeli uporabiti takšno vodenje. Admitančno voden haptični vmesnik na osnovi robota Staübli RX90 deluje s primerno Z-širino tako, da so minimalne potrebne sile za premik nemoteče, obenem pa je možno predstaviti za uporabnika relativno toge navidezne predmete. Pri dualnem impedančnem vodenju bi bile minimalne obremenitve za roko zanemarljive, vendar bi bile višje impedance predstavljene s precej manjšo natančnostjo. Podrobnejši rezultati meritev kakovosti delovanja in številčnih vrednosti minimalne simulirane mase, dušenja ter maksimalne elastičnosti so podani v poglavju 4.1.

Navidezno okolje v poskusih te naloge je bilo sestavljeno iz navideznih predorov. Pri gibanju s haptičnim vmesnikom smo merili tudi EMG aktivnost glavnih mišičnih skupin, ki skrbijo za gibanje v komolčnem sklepu. Meritve EMG sistema so bile sinhronizirane z delovanjem haptičnega sistema. Pri določenih vajah gibanja rok so osebe prejemale še sliko o stanju stične točke haptičnega vmesnika v navideznem okolju.

3.1 Navidezni predori

Haptični predor predstavlja haptično navidezno okolje, v katerem se stična točka lahko giblje vzdolž smeri predora. Gibanje v prečnih smereh je omejeno z navideznimi stenami. Haptični predori se pogosto uporabljajo pri haptičnih simulatorjih laparoskopskih

naprav [4], za usmerjanje gibov rok so bili že predstavljeni predlogi tridimenzionalnih predorov [119], medtem ko razvita dvodimenzionalna navidezna okolja delujejo s haptičnim sistemom z majhnim območjem delovanja, ko so planarni gibi rok krajši od 20 *cm* [120].



Slika 3.1: Simbolična predstavitev navideznega predora s središčnico (črtkana črta) in prečnimi postavitvami dušilk b ter vzmeti k. V vzdolžni smeri so gradniki predora le dušilke, masa m je postavljena v stični točki.

Navidezne stene predora lahko oblikujemo s postavitvijo navideznih vzmeti glede na izbrano središčnico predora, kot to skicira slika 3.1. V nadaljevanju smer središčnice imenujemo vzdolžna smer, pravokotno na vzdolžno pa je ravnina prečnih smeri. Zaradi zahtev admitančnega vodenja je potrebno v vzdolžni smeri tridimenzionalnega predora uporabiti dušilne elemente z vrednostjo dušenja nad minimalno vrednostjo pri kateri haptični sistem še stabilno deluje. Po enačbi (2.4) lahko v predoru poleg vzmeti in dušenj simuliramo še maso m v kontaktni točki. Za računalniško izvedbo navideznega predora iz gradnikov v obliki prečnih in vzdolžnih dušilk, vzmeti in mas lahko uporabimo poljubno središčnico, za katero moremo v vsaki točki določiti tangentni vektor \vec{t} in normalna vektorja \vec{n} ter \vec{b} . Ti trije vektorji predstavljajo lokalni koordinatni sistem na izbrani točki središčnice, v katerem so določeni gradniki k, b in m za vsako od osi koordinatnega sistema. Tridimenzionalna predstavitev predora torej zahteva tri admitančne funkcije, ki preko izmerjene sile določajo premike v lokalnih koordinatnih sistemih (slika 3.2). Dinamične odzive pri rotacijskih obremenitvah lahko opišemo z uporabo dodatnih treh admitančnih funkcij.

Cilj uporabe haptičnih predorov za analizo gibanja rok je bil, da bi s pomočjo haptičnega vmesnika posnemali naravne gibe rok. Središčnice na osnovi poljubnih gibov rok lahko predstavimo z velikim naborom prostorskih točk, kar pa je zaradi računalniške izvedbe haptičnega sistema nepraktično. Zato smo želeli uporabiti analitični opis središčnice predora. Analitično je možno predstaviti krivuljo, ki poteka skozi določeno število točk z uporabo polinomskih zlepkov. Zapis z enim samim polinomom namreč zahteva neugodne visoke rede polinoma. Pri zlepkih pa nasprotno lahko sestavljamo krivuljo z lepljenjem polinomov nižjih redov. Priročen opis *j*-tega lepljenega polinoma tretje stop-



Slika 3.2: Lokalni koordinatni sistem z vzmetmi k, dušilkami b in masami m vzdolž osi \vec{t} , \vec{b} in \vec{n} je postavljen v točki na središčnici navideznega predora.

nje je z Beziérjevo formulo

$$f_j(u) = \sum_{i=0}^3 B_{3,i}(u) p_{i,j}$$
(3.1)

kjer so Beziérjevi koeficienti $B_{n=3,i}(u)$ določeni kot

$$B_{n,i}(u) = \frac{n!}{i!(n-i)!} u^i (1-u)^{n-i}$$
(3.2)

Parameter *u* ima definicijsko območje na intervalu [0, 1]. Oblika krivulje v eni dimenziji je podana s kontrolnimi točkami $p_{0,j}$, $p_{1,j}$, $p_{2,j}$, $p_{3,j}$. Za tridimenzionalno krivuljo tako za posamezen (*j*-ti) odsek potrebujemo 12 kontrolnih točk. Z enostavno algebraično manipulacijo lahko ugotovimo, da kontrolni točki $p_{0,j}$ in $p_{3,j}$ ležita na krivulji ($f_j(0) = p_{0,j}$, $f_j(1) = p_{3,j}$). Za oblikovanje predorov smo želeli, da bi bila središčnica v posamezni podani točki C_1 zvezna, kar pomeni, da sta prva odvoda sosednjih krivulj v mejni točki enaka. V takem primeru je prvi odvod v mejni točki enak naklonu zveznice med začetno točko $p_{0,j-1}$ predhodnega in sledečega polinoma $p_{0,j+1}$ glede na faktor gladkosti krivulje *a*

$$f'_{j}(u) = (p_{0,j+1} - p_{0,j-1})/a \bigg|_{u=0}$$
(3.3)

Če upoštevamo še analitični izraz za odvod Beziérjeve kubne krivulje:

$$f'_{j}(u) = 3\sum_{i=0}^{2} B_{2,i}(u) \left(p_{i+1,j} - p_{i,j} \right), \qquad (3.4)$$

in je glede na enačbo (3.2)

$$B_{2,0}(0) = 1, B_{2,1}(0) = 0, B_{2,2}(0) = 0, B_{2,0}(1) = 0, B_{2,1}(1) = 0, B_{2,2}(1) = 1, \quad (3.5)$$

sta kontrolni točki $p_{1,j}$ in $p_{2,j}$ enolično določeni kot:

$$p_{1,j} = \frac{1}{3a} (p_{0,j+1} - p_{0,j-1}) + p_{0,j}$$
(3.6)

$$p_{2,j} = -\frac{1}{3a}(p_{3,j+1} - p_{3,j-1}) + p_{3,j}$$
(3.7)

Če povzamemo gornje enačbe, velja: z izbiro mejnih točk, ki ležijo na središčnici navideznega predora, enolično določimo kubne zlepke, pri tem pa je dobljena središčnica C_1 zvezna na mejnih mestih lepljenja.

V točki tako izbrane središčnice predora določimo lokalni koordinatni sistem, v katerem veljajo admitančne funkcije po posameznih oseh (slika 3.2). Normalni vektorji so določeni s trojico enačb (3.1) za vsako od osi x, y in z, ki sestavljajo tangentni vektor na prostorsko krivuljo $\vec{F'} = [fx', fy', fz']$:

$$\vec{t}(u) = \vec{F}'(u) \tag{3.8}$$

$$\vec{b}(u) = (\vec{F}'(u) \times \vec{F}''(u)) / | (\vec{F}'(u) \times \vec{F}''(u)) |$$
(3.9)

$$\vec{n}(u) = \vec{t}(u) \times \vec{b}(u) \tag{3.10}$$

Ker so pri simulaciji navideznega predora dovoljeni tudi prečni odmiki od središčnice, moramo za vsak položaj stične točke določiti projiciran položaj na središčnici. Splošno računanje projekcij je zahtevno, vendar si pri zveznih gibih haptičnega vmesnika lahko pomagamo z relativnimi robotskimi transformacijami: V i-tem trenutku diskretne regulacije poiščemo ustrezen koordinatni sistem na središčnici in opazujemo gibanje ds v smeri tangente središčnice in prečnih smeri na središčnico v dolžini trajanja vzorčnega časa. V naslednjem času diskretne regulacije povečamo parameter u posamezne parametrične krivulje za normirano pot du, ki jo izračunamo na podlagi ds. Ker ds ni nujno ob središčnici, moramo seveda upoštevati radij ukrivljenosti krivulje in s pomočjo podobnosti trikotnikov preračunati ustrezen pomik po tangenti du. Za parameter u + du nato določimo nov koordinatni sistem. Pomike v prečnih smereh glede na središčnico nato zarotiramo z relativno rotacijo med prejšnjim in novim dobljenim koordinatnim sistemom. Na podlagi izmerjene sile v novo določenem koordinatnem sistemu z admitančnimi funkcijami določimo nov odmik od trenutne točke na središčnici. V našem primeru smo pri prehodu s starega na nov koordinatni sistem rotirali le prečne pomike. Sklepali smo namreč, da hitrosti in pospeški ne spreminjajo bistveno svoje smeri v dveh časovnih

trenutkih, kolikor je zakasnitev admitančne prenosne funkcije drugega reda.

3.1.1 Položajno voden haptični vmesnik

Položajno vodenje haptičnega vmesnika (v meritvah označeno s črko P) lahko z navideznim okoljem izvedemo tako, da simuliramo sile, ki delujejo v haptičnem predoru. Izmerjene sile, ki jih izvaja na držalo uporabnik, uporabimo le za vrednotenje uporabnikovega delovanja in ne za premikanje haptičnega vmesnika. Na ta način je pri izbranih vrednostih simulirane sile, elastičnosti, dušenj in mas gibanje haptičnega vmesnika programsko določeno. Če želimo gib po središčnici haptičnega predora, mora navidezna sila delovati v smeri tangente središčnice.

3.1.2 Aktivno voden haptični vmesnik

Pri aktivnem vodenju z delovanjem na držalo haptičnega vmesnika v osnovnem načinu A lahko gibljemo haptični vmesnik prosto vzdolž središčnice predora. Gibanje je omogočeno v smeri proti končni in nazaj proti začetni točki predora.

Naprednejši način AP dovoljuje odmike stične točke od središčnice z raztegovanjem vzmeti na sliki 3.1. Elastičnost vzmeti je lahko nelinearna funkcija, s čimer predstavimo navidezne predore z dušenjem do določenega odmika od središčnice in elastičnostjo (navidezno steno) za odmike, ki so večji od širine predora.

Vmesni način med položajnim in aktivnim vodenjem je, ko se programsko določeno vzdolž predora giblje navidezna točka z vpeto vzmetjo. Držalo haptičnega vmesnika je na drugi strani vzmeti. Ko uporabnik na držalo deluje z nično silo, se le to premika kot pri položajnem vodenju. Pri izvajanju sil na držalo se navidezna vzmet razteguje in haptični vmesnik skuša narekovati gib. Ta način smo imenovali P1.

3.1.3 Aktivno voden haptični vmesnik za simulacijo praznega prostora z nizkim parametrom dušenja

Ko so dušenja v vzdolžnih in prečnih smereh navideznega predora nastavljena na isto vrednost, elastičnosti vzmeti pa so nične, je predstavljen prazen haptični prostor brez navideznih sten (F način). Takšno haptično okolje lahko uporabljamo za demonstracijo giba, ko s haptičnim vmesnikom določamo položaj poljubne trajektorije. Naslednji primer uporabe je, ko želimo preizkusiti sposobnost izvajanja giba po želeni trajektoriji, pri tem pa haptični vmesnik ne omejuje neželenega gibanja v smereh proč od idealne središčne linije.

3.1.4 Generirane navidezne sile pri aktivnem vodenju

Z dodajanjem navideznih sil in momentov silam, ki jih izmerimo na držalu haptičnega vmesnika, lahko simuliramo navidezno vlečenje robota, gravitacijsko silo in naključne ali periodične motnje za aktivni gib. Tako lahko z navideznim vlečenjem pomagamo osebi izvesti natančnejši aktivni gib ali pa preizkušamo sposobnost učenja na motnje v obliki sil.

3.2 Sistem za merjenje EMG aktivnosti

Za merjenje EMG aktivnosti smo uporabili sistem za površinsko merjenje z nizom elektrod [121]. Niz elektrod predstavljata dva para elektrod za diferencialno merjenje napetosti. Merjenje EMG signala z dvema paroma merilnih elektrod na posamezni mišici lahko doprinese k objektivnejši meritvi z zajemanjem signalov na večjem področju mišice, saj so zmanjšani učinki premikanja mišice pod kožo in morebitne namestitve elektrod nad inervacijsko območje. Obenem dva para elektrod pomenita redundantnost in omogočata izločitev neuporabnih meritev pri mehanskih artefaktih ali slabi namestitvi enega para elektrod [122]. Živosrebrne elektrode s površino $2 mm^2$ z medsebojnim razmikom 1 cm smo uporabljali z elektrodnim gelom, vbrizganim v samolepilne blazinice nad kontakti elektrod. Razdalja med med sosednjima paroma elektrod v nizu je znašala 1 cm. Ojačevalnik biopotencialov je bil nameščen neposredno na kontaktne priključke samolepilnih elektrod, s čimer je bil zmanjšan pojav diferencialnih motenj zaradi nesimetričnosti povezav do elektrod. Uporabili smo ojačevalnike podjetja Sirio, ki imajo ojačenje 1000 pri rejekcijskem faktorju (CMRR) 90 dB in vhodno impedanco ojačevalnika $10^9 \Omega$ [123]. Ojačani analogni signali so bili zajeti z računalniškim A/D pretvornikom proizvajalca Measurement computing z merilnim območjem $\pm 10 V$ in kvantizacijskim korakom 4.88 mV [88]. Frekvenca vzorčenja je bila nastavljena na 2 kHz. Sinhronizacija sistema za merjenje EMG-ja s krmilnikom haptičnega sistema je bila izvedena preko RS-232 signalnih linij RTS in CTS.

Elektrode smo namestili na štiri mišične skupine, biceps brachii, triceps brachii, brachioradialis in deltoideus. Prvi niz elektrod smo namestili na osrednji del mišice biceps brachii, ki opravlja fleksijo v sklepu komolca in deloma supinacijo podlakti. Dva para elektrod smo namestili nad longitudinalni in lateralni skupini mišice triceps brachii. Longitudinalna skupina tricepsa je zadolžena za ekstenzijo v komolcu, lateralni del pa še za addukcijo roke. Naslednji niz je bil nad mišico brachioradialis, ki je aktivna pri supinaciji podlakti pri iztegnjenem komolcu. Dodatno smo merili še aktivnost anteriornega dela deltoideusa, ki opravlja fleksijo v ramenskem sklepu. Amplitudo aktivnosti mišic smo želeli ocenjevati sprotno v realnem času, kar bi lahko uporabili v predvidenem vodenju haptičnega sistema na podlagi EMG signalov. Klasični način ocenjevanja EMG amplitude je z integriranjem usmerjene vrednosti surovega signala [55, 124]. Integracijo lahko izvedemo z nizkopasovnim filtrom z drsečim povprečjem. Glavna težava takega pristopa je pri izbiri mejne frekvence nizkopasovnega filtra, saj filtri z večjimi časovnimi konstantami generirajo gladkejšo ovojnico, a lahko prikrijejo kratke aktivacije. Privzeto po literaturi smo mejno frekvenco Buttherworthovega nizkopasovnega filtra drugega reda nastavili na 5 Hz [55]. Enosmerno komponento smo izločili sprotno z dualnim visokoprepustnim filtrom s frekvenco 0.3 Hz. Pri naknadnih primerjavah meritev med posameznimi osebami smo s sprotno metodo določene amplitude še normirali glede na maksimalno amplitudo vseh meritev.



Slika 3.3: Shematski prikaz mišic biceps brachii, brachioradialis, triceps brachii in deltoideus.

3.3 Vizualna povratna zveza

Preko projektorja slike lahko uporabnikom haptičnega vmesnika prikazujemo položaj stične točke v navideznem predoru. Grafični strežnik je preko TCP/IP povezave povezan s krmilnikom haptičnega sistema, kot je bilo predstavljeno v poglavju 2.2. Prvi način prikazovanja je bil s predstavitvijo stične točke v obliki krogle, kot kaže slika 3.4. Krogla je pri pričetku giba s haptičnim vmesnikom spremenila barvo iz rdeče v zeleno in ponovno postala rdeča pri dosegu končne točke navideznega predora. Ob pojavu motnje v obliki sile, ki smo jo aplicirali s haptičnim vmesnikom, se je krogla obarvala modro. Naprednejše prikazovanje slike je bilo z navidezno kocko, kjer je bila uporabniku posredovana

tudi informacija o orientaciji držala. Poleg tega drugi način posreduje informacijo o želeni legi stične točke. Načina prikazovanja s kroglo in kocko sta bila izvedena z ustrezno povečavo tako, da so velikosti premikov na grafičnem zaslonu nameščenim za robotom ustrezale dejanskim velikostim premikov haptičnega vmesnika.



Slika 3.4: Grafični prikaz stične točke haptičnega vmesnika s kroglo v navideznem predoru. Središčnica predora je označena s polno črto, stene predora pa z mrežasto strukturo.



Slika 3.5: Grafični prikaz stične točke haptičnega vmesnika s polno kocko na središčnici predora. Referenčni položaj stične točke je predstavljen z mrežasto kocko s polprosojnimi stenami.

Poglavje 4

Rezultati eksperimentov

4.1 Ocena transparentnosti haptičnega vmesnika

Admitančno voden haptični vmesnik smo preizkušali pri najnižjih nastavitvah dušenja in mas, ki so potrebna za stabilno delovanje pri interakciji z uporabnikom. Za najnižjo možno vrednost transverzalnega dušenja v treh smereh se izkaže $b = 10 N/ms^{-1}$ $(t_s = 0.00025 s)$, če je navidezna masa m = 1 kg (pri nižji frekvenci regulacijskega sistema 1000 Hz je minimalna vrednost navideznega dušenja pri isti masi kar $40 N/ms^{-1}$). Rotacijska dušenja smo nastavili na 1 Nms. Da bi se izognili morebitnim motnjam v signalih zaradi nestabilnosti, smo najnižjo vrednost dušenja nastavili z varnostnim faktorjem 2 na $b = 20 N/ms^{-1}$. Najvišje meje elastičnosti haptičnega vmesnika smo preizkusili v okviru aplikacije simulatorja kolenskih vezi, ko je haptični vmesnik z zadostno točnostjo predstavil elastičnosti k = 100000 N/m [86, 87]. Preizkušanje tako visokih elastičnosti je seveda oteženo, saj so pomiki pri silah uporabnika običajno manjši od enega milimetra in do izraza pride položajna (ne)točnost merilnikov kota haptičnega vmesnika.

V nadaljevanju podajamo rezultate meritev haptičnih okolij s poudarjenim parametrom mase m (slika 4.1), dušenja b (slika 4.2) ali elastičnosti k (slika 4.3). Za referenčno vrednost sile smo po enačbi (2.7) privzeli signal senzorja sile. Pri predstavljenih silah je napaka položaja haptičnega vmesnika po zagotovilih proizvajalca manjša od 0.1 mm [85]. Za izvedbo giba s simuliranimi parametri so bile sile uporabnika v mejah do nekaj 100 N. Napaka haptično predstavljene sile pri simuliranju mase (m = 400 kg) je $\pm 0.0031 N/N$, pri simuliranju dušenja ($b = 333 N/ms^{-1}$) je napaka $\pm 0.0003 N/N$ in pri simuliranju vzmeti z elastičnostjo (k = 130 N/m) znaša relativna napaka $\pm 0.0046 N/N$. Napake smo določili z odstopanjem računsko določene sile na podlagi simuliranih mas, dušenj in elastičnosti ter dejanskih pomikov od izmerjene sile. Zato izrazi za napako ne upoštevajo relativnih napak senzorjev sile in pomika. Dodatno smo računsko preverili mase, dušenja in elastičnosti, ki ustrezajo izmerjenim pomikom držala haptičnega vmesnika in silam na haptični vmesnik. V ta namen smo po enačbi (2.4) za posamezen parameter m, b ali k delili izmerjeno silo z izmerjenim pospeškom, hitrostjo ali pomikom. Rezultati izračunov za več primerov nastavitev mas, dušenj in elastičnosti so na desnih grafih slik 4.1, 4.2 in 4.3. Ker je ocenjevanje pospeška in hitrosti posredno preko odvajanja signalov optičnih enkoderjev, se v potekih izračunanih mas in dušenj pojavijo špice, ki so posledica računske nepravilnosti pri majhnih pospeških ali hitrostih in deloma kvantizacije merilnikov kota. Do izrazitih napak pri preračunanih elastičnostih vzmeti (slika 4.3, desno) pride seveda le ob ničnem pomiku.



Slika 4.1: Na levi je primerjava izmerjene sile f in modelirane sile $f_m + f_b + f_k$ pri poudarjenem parametru mase m = 400 kg. Sile f_m , f_b in f_k so s haptičnim vmesnikom predstavljene sile navidezne mase, dušenja in elastičnosti. Vizualni pregled rezultatov kaže prekrivanje modelirane $f_m + f_b + f_k$ in izmerjene sile f. Desni graf prikazuje preračunane parametre navidezne mase m za 5 različnih nastavitev ([1,50,100,200,300] kg). Špice v časovnih potekih mase so posledica računske napake inverznega izračuna zaradi ničnega pospeška.



Slika 4.2: Na levi je primerjava izmerjene sile f in modelirane sile $f_m + f_b + f_k$ pri poudarjenem parametru dušenja $b = 333 N/ms^{-1}$. Sile f_m , f_b in f_k so s haptičnim vmesnikom predstavljene sile navidezne mase, dušenja in elastičnosti. Desni graf prikazuje preračunane parametre navideznega dušenja b za 5 različnih nastavitev ([20,58,100,175,250] N/ms^{-1}). Špice v časovnih potekih dušenja so posledica računske napake inverznega izračuna zaradi nične hitrosti.



Slika 4.3: Na levem grafu je primerjava izmerjene sile f in modelirane sile $f_m + f_b + f_k$ pri poudarjenem parametru elastičnosti k = 130 N/m. Sile f_m , f_b in f_k so s haptičnim vmesnikom predstavljene sile navidezne mase, dušenja in elastičnosti. Desni graf prikazuje preračunane parametre navidezne elastičnosti k za 5 različnih nastavitev ([22,38,70,100,130] N/m). Začetna napaka v potekih elastičnosti je računska napaka inverznega izračuna in je posledica ničnega raztega vzmeti.

4.2 Gibanje rok v haptičnem okolju

V poglavju 3.1 so bili predstavljeni trije možni načini delovanja haptičnega vmesnika: simulacija praznega prostora, pasivno sledenje trajektoriji in aktivno gibanje haptičnega vmesnika v navideznem predoru. Vse tri vrste načine lahko predstavimo z ustreznimi nastavitvami admitančne funkcije (enačba (2.4)). Parametri, ki jih lahko nastavljamo, so navidezna masa m, navidezno dušenje b, navidezna elastičnost k in računalniško generirana navidezna sila f. Pri preizkušanju gibanja rok v haptičnem okolju smo želeli primerjati načine tako, da bi poudarili bistvene lastnosti nastavljenih parametrov haptičnega okolja m, b, k in f. V ta namen smo z gibanjem v praznem, nizko dušenem haptičnem prostoru izmerili nekaj trajektorij giba in oblikovali navidezne predore. Osnovna trajektorija giba, ki smo jo uporabili v vseh opisanih vajah, je opisovala rahlo ukrivljen navpično usmerjen gib in smo jo označili p101 (slika 4.4). V spodnji in zgornji točki giba je bil položaj trajektorije bližji lateralni ravnini stoječe osebe, kot v srednji točki. S takim gibom smo želeli predstaviti hoteni gib pri dvigovanju bremena v različnih dinamičnih razmerah. Orientacija držala za tak gib je bila v začetni, spodnji točki trajektorije nastavljena tako, da je bila dlan osebe usmerjena navzgor (supinacija roke). Gib do zgornje točke navidezne trajektorije je določal fleksijo v komolcu in rami. Da bi izločili naučenost giba,



Slika 4.4: Rahlo ukrivljen, navzgor usmerjen navidezni predor z oznako p101 je bil uporabljen v večini poizkusov. Črtkana črta predstavlja središčnico predora.

smo v določenih vajah uporabili drugačne navidezne predore, ki pa niso posnemali tra-

jektorij značilnih vsakdanjih gibov, kot je npr. dvigovanje bremena. Poizkusi gibanja v haptičnem okolju so si sledili v zaporedjih do deset gibov tako, da je bil po desetih minutah gibanj zagotovljen premor v dolžini petih minut. Tudi med posameznimi gibi je oseba počivala, čas giba pa je bil običajno nekajkrat krajši od časa premora med zaporednima giboma.

Meritve gibanja v haptičnem okolju smo izvedli z dvanajst poizkusnimi osebami v starosti od 22 do 40 let. Vse osebe so bile dobro seznanjene z delovanjem haptičnih vmesnikov. Nobena oseba ni imela zdravstvenih težav in poškodb. S preliminarnimi meritvami smo ocenili sposobnosti gibanja vzdolž zapletenejših, ukrivljenih predorov, ko nismo prikazovali vizualne povratne slike položaja držala haptične točke na zaslonu. Ko so osebe gibale v predorih s togimi stenami, so v treh do petih poskusih privadile na različne dinamične razmere in z nizkimi silami na stene predora izvedle zapleteni gib. Preverili smo tudi vpliv rotacijskega dušenja držala na sposobnost izvajanja giba. V primerih, ko je rotacijsko dušenje treh prostostnih stopenj nastavljena na manj kot $2Nm/s^{-1}$, so osebe pri gibanju v haptičnem praznem prostoru težko vzdrževale poljubno orientacijo držala. Za večjo primerljivost rezultatov gibanj roke v haptičnem okolju smo rotacijsko dušenje nastavili na 100 Nm/s^{-1} , kar lahko štejemo kot haptično omejitev v pomoč osebi za izvedbo giba.

4.2.1 Pasivno in aktivno izvajanje giba

Pasivnost in aktivnost giba sta podani glede na uporabnika haptičnega vmesnika.

- Pri pasivnem gibu uporabnik ne izvaja hotenih sil na haptični vmesnik. Na ta način je gib podan s položajnim vodenjem haptičnega vmesnika ali pa je določen z delovanjem generiranih navideznih sil na aktivno voden haptični vmesnik.
- Aktivno oseba s silami na stično točko lahko določa izvajanje giba pri aktivnem, tj. podajnem vodenju haptičnega vmesnika.

Cilj vaje je bila primerjava med aktivnim in pasivnim gibanjem roke pri položajnem in aktivnem vodenju haptičnega vmesnika. Gibi petih merjenih oseb (označenih kot s02, s07, s08, s09, s10) so bili zasnovani na osnovi navpično usmerjenega navideznega predora, kot je bil predstavljen v poglavju 4.2. Da bi demonstrirali želeno hitrost giba, so pred pričetkom merjenja večkrat preizkusile gib pri položajnem vodenju haptičnega vmesnika z referenčno hitrostjo. Referenčna hitrost je bila nastavljena na $0.15 m s^{-1}$, preko velikega zaslona v obliki platna pa so osebe prejemale simbolno sliko položaja držala v predoru.

- Z oznako P je poimenovan pasivni gib pri položajnem vodenju vzdolž navideznega predora z referenčno hitrostjo. Pri načinu P je dobila merjena oseba navodilo, naj prepusti gibanje robotu.
- P1 označuje aktivni gib pri položajnem vodenju izhodišča navidezne vzmeti z elastičnostjo 500 N/m. Navidezna vzmet je na eni strani pritrjena na držalo haptičnega vmesnika in na drugi na položajno vodeno referenčno točko, ki se giblje z referenčno hitrostjo v predoru. Navodilo za vajo P1 pa je bilo, naj oseba aktivno skuša izničiti silo dotika roke s haptičnim vmesnikom, pri čemer naj položaj dlani sledi legi in orientaciji držala haptičnega vmesnika. Ko je sila med držalom in roko osebe nič, potujoča vzmet ni raztegnjena. Če dlan dobro sledi legi položajno vodenega haptičnega vmesnika, je torej sila elastičnosti nič, sicer vzmet vleče dlan uporabnika. Z implementacijo navidezne vzmeti je vodenje haptičnega vmesnika aktivno, čeprav je vpetje vzmeti položajno vodeno. Vrednost elastičnosti 500 N/m smo nastavili s poizkusi tako, da je zadosti velika sila elastičnosti (5 N) nastopila že pri majhni napaki sledenja 1 cm.
- Tretji način vodenja z oznako A je bil aktivni način vodenja. Pri načinu A je bilo v vzdolžni smeri predora simulirano minimalno dušenje 20 N/ms⁻¹, prečna elastičnost in dušenje pa sta bili nastavljeni na visoki vrednosti. Tako je bil možen gib s poljubno hitrostjo vzdolž predora, pri čemer sta bili vzdolžna hitrost in sila uporabnika sorazmerno vezani s faktorjem vzdolžnega dušenja. Za vzdrževanje referenčne hitrosti 0.15 ms⁻¹ je bila potrebna vzdolžna sila uporabnika 0.15 ms⁻¹ · 20 N/ms⁻¹ = 3 N.
- Razširitev načina A predstavlja četrti način AV, kjer je simulirana generirana navidezna sila z amplitudo 3 N, ki zagotavlja samostojno gibanje haptičnega vmesnika vzdolž predora z referenčno hitrostjo, uporabnik pa s silo upočasni/pohitri gib, ali pa celo obrne smer giba. Pri načinu AV je oseba podobno kot pri P1 dobila navodilo, naj vzdržuje nično silo na kontaktu z držalom. Pri načinu A naj bi oseba samostojno gibala haptični vmesnik z referenčno hitrostjo.

Preglednica 4.2 povzema omenjene štiri načine uporabe haptičnega vmesnika pri vaji.

Rezultati meritev so podani najprej s povprečnimi časovnimi poteki za izbrano osebo s09 za načine P, P1, A in AV na sliki 4.5. Izračunani standardni odkloni od povprečne vrednosti treh meritev so podani s tanjšimi črtami. Za isto izbrano osebo s09 so nadalje izračunana sekvenčna povprečja merjenih veličin preko celotnega časa izvajanja giba

	gib	vodenje haptičnega vmesnika	navodilo za izvajanje giba	
Р	pasiven	položajno vzdolž središčnice	prepusti gib robotu	
		navideznega predora		
P1	aktiven	položajno vodenje aktivne	skušaj doseči silo dotika 0	
		vzmeti vzdolž središčnice		
		navideznega predora		
AV	aktiven	aktiven predor z vzdolžnim	skušaj doseči silo dotika 0	
		dušenjem in navidezno vz-		
		dolžno silo		
А	aktiven	aktiven predor z vzdolžnim	izvedi gib s prej demonstri-	
		dušenjem	rano referenčno hitrostjo	

Tabela 4.2: Oznake načinov uporabe haptičnega vmesnika pri primerjavi pasivnih in aktivnih gibov.

(slika 4.6 levo). Povprečja povprečij merjenih signalov petih oseb so izračunana na sledeč način. Izračunana je srednja vrednost treh sekvenčnih povprečij posamezne osebe za ustrezen način (P, P1, A, AV). V naslednjem koraku je izračunano povprečje povprečij prejšnjega koraka vseh petih oseb. Povprečja povprečij so ilustrativno podana v grafih desnega stolpca slike 4.6. Na enak način kot so izračunana povprečja vzdolžne sile in hitrosti, so podana tudi povprečja normiranih EMG signalov (slika 4.7 desno).

Povprečni časovni poteki vzdolžne sile f_Z na sliki 4.5a kažejo sorazmerno nizke standardne odklone treh meritev pri posameznem načinu uporabe haptičnega vmesnika. Vizualna analiza časovnih potekov in pregled povprečij (sliki 4.6a in 4.6b) pričata, da so osebe dobro in ponovljivo sledile navodilom. Tako je nadzorovana sila dotika v vzdolžni smeri pri načinih P1 in AV blizu vrednosti nič, medtem ko je pri načinu A vrednost okoli 3 N. Pregled izmerjenih hitrosti v_Z na sliki 4.5 poudarja, da so zaradi nekoliko previsokih sil hitrosti pri načinih A in AV nekoliko višje od referenčne hitrosti $0.15 m s^{-1}$. Pri pasivnem gibu P je sila osebe pričakovano negativna. Zanimivo je, da je pri vseh načinih začetna vzdolžna sila oseb blizu 0 N.

Za navpično usmerjen hoteni gib je bila pričakovana aktivnost fleksorjev komolca in rame (biceps brachii in deltoideus) ter neaktivnost ekstenzorja triceps longitudinalis. Normirani EMG signali vseh merjenih mišic za način P so blizu ali manj od vrednosti 0.05, ki velja za prag merjenja kontrakcije mišic (povprečja na grafih slike 4.7). Nižje vrednosti od 0.05 so lahko izmerjene zaradi šuma elektrod, ojačevalnikov in stalnega mišičnega tonusa. Presenetljivo je pri načinu P osebe s09 visoka aktivnost mišice brachioradialis, kar predvidoma smemo pripisati slabši strategiji in nesproščenosti pri začetnih meritvah. Vrednosti EMG so si pri načinih P1 in AV podobne, saj se povprečji petih oseb pri bicepsu razlikujeta le za 2 odstotka. Pri načinu P1 je namreč povprečna vrednost aktivacije bicepsa 10 %, pri AV pa 12 %. Aktivno izvajanje giba s ciljem izničiti silo med držalom in roko (načina P1 in AV) torej zahteva nizko mišično aktivnost, kar lahko pripisujemo potrebni aktivnosti za dvigovanje teže roke in aktivnosti za stabilizacijo položaja roke. Nekoliko višji so EMG signali pri aktivnem načinu A. Roka je morala tu premagovati še silo vzdolžnega dušenja 3 N. Nizke obremenitve zaradi vzdolžnega dušenja zahtevajo le majhno povečanje aktivnosti pri bicepsu in deltoideusu. Primerjava časovnih potekov amplitud EMG signalov za načine P1, AV in A kaže sorazmerno nespremenljivo aktivnost bicepsa in pa naraščajočo aktivnost deltoideusa pri dvigu roke. Naraščajoča aktivnost deltoideusa je pričakovana, saj rama z dvigovanjem aktivno nosi vedno večji del teže roke.

Z opisano vajo smo preizkusili, ali se pri aktivnem opravljanju giba v primerjavi s pasivnim gibom ustrezno spremenijo EMG aktivnosti mišic, ki so potrebne za izvedbo giba. Potrdili smo, da je aktivnost (neaktivnost) antagonistične mišice komolca triceps longitudinalis nespremenjena pri različnih načinih gibanja haptičnega vmesnika vzdolž predora. Pri gibanju vzdolž malo dušenega predora, ki zahteva za zagotavljanje referenčne hitrosti le silo 3 N, se aktivnost tricepsa prav tako ne poveča, kar si lahko razlagamo s tem, da za enostavno aktivno izvedbo giba v haptičnem okolju z navideznim predorom ne potrebujemo dodatne koaktivacije agonističnih/antagonističnih mišic, ki bi pripomogla k stabilizaciji roke pri dvigovanju.



Slika 4.5: Časovno povprečje merjenih veličin osebe s09 pri načinih uporabe haptičnega vmesnika P, P1, AV, A. Podani so poteki povprečne vzdolžne sile f_Z , vzdolžne hitrosti v_Z in normiranih amplitud EMG signalov štirih mišic. Poudarjena črta predstavlja srednjo vrednost pri treh meritvah, tanjši črti pa odstopanje od srednje vrednosti za standardni odklon. Pregled načinov uporabe haptičnega vmesnika je zbran v tabeli 4.2.



Slika 4.6: Povprečja vzdolžne sile f_Z in hitrosti v_Z . Pri vsakem od načinov P, P1, A in AV je posamezna oseba opravila 3 gibe. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji merjenih veličin osebe s09. Povprečja povprečij petih oseb za ustrezne načine uporabe haptičnega vmesnika so zbrana v grafih desnega stolpca.



Slika 4.7: Povprečja normiranih EMG signalov. Pri vsakem od načinov P, P1, A in AV je posamezna oseba opravila 3 gibe. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji normiranih EMG amplitud osebe s09. Povprečja povprečij petih oseb za ustrezne načine uporabe haptičnega vmesnika so zbrana v grafih desnega stolpca.

4.2.2 Referenčna hitrost sledenja vzdolž navideznega predora

Pri gibanju v haptičnem okolju smo želeli čim večjo položajno ponovljivost gibov pri istih parametrih navideznega okolja. Z navideznimi predori lahko omejujemo gib v smereh prečno glede na izbrano središčnico, v vzdolžnih smereh pa je gib prepuščen uporabniku. Zato smo želeli preveriti, kakšna je sposobnost uporabnika, da sledi vzdolž predora z demonstrirano hitrostjo. Za preizkus z osebo s01 smo uporabili zavit predor, z obliko, ki je bila podobna sinusnemu valu v lateralni ravnini. Pred poizkusi aktivnega gibanja smo osebi s pasivnim gibanjem demonstrirali tri izbrane referenčne hitrosti 5 cm/s, 10 cm/s in 20 cm/s. Oseba je nato skušala aktivno gibati z vsako hitrostjo pri različnih nastavitvah vzdolžnega dušenja v predoru, ki so bile $50 N/ms^{-1}$, $100 N/ms^{-1}$ in $200 N/ms^{-1}$.

Povprečne vrednosti rezultirajočih hitrosti so zbrane na grafu 4.8. Sklepamo lahko, da je pri počasnih gibih (5 cm/s) sledenje dobro za vse nastavitve dušenja, pri višjih hitrostih pa je hitrost sledenja nižja za višje nastavitve dušenja. Oseba je zatrdila, da je izvajala gibe z isto hitrostjo, čeprav je čutila večje breme zaradi višje nastavitve dušenja.

V nadaljnjih poizkusih smo izbrali za referenčno hitrost 0.15 m/s, katero uporabnik pri aktivnem gibanju v haptičnem predoru še zadovoljivo natančno vzdržuje. Obenem smo privzeli, da so hitrosti te velikosti običajne pri vsakdanjih gibih.



Slika 4.8: Preizkus sposobnosti sledenja z demonstrirano hitrostjo pri različnih nastavitvah vzdolžnega dušenja v navideznem predoru s togimi stenami. S simbolnimi oznakami so predstavljene povprečne vrednosti hitrosti s standardnimi odkloni za posamezen gib.

4.2.3 Prečna elastičnost navideznih predorov

Upoštevajoč zaključke iz poglavja 4.2.1, na podlagi katerih se pri aktivnem gibanju vzdolž haptičnega predora s togimi stenami pojavi določena mišična aktivnost agonističnih mišic in je aktivnost antagonističnih mišic zanemarljiva, smo želeli preizkusiti, ali k nizki koaktivaciji bicepsa in tricepsa pri gibanju v haptičnem okolju pripomore tudi elastičnost sten predora. Stene predora predstavljajo omejitev, ki predvidoma stabilizira gib. Naraven način učenja giba npr. vključuje preizkušanje različnih aktivacijskih vzorcev mišic tako, da je koaktivacija nenaučenih gibov višja, kot je pri naučenih gibih [125]. Pri nenaučenih gibih je položaj roke stabiliziran na račun večje koaktivacije. Koaktivacija se pri naučenem gibu zmanjša. Po naši domnevi predor s togimi stenami predstavlja enostavnejše dinamično okolje za izvedbo aktivnega giba in je predvidoma koaktivacija stabilnejšega giba nižja.

Da bi lahko primerjali aktivni gib v haptičnem predoru z gibom, ki je čim bolj podoben naravnim gibom brez haptičnega vmesnika, smo oblikovali predore z nastavljivo elastičnostjo sten. Mejna primera sta predor s popolnoma togimi stenami na eni in prazen, nizko dušen haptični prostor na drugi strani. Da bi izločili naučenost giba, smo oblikovali dva nova predora za poševen gib navzgor in vodoraven gib v ravnini, ki je vzporedna z lateralno ravnino uporabnika haptičnega vmesnika. Dušenje praznega haptičnega prostora je bilo nastavljeno v vseh smereh na vrednost vzdolžnega dušenja predora s togimi stenami, ki je znašalo $50 N/ms^{-1}$. Pred preizkusi aktivnega gibanja je oseba trikrat pasivno gibala roko s haptičnim vmesnikom pri nastavljenem položajnem vodenju z referenčno hitrostjo $0.15 m s^{-1}$. Za izvedbo aktivnega giba z referenčno hitrostjo je bila potrebna vzdolžna sila $f_Z = 50 N/ms^{-1} \cdot 0.15 ms^{-1} = 7.5 N$. Navodilo merjenim osebam je bilo, naj s hitrostjo, enako referenčni, gibljejo vzdolž navidezne središčnice predora s čim manjšim prečnim odstopanjem od središčnice. Osebe preko prikazovalnika slike niso prejemale simbolne slike o dejanskem položaju držala. Vsaka izmed petih oseb (s02, s03, s04, s05, s06) je nato petkrat izmenično izvedla gib vzdolž togega predora in v haptičnem praznem prostoru. V nadaljevanju so podani rezultati za poševno gibanje, usmerjeno približno 30° od vodoravne osi navzgor. Pri takem gibu je mišica, ki opravlja gib navzgor, biceps, mišica, ki nasprotuje gibu, pa triceps.

Povprečja izmerjenih sil, hitrosti in normiranih EMG signalov so prikazana na grafih slik 4.9 ter 4.10. Povprečna vzdolžna sila f_Z je pri načinu F le malo večja (9.3 N), kot pri načinu A (8.9 N). Pričakovano je prečna sila f_{xy} višja v primeru, ko so aplicirane toge stene (način A), kot v primeru, ko ni sten predora (način F). Prečni odmik od želene trajektorije giba pri gibanju v praznem prostoru (način F) v povprečju znaša 0.03 m. Vzdolžni hitrosti v_Z sta pri načinih A in F primerljivi, kar dovoljuje neposredno primerjavo EMG signalov. Povprečje normiranega EMG signala mišic biceps brachii je nižje

	gib	vodenje haptičnega vmesnika	navodilo za izvajanje giba
A	aktiven	aktiven predor z vzdolžnim dušenjem $50 N/ms^{-1}$	izvedi gib s prej demonstri- rano referenčno hitrostjo
F	aktiven	aktiven prazen haptični pros- tor z dušenjem v vseh smereh $50 N/ms^{-1}$	izvedi gib s prej demonstri- rano referenčno hitrostjo

Tabela 4.4: Oznake načinov uporabe haptičnega vmesnika pri primerjanju gibanja v predorih s togimi stenami in v haptičnem praznem prostoru.

pri načinu A kot pri F (slika 4.10). Prav tako je višja pri gibanju v praznem prostoru aktivacija tricepsa longitudinalis, kar potrjuje domnevo [125], da je koaktivacija mišic pri uporabi navideznih predorov nižja (način A), kot če sten predora ni (način F).



Slika 4.9: Povprečja vzdolžne sile f_Z , prečne sile glede na središčnico predora f_{xy} , prečnega odmika d_{xy} in vzdolžne hitrosti v_Z . Merjena oseba je izmenično opravila 5 aktivnih gibov v predoru s togimi stenami (A) in v praznem haptičnem prostoru (F). V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji merjenih veličin osebe s02. Povprečja povprečij za vseh pet oseb za oba načina uporabe haptičnega vmesnika so zbrana v grafih desnega stolpca.



Slika 4.10: Povprečja normiranega EMG signala mišic biceps brachii in tricepsa longitudinalis. Merjena oseba je izmenično opravila 5 aktivnih gibov v predoru s togimi stenami (A) in v praznem haptičnem prostoru (F). V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji normiranih EMG signalov osebe 02. Povprečja povprečij za vseh pet oseb za oba načine uporabe haptičnega vmesnika so zbrana v grafih desnega stolpca.

4.2.4 Sila zaradi interakcije s pasivnimi haptičnimi elementi in generirana navidezna sila v haptičnem okolju

Sile na roko, kot jih čuti uporabnik haptičnega vmesnika, se lahko pojavijo zaradi

- interakcije z navideznimi maso m, dušilko b in vzmetjo k
- delovanja generirane navidezne sile f.

Generirane navidezne sile so tiste, ki jih v admitančni enačbi navidezno dodajamo izmerjenim silam, katere izvaja na haptični vmesnik uporabnik in jih torej ustvarja navidezni generator sil. Generirane navidezne sile se množijo z admitančno prenosno funkcijo (enačba (2.4)), sile na pasivne elemente (mase, dušilke, vzmeti) pa nastopajo zaradi členov imenovalca te prenosne funkcije. Zato lahko primerjamo generirane navidezne sile s silami zaradi interakcije s pasivnimi navideznimi objekti z realizacijo dveh različnih admitančnih prenosnih funkcij in s tem dveh različnih dinamičnih razmer za gibajočo se roko:

$$X(p) = \frac{F_{izm}(p)}{(m+\Delta m)p^2 + (b+\Delta b)p + (k+\delta k)}, \ X(p) = \frac{F_{izm}(p) + F(p)}{mp^2 + bp + k}$$
(4.1)

Pri isti sili uporabnika f_{izm} je lahko pomik stične točke haptičnega vmesnika x isti za dva različna nabora simuliranih pasivnih elementov m, b in k, če v haptičnem okolju generiramo ustrezno navidezno silo f. Želeli smo primerjati EMG signale poizkusov, pri katerih na gibajočo se dlan uporabnika deluje v prvem primeru sila zaradi interakcije s pasivnimi objekti in v drugem primeru generirana navidezna sila. Amplituda obeh sil naj bi bila enaka. Poizkuse s silo zaradi interakcije s pasivnimi haptičnimi objekti smo imenovali AB, poizkuse z generirano navidezno silo pa AF. Za poizkuse AB in AF smo uporabili rahlo ukrivljen navpični navidezni predor z oznako p101 (poglavje 4.2, slika 4.4). Prečno elastičnost sten navideznega predora smo nastavili na visoko vrednost.

Poizkuse smo izvedli na sledeč način:

- AB: Pri gibanju haptičnega vmesnika z določeno hitrostjo v_R smo nastavili vzdolžno dušenje v predoru b_D tako, da bi morala za vzdrževanje hitrosti v_R sila roke znašati f = b_D · v_R.
- AF. V vzdolžni smeri, ki je nasprotna smeri gibanja s hitrostjo v_R , smo izvajali generirano navidezno silo f.

Dejansko smo v primeru AF z dodano navidezno silo f zaradi omejitev haptičnega vmesnika uporabili nizko dušen predor z dušenjem $b_0 = 20 N/ms^{-1}$. V poizkusu AB smo zato povečali vzdolžno dušenje z vrednosti b_0 na $b_1 = b_0 + b_D$. V obeh primerih je merjena oseba, da bi aktivno izvedla gib z referenčno hitrostjo v_R , morala izvajati vzdolžno silo:

$$(b_0 + b_D) \cdot v_R = b_0 \cdot v_R + f \tag{4.2}$$

Pri poizkusih z dodano generirano navidezno silo je amplituda sile f v nadaljevanju podana ob oznaki AF.

• AF: Uporabljene so bile amplitude generirane navidezne sile 0 N, 10 N, 20 N in 30 N.

Glede na desno stran enačbe (4.2) so morale osebe za vzdrževanje referenčne hitrosti $v_R = 0.15 m s^{-1}$ izvajati skupno silo 3 N, 13 N, 23 N ali 33 N. Za ekvivalentne interakcijske sile s pasivnimi elementi pri referenčni hitrosti v_R smo v poizkusih AB oblikovali predore z vzdolžnim dušenjem:

• AB: $b_0 + b_D = 20 N/ms^{-1}$, $85 N/ms^{-1}$, $150 N/ms^{-1}$ in $225 N/ms^{-1}$.

Parametri vzdolžnega dušenja $b = b_0 + b_D$ so pri poizkusih s spremenjenim dušenjem podani poleg označbe AB.

Ključno za primerjavo EMG aktivnosti roke gibov pri silah zaradi dušenja in generiranih navideznih silah na dlan je, da so amplitude obeh vrst sil enake. Da bi osebe aktivno gibale s čim bolj nespremenjenimi hitrostmi, so pred vsako spremembo generirane navidezne sile ali parametra vzdolžnega dušenja izvedle demonstrativni pasivni gib s položajnim vodenjem. Nato so osebe štirikrat gibale vzdolž predora z enakimi lastnostmi in generirano navidezno silo. Sledil je demonstrativni pasivni gib in temu štirje aktivni gibi z višjo generirano silo ali dušenjem. Vsaka izmed petih oseb s02, s07, s08, s09, s10 je tako opravila 16 aktivnih gibov s spreminjanjem nivoja generirane sile in 16 gibov s spreminjanjem vzdolžnega dušenja. Začetek giba je bil v spodnji točki predora. Osebe so nato gibale vzdolž predora do najvišje točke in nazaj do izhodiščne točke. Simbolna slika položaja dlani v obliki obarvane krogle je nudila dodatno informacijo o položaju vzdolž predora, barvo pa je krogla spremenila ob začetku gibanja, ob prehodu skozi najvišjo točko predora in ob ponovnem dotiku izhodiščne točke.

- AB: Sila zaradi interakcije z navideznim dušenjem, ki jo čuti oseba, je vedno usmerjena nasproti vektorja hitrosti \vec{v}_Z , s katero oseba aktivno giba haptični vmesnik.
- AF: Generirana navidezna sila je bila usmerjena vzdolž predora od gornje točke do spodnje točke.

4.2.4 SILA ZARADI INTERAKCIJE S PASIVNIMI HAPTIČNIMI ELEMENTI IN GENERIRANA NAVIDEZNA SILA V HAPTIČNEM OKOLJU

Zaradi nespremenjene usmeritve generirane navidezne sile lahko neposredno primerjamo rezultate meritev AB in AF od spodnje točke do zgornje točke (dvig roke), ko imata generirana navidezna sila in sila zaradi dušenja na roko isto usmeritev. Ilustrativno podajamo tudi rezultate meritev za spust roke, ko sila dušenja nasprotuje, generirana navidezna sila pa pripomore k gibu.

Na sliki 4.11 so podana časovna povprečja vzdolžne sile f_Z , sile na stene predora f_{xy} in normiranih vrednosti EMG-ja petih mišic za aktivno gibanje haptičnega vmesnika pri različnih nastavitvah vzdolžnega dušenja (AB) pri osebi s08. Za različne nastavitve generirane navidezne sile (AF) so podana časovna povprečja na sliki 4.16. Z vodoravnimi črtami so označeni nivoji sil, potrebni za vzdrževanje referenčne hitrosti v_R . Te vrednosti so pri predorih z nastavljanjem dušenja (AB) 3 N, 13 N, 23 N ali 33 N za gibanje v pozitivno smer (dvig od spodnje točke navzgor) in -3 N, -13 N, -23 N ali -33 N za gibanje v negativno smer (spust roke od zgornje točke navzdol). Za poizkus z nastavljanjem generirane navidezne sile AF so bile za gibanje v pozitivno smer prav tako potrebne sile 3 N, 13 N, 23 N ali 33 N, medtem ko je morala oseba pri spuščanju roke vzdrževati silo -3N, 7N, 17N ali 27N. Za gibanje v različno dušenih predorih AB je oseba najprej izvajala pozitivno silo v smeri od spodnje do zgornje točke navpičnega predora (slika 4.11a). Po dotiku gornje točke je smer sile obrnjena in oseba je z negativno silo aktivno gibala v dušenem predoru od zgornje točke navzdol. Prehod s pozitivne na negativno silo je lepo razviden na grafu 4.11a. Prav tako je razpoznaven prehod z višjega na nižji nivo sile roke pri poizkusu AF z generirano navidezno silo f (slika 4.16a). Primerjava časovnih potekov sile za oba poizkusa nam kaže, da je oseba s08 pri gibih večjim dušenjem z vzdolžno silo f_Z presegla potreben nivo in povprečni časovni potek tako opisuje zvončasto krivuljo (4.11a). Pri poizkusu z generirano navidezno silo je bila sila f_Z potem, ko je dosegla zadostno amplitudo, razmeroma konstantna (4.16a).

Primerjava povprečij povprečnih vrednosti vzdolžnih sil f_Z pri dvigu roke za izbrano osebo s08 in za pet oseb s02, s07, s08, s09 in s10 na slikah 4.12b in 4.17b nam kaže, da so osebe pri poizkusih AB in AF dobro sledile zahtevanim silam 3 N, 13 N, 23 N ali 33 N. Numerične vrednosti povprečij sil so zbrane v tabeli 4.5. Povprečja so izračunana za ustaljene poteke sil po prvi sekundi sledenja do trenutka ene sekunde pred dosego zgornje točke predora. Ker so osebe sledile referenčni sili pri poizkusih AF precej bolj konstantno, kot so izvajale silo pri AB, so standardni odkloni od povprečne vrednosti pri poizkusih AF nižji. Posamezen standardni odklon je povprečna vrednost štirih standardnih odklonov petih oseb (povprečje dvajsetih vrednosti) in ni enak označbam na slikah 4.12b in 4.17b. Le te namreč podajajo razpršenost povprečnih vrednosti med posameznimi osebami. Povprečne prečne sile f_{xy} na stene predora so pri poizkusih AB nižje, kot pri poizkusih AF (sliki 4.12d, 4.17d, tabela 4.5). To kaže, da so si osebe v slednjem

	AB				AF		
f/N	$b_D/N/ms^{-1}$	f_Z/N	f_{xy}/N	f/N	f_Z/N	f_{xy}/N	
0	2	3.3 ± 0.3	1.6 ± 0.3	0	3.2 ± 0.2	1.7 ± 0.2	
10	85	13.2 ± 0.7	4.0 ± 0.6	10	12.4 ± 0.4	6.6 ± 0.6	
20	150	21.9 ± 1.2	7.2 ± 0.5	20	21.4 ± 0.5	12.7 ± 1.0	
30	225	33.5 ± 1.7	11.6 ± 1.0	30	30.6 ± 0.8	16.6 ± 1.3	

primeru olajšale gib tako, da so se močneje naslonile na stene predora. V obeh primerih AB in AF se prečne sile povečajo z amplitudo sile dušenja ali generirane navidezne sile.

Tabela 4.5: Povprečja vzdolžne sile f_Z in prečne sile f_{xy} pri poizkusih AB z nastavljivim dušenjem b_D ali AF z generirano navidezno silo f. Upoštevani so samo izmerjeni signali pri dvigu roke.

Glede na dobro ujemanje povprečnih vrednosti vzdolžnih sil f_Z s predpisano pri poizkusih AB in AF ter glede na različne vrednosti prečnih sil f_{xy} za obe vrsti poizkusov smo izvedli analizo podobnosti vzdolžne sile f_Z in ustreznega EMG signala bicepsa po metodi najmanjših kvadratov. Linearno odvisnost časovnih potekov EMG-ja bicepsa in vzdolžne sile smo preverili za vse nivoje sile tako, da smo časovni potek sile zapisali kot: $f_Z = K \cdot |EMG_{biceps}|$. Povprečja povprečnih vrednosti konstant s povprečnimi napakami E ocene sile pri dvigu roke za vseh pet oseb so zbrana v tabeli:

f/N	AB		AF		
	K	E/N	K	E/K	
10 N	195.9	2.7	106.8	2.8	
20 N	164.2	4.5	130.6	4.7	
30 N	194.9	7.0	142.0	7.2	

Tabela 4.6: Povprečne vrednosti razmerja vzdolžne sile in EMG signala bicepsa za dvig roke.

Pri večjih konstantah K je za isto vzdolžno silo potrebna nižja aktivnost bicepsa. Glede na tabelo 4.5 nižje konstante K sovpadajo tudi z višjimi povprečnimi prečnimi silami f_{xy} . Na podlagi teh dveh spoznanj lahko predvidevamo, da je aktivnost antagonističnih mišic, ki povzročajo silo v nasprotni smeri pozitivne vzdolžne sile f_Z višja pri nižjih vrednostih konstante K. Torej pričakujemo pri poizkusih AF višjo koaktivacijo mišic komolca kot pri poizkusih AB. Povprečne vrednosti normiranih EMG signalov so za poizkuse AB in AF zbrane na slikah 4.14 in 4.19 za dvig roke. Nazoren pregled pove, da je aktivnost tricepsa pri AF res nekoliko višja kot pri AB. Ker sovpadajoči podatki EMG aktivnosti niso podani za povsem točno sledene sile dušenja ali generirane navidezne sile, je manj pristransko podajati odvisnosti vzdolžne sile f_Z od normiranih EMG
aktivnosti. Takšne odvisnosti so podane na sliki 4.21, ki z odkloni med povprečji pri AB in AF potrjuje (grafa b in d), da je koaktivacija mišic komolca (bicepsa in tricepsa) višja v primeru AF kot pri AB.

Z meritvami parametrov pri spustu roke smo želeli dodatno preveriti odvisnost vzdolžne sile f_Z in normiranih EMG aktivnosti pri neekvivalentnih silah dušenja in generiranih navideznih silah. Kot smo že omenili, sila dušenja vedno nasprotuje gibu, generirana navidezna sila pa je delovala v smeri navzgor in je pri dvigovanju nasprotovala, pri spustu pa pomagala k gibanju v želeni smeri. Pri silah zaradi dušenja vzdolž predora (AB) sta pri dvigu roke najbolj aktivna biceps in deltoideus (sliki 4.14b, f), pri spustu pa triceps (slika 4.15d). Pri generiranih navideznih silah (AF), ki so pri spustu usmerjene v smeri vektorja vzdolžne hitrosti v_Z , dobimo majhne aktivnosti tricepsa in zato jasne aktivnosti bicepsa in deltoideusa tako pri dvigu, kot pri spustu (slike 4.19, 4.20). Povprečne aktivnosti bicepsa so pri obremenjenih dvigih, ko generirana navidezna sila ni 0, za približno 10 % višje kot pri spustu. To razliko lahko pripišemo potrebni aktivnosti za premagovanje sil zaradi nastavljenega dušenja 20 N/ms^{-1} .



Slika 4.11: AB: časovno povprečje izmerjenih veličin osebe s08 pri različnih nastavitvah *vzdolžnega dušenja*. Podani so poteki povprečne vzdolžne sile f_Z , vzdolžne hitrosti v_Z in normiranih EMG signalov petih mišic. Poudarjena črta predstavlja srednjo vrednost pri treh meritvah, tanjši črti pa odstopanje od srednje vrednosti za standardni odklon. Oseba je gib začela v spodnji točki predora p101 (slika 4.4), gibala do zgornje točke (dvig roke) in nadaljevala gibanje nazaj do izhodiščne spodnje točke (spust roke).



Slika 4.12: AB: povprečja vzdolžne sile f_Z in prečne sile f_{xy} glede na središčnico predora pri dvigu roke. Merjena oseba je opravila štiri gibe pri vsaki *nastavitvi dušenja*. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji izmerjenih sil osebe s08. Povprečja povprečij petih oseb za vse štiri nastavitve dušenja so zbrana v grafih desnega stolpca.



Slika 4.13: AB: povprečja vzdolžne sile f_Z in prečne sile f_{xy} glede na središčnico predora pri spustu roke. Merjena oseba je opravila štiri gibe pri vsaki *nastavitvi dušenja*. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji izmerjenih sil osebe s08. Povprečja povprečij petih oseb za vse štiri nastavitve dušenja so zbrana v grafih desnega stolpca.



4.2.4 SILA ZARADI INTERAKCIJE S PASIVNIMI HAPTIČNIMI ELEMENTI IN GENERIRANA NAVIDEZNA SILA V HAPTIČNEM OKOLJU

Slika 4.14: AB: povprečja normiranega EMG signala štirih mišic pri dvigu roke. Merjena oseba je opravila štiri gibe pri vsaki *nastavitvi dušenja*. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji normiranih EMG amplitud osebe s08. Povprečja povprečij petih oseb za vse štiri nastavitve dušenja so zbrana v grafih desnega stolpca.



Slika 4.15: AB: povprečja normiranega EMG signala štirih mišic pri spustu roke. Merjena oseba je opravila štiri gibe pri vsaki *nastavitvi dušenja*. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji normiranih EMG amplitud osebe s08. Povprečja povprečij petih oseb za vse štiri nastavitve dušenja so zbrana v grafih desnega stolpca.



4.2.4 SILA ZARADI INTERAKCIJE S PASIVNIMI HAPTIČNIMI ELEMENTI IN GENERIRANA NAVIDEZNA SILA V HAPTIČNEM OKOLJU

Slika 4.16: AF: časovno povprečje izmerjenih veličin osebe s08 pri različnih nastavitvah *generirane navidezne sile* v smeri predora. Podani so poteki povprečne vzdolžne sile f_Z , vzdolžne hitrosti v_Z in normiranih EMG signalov petih mišic. Poudarjena črta predstavlja srednjo vrednost pri treh meritvah, tanjši črti pa odstopanje od srednje vrednosti za standardni odklon. Oseba je gib začela v spodnji točki rahlo ukrivljenega navpičnega predora p101 (slika 4.4), gibala do zgornje točke (dvig roke) in nadaljevala gibanje nazaj do izhodiščne spodnje točke (spust roke).



Slika 4.17: AF: povprečja vzdolžne sile f_Z in prečne sile f_{xy} glede na središčnico predora pri dvigu roke. Merjena oseba je opravila štiri gibe pri vsaki nastavitvi *generirane navidezne sile*. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji izmerjenih sil osebe s08. Povprečja povprečij petih oseb za vse štiri nastavitve generirane navidezne sile so zbrana v grafih desnega stolpca.



Slika 4.18: AF: povprečja vzdolžne sile f_Z in prečne sile glede na središčnico predora f_{xy} za spust roke. Merjena oseba je opravila štiri gibe pri vsaki nastavitvi generirane navidezne sile. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji izmerjenih sil osebe s08. Povprečja povprečij petih oseb za vse štiri nastavitve generirane navidezne sile so zbrana v grafih desnega stolpca.



Slika 4.19: AF: povprečja normiranega EMG signala štirih mišic pri dvigu roke za osebo s08. Merjena oseba je opravila štiri gibe pri vsaki nastavitvi *generirane navidezne sile*. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji amplitud EMG signalov štirih mišic. Povprečja povprečij petih oseb za vse štiri nastavitve generirane navidezne sile so zbrana v grafih desnega stolpca.



4.2.4 SILA ZARADI INTERAKCIJE S PASIVNIMI HAPTIČNIMI ELEMENTI IN GENERIRANA NAVIDEZNA SILA V HAPTIČNEM OKOLJU

Slika 4.20: AF: povprečja normiranega EMG signala štirih mišic pri spustu roke za osebo s08. Merjena oseba je opravila štiri gibe pri vsaki nastavitvi *generirane navidezne sile*. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji izmerjenih amplitud EMG signalov štirih mišic. Povprečja povprečij petih oseb za vse štiri nastavitve generirane navidezne sile so zbrana v grafih desnega stolpca.



Slika 4.21: Odvisnost normirane EMG aktivnosti od sile roke na držalo haptičnega vmesnika pri dvigu roke. Romboidne oznake predstavljajo povprečja za različno nastavljene *parametre dušenja* (AB), oznake s križci pa povprečja za različne amplitude *generirane navidezne sile* (AF).



4.2.4 SILA ZARADI INTERAKCIJE S PASIVNIMI HAPTIČNIMI ELEMENTI IN GENERIRANA NAVIDEZNA SILA V HAPTIČNEM OKOLJU

Slika 4.22: Odvisnost normirane EMG aktivnosti od sile roke na držalo haptičnega vmesnika pri spustu roke. Romboidne oznake predstavljajo povprečja za različno nastavljene *parametre dušenja* (AB), oznake s križci pa povprečja za različne amplitude *generirane navidezne sile* (AF).

4.2.5 Parametri admitančne funkcije vzdolž smeri giba

Cilj preizkusov z nastavljanjem parametrov admitančne funkcije je bila primerjava gibov roke v različnih dinamičnih okoljih s poudarjenimi lastnostmi mase, dušenja ali elastičnosti. Admitančne enačba z Laplaceovo spremenljivko p je:

$$X(p) = \frac{F(p)}{(m + \Delta m)p^2 + (b + \Delta b)p + (k + \Delta k)}$$
(4.3)

Posamezne dinamične razmere smo izvedli s pomočjo gornje admitančne enačbe na tri načine tako, da je v enačbi vsakokrat nastopal le eden od parametrov m, b in k. Ustrezno nastavljene admitančne funkcije so opisovale tri vrste dinamičnih razmer vzdolž predora s togimi stenami. Dejansko sta za stabilno delovanje admitančnega haptičnega vmesnika potrebni minimalno navidezno dušenje b_0 in masa m_0 , ki sta znašali $20 N/ms^{-1}$ in 1 kg. S poizkusi v poglavju 4.2.1 smo že določili potrebne sile za aktivni gib vzdolž navpičnega predora z minimalnimi nastavljenimi parametri dušenja in mase. Pri primerjavi gibanja v različnih dinamičnih razmerah smo prav tako, kot je opisano v poglavjih 4.2.1 in 4.2.4, uporabili navpično usmerjen predor p101 (slika 4.4).

Da bi lahko primerjali gibe roke, ki nastopijo pri pospeševanju mase, pri gibanju skozi dušen medij ali pri raztegovanju vzmeti, smo želeli zagotoviti ekvivalentne amplitude sil, ki so potrebne za te gibe

$$f_m = f_b = f_k \tag{4.4}$$

Tako naj bi bila sila pospeševanja navidezne mase f_m enaka sili gibanja v dušenem mediju f_b ali sili za raztegovanje vzmeti f_k . V ta namen smo oblikovali referenčno časovno trajektorijo giba s trapeznim hitrostnim profilom. Čas pospeševanja je bil enak času enakomernega gibanja in času pojemanja hitrosti. Da bi bila v takem primeru najvišja referenčna hitrost enaka predpisani v_R , mora za čas giba t_G veljati ([126], poglavje 5.2.1):

$$t_G = 3 \cdot t_C = 0.5 \cdot s_G / v_R \tag{4.5}$$

V gornji enačbi je t_C čas pospeševanja, s_G dolžina celotnega giba in v_R hitrost po koncu pospeševanja. Pospešek a_C v prvi tretjini časa giba in pojemek v zadnji tretjini sta:

$$a_C = v_R / t_C \tag{4.6}$$

Da bi zagotovili veljavnost enačbe (4.4), smo za dolžino testnega predora $s_G = 0.38 m$ in želeno referenčno hitrost $v_R = 0.15 m s^{-1}$ izbrali naslednje mase m, dušenja b in elastičnosti k:

Osebe so gibanje pričele v najnižji točki predora in po gibanju navzgor gib obrnile v

$f_m = f_b = f_k / N$	m/kg	$b/N/ms^{-1}$	k/N/m
8.5	50	58	22
15	100	100	38
26	200	175	70
37	300	250	100
50	400	333	130

Tabela 4.7: Nastavitve parametrov mase m, dušenja b in elastičnosti k za ekvivalentne sile f_m , f_b in f_k .

najvišji točki ter nadaljevale s spustom roke do izhodiščne točke. Pri poizkusu pospeševanja mase je bilo potrebno torej v prvi in zadnji tretjini giba navzgor izvajati silo f_m in $-f_m$. Pri gibanju v dušenem mediju je bilo v drugi (srednji) tretjini giba navzgor in navzdol, ko je bila hitrost konstantna, potrebno izvajati silo f_b . Za poizkus raztegovanja vzmeti velja, da je sila vzmeti le v eni točki enaka predpisani f_k . Vrednosti v gornji tabeli smo nastavili tako, da je ta točka za izbran navpični gib malo pred najvišjo točko giba. Pri določitvi mas m, faktorjev dušenja b in elastičnosti k smo upoštevali, da sta izvedbi vsakega od omenjenih treh dinamičnih sistemov, ko je poudarjen parameter mase, dušenja ali elastičnosti, dodano minimalno dušenje $b_0 = 20 N/ms^{-1}$ in minimalna navidezna masa $m_0 = 1 kg$.

Da bi osebe gibale z želenimi pospeški in hitrostmi, s čimer bi pri nastavitvah admitančnih funkcij izpolnili enačbo (4.4), so preko velikega zaslona v obliki platna gledale 3D simbolni sliki dejanskega in referenčnega položaja vzdolž predora. Dejanski položaj je označevala obarvana kocka, referenčni položaj pa polprosojna kocka. Ko je oseba s haptičnim vmesnikom dobro sledila referenčnemu položaju, je bila obarvana kocka znotraj malo večje polprosojne kocke.

Meritve smo izvedli s tremi osebami s02, s08 in s11, ki so gibale za vsako nastavitev mase, dušenja in elastičnosti petkrat. Meritve so si sledile tako, da je oseba izvedla pet gibov pri najnižji masi, nato pet pri najnižjem dušenju in pet pri najnižji konstanti vzmeti. Sledili so gibi z višjimi nastavitvami parametrov m, b in k. Pred vsako menjavo vrste vaje ali nivoja parametrov je oseba gibala v praznem predoru z najnižjim dušenjem, pri takšnem neobremenjenem aktivnem gibu pa smo preverjali EMG aktivnost.

Primeri vzdolžne sile f_Z , vzdolžnega pomika d_Z in neobdelanih EMG signalov za obremenitve m, b in k so na slikah 4.24, 4.25 in 4.26. Nazorneje je ujemanje neobdelanega EMG signala za izbrani mišici biceps in triceps long. prikazano na grafih 4.27 in 4.28. Ujemanje sile in EMG aktivnosti za posamezne načine m, b in k smo želeli ovrednotiti z maksimalnimi vrednostmi križnokorelacijske funkcije med usmerjenim EMG signalom in vzdolžno silo. Podani križnokorelacijski časovni poteki osebe s09 za signale z grafov 4.27 so na istoležnih grafih slike 4.29. Poteki časovnih povprečij pri vsaki od obremenitev m, b in k za izbrano osebo so na slikah 4.30, 4.31 in 4.32.

Vizualni pregled signalov in križnokorelacijska analiza kažeta, da se aktivnosti bicepsa in deltoideusa ujemata s pozitivnimi odseki vzdolžne sile, aktivnost tricepsa pa z negativnimi odseki sile. Aktivnost brachioradialisa je višja pri pozitivnih in negativnih vrhovih amplitude sile. Zaradi visokih maksimalnih vrednosti križnokorelacijske funkcije smo na enak način kot v poglavju 4.2.4 izvedli analizo podobnosti vzdolžne sile f_Z in ustreznega EMG signala po metodi najmanjših kvadratov. Linearno odvisnost časovnih potekov EMG-ja in vzdolžne sile smo preverili za vse nivoje mas, dušenj in elastičnosti tako, da smo časovni potek sile zapisali kot: $f_Z = K_1 \cdot |EMG_{biceps}|$ za pozitivne odseke sile f_Z in $f_Z = K_2 \cdot |EMG_{triceps long.}|$ za negativne odseke sile f_Z . Ocenjeni signali sile meritev s slike 4.27 so na istoležnih grafih slike 4.28. Povprečne vrednosti ocen konstant K_1 in K_2 s povprečnimi absolutnimi napakami E za tri osebe in višje nivoje mas m, dušenj b in elastičnosti k so zbrane v tabelah :

m			b			k		
m/kg	K_1	E/N	$b/N/ms^{-1}$	K_1	E/N	k/N/m	K_1	E/N
200	205.10	11.03	175	197.97	4.97	70	197.45	4.09
300	209.39	16.14	250	241.42	7.01	100	219.06	6.26
400	212.42	16.52	333	234.78	8.01	130	199.28	8.46

Tabela 4.8: Konstante razmerja K_1 med povprečno pozitivno vzdolžno silo f_Z in amplitudo EMG aktivnosti bicepsa za nastavitve mase m, dušenja b in elastičnosti k. E je napaka linearnega modela rezultirajoče sile.

<i>m</i>			b			k		
m/kg	K_2	E/N	$b/N/ms^{-1}$	K_2	E/N	k/N/m	K_2	E/N
200	-298.02	18.73	175	-272.43	6.80	70		
300	-343.69	27.35	250	-301.86	7.72	100		
400	-406.43	31.19	333	-320.42	10.19	130		

Slika 4.23: Konstante razmerja K_2 med povprečno negativno vzdolžno silo f_Z in amplitudo EMG aktivnosti tricepsa za nastavitve mase m, dušenja b in elastičnosti k. E je napaka linearnega modela rezultirajoče sile.

Konstante K_1 in K_2 podajajo modele z napakami, ki so manjše od 15 % le za višje nivoje obremenitev. Pri teh obremenitvah je minimalna izmerjena aktivnost bistveno večja od aktivnosti neobremenjenih mišic. Konstante K_1 se ne razlikujejo bistveno med načini m, b in k. Konstanto K_2 smo lahko ocenili le za načina m in b, saj smo v načinu kuporabljali vzmet, katere sila je ves čas delovala proti spodnji, izhodiščni točki navpičnega predora in sta bili za premagovanje te sile potrebni le aktivnost bicepsa in deltoideusa. Konstante K_2 se ne razlikujejo za načina m in b. Napake so za način m večje kot za preostala načina b in k, čeprav so časovni odseki ocenjevanja sile za pospeševanje mase m krajši. Značilno je, da konstante K_1 za m in b malo naraščajo z obremenitvijo. To bi lahko pomenilo nelinearno odvisnost aktivnosti bicepsa in vzdolžne sile f_Z .

Preverili smo medsebojno odvisnost povprečnih izmerjenih vrednosti normirane aktivnosti bicepsa in tricepsa ter vzdolžne sile. Primerjava je podana na sliki 4.33, kjer so s črtami nakazane morebitne linearne odvisnosti. Sila pri gibanju mas, dušenj in vzmeti je sorazmerno linearno odvisna od aktivnosti bicepsa (pozitivna sila) in tricepsa longitudinalis (negativna sila). Poteki odvisnosti sile od aktivnosti bicepsa kažejo, da je povprečna amplituda sile linearno odvisna od sil obremenitev z maso, dušenjem ali vzmetjo. Podobno je linearno odvisna negativna vzdolžna sila od sile pospeševanja mase in gibanja v dušenem mediju. Pri pozitivni sili je povprečna aktivnost tricepsa (pričakovano) nizka, le visoke obremenitve prispevajo k koaktivaciji bicepsa in tricepsa. Povprečna aktivnost tricepsa tako preseže minimalno zanemarljivo vrednost 5 % in je do 15 % pri pozitivnih obremenitvah nad 40 N. Zanimivo je aktivnost delotideusa manjša pri pospeševanju mase navzgor kot pri gibanju z dušenjem ali vzmetjo navzgor (slika 4.33c). To morebiti nakazuje drugačno strategijo za gib. Nasprotno je aktivnost deltoideusa nezanemarljiva tudi pri pospeševanju mase navzdol in je večja kot pri premagovanju dušenja v smeri navzdol.



Slika 4.24: Vzdolžna sila f_Z , vzdolžni pomik d_Z in surovi signali EMG aktivnosti pri pospeševanju mase $m = 400 \ kg$ za osebo s11. Oseba je maso pospešila s pozitivno silo v spodnjem delu navpičnega predora p101 in zavrla v zgornjem delu. Nato je pospešila gibanje mase navzdol proti izhodiščni točki z negativno vzdolžno silo in zavrla s pozitivno.



Slika 4.25: Vzdolžna sila f_Z , vzdolžni pomik d_Z in surovi signali EMG aktivnosti pri gibanju z dušenjem $b = 333 N/ms^{-1}$ za osebo s11. Oseba je gibala v dušenem mediju navzgor do zgornje točke navpičnega predora p101 s pozitivno silo in nato navzdol z negativno vzdolžno silo.



Slika 4.26: Vzdolžna sila f_Z , vzdolžni pomik d_Z in surovi signali EMG aktivnosti pri gibanju z vzmetjo k = 130 N/m za osebo s11. Oseba je raztegovala vzmet, ki je bila pripeta v spodnji točki navpičnega predora p101 do zgornje točke in nazaj v ravnotežno točko vzmeti. Vzdolžna sila je ves čas pozitivna.



Slika 4.27: Vzdolžna sila f_Z (debela črta) in neobdelani EMG signali fleksorjev (levo) in ekstenzorjev komolca (desno) pri gibanju z navidezno maso, dušenjem in vzmetjo za osebo s09.



Slika 4.28: Izmerjena (debela črta) in modelirana (tanka črta) vzdolžna sila f_Z pri gibanju z navidezno maso, dušenjem in vzmetjo za osebo s09. Obdelovani signali so usmerjeni EMG signali in vzdolžna sila f_Z kot na sliki 4.27. Modelirano vzdolžno silo dobimo kot produkt konstante K in normirane usmerjene vrednosti EMG signala. Konstanta K je ocenjena z metodo najmanjših kvadratov.



Slika 4.29: Križne korelacije med vzdožno pozitivno silo in aktivnostjo bicepsa ter med vzdolžno negativno silo ter aktivnostjo tricepsa long za tri vrste dinamičnih obremenitev pri osebi s09. Z $maks(\gamma)$ so podane maksimalne vrednosti križne korelacije, dt je zakasnitev med signaloma. Obdelovani signali so usmerjeni EMG signali in vzdolžna sila kot na sliki 4.28.



Slika 4.30: Časovno povprečje merjenih veličin osebe s09 pri različnih nastavitvah mas. Podani so poteki povprečne vzdolžne sile f_Z , prečne sile f_{xy} in normirane mišične aktivnosti bicepsa ter tricepsa long. Poudarjena črta predstavlja srednjo vrednost pri treh meritvah, tanjši črti pa odstopanje od srednje vrednosti za standardni odklon. Oseba je gib začela v spodnji točki rahlo ukrivljenega navpičnega predora p101 (slika 4.4), gibala do zgornje točke in nadaljevala z gibanjem nazaj do izhodiščne spodnje točke.



Slika 4.31: Časovno povprečje merjenih veličin osebe s09 pri različnih nastavitvah dušenja. Podani so poteki povprečne vzdolžne sile f_Z , prečne sile f_{xy} in normirane mišične aktivnosti bicepsa ter tricepsa long. Poudarjena črta predstavlja srednjo vrednost pri treh meritvah, tanjši črti pa odstopanje od srednje vrednosti za standardni odklon. Oseba je gib začela v spodnji točki predora p101 (slika 4.4), gibala do zgornje točke in nadaljevala gibanje nazaj do izhodiščne spodnje točke.



Slika 4.32: Časovno povprečje merjenih veličin osebe s09 pri različnih nastavitvah parametra elastičnosti. Podani so poteki povprečne vzdolžne sile f_Z , prečne sile f_{xy} in normirane mišične aktivnosti bicepsa ter tricepsa longitudinalis. Poudarjena črta predstavlja srednjo vrednost pri treh meritvah, tanjši črti pa odstopanje od srednje vrednosti za standardni odklon. Oseba je gib začela v spodnji točki predora p101 (slika 4.4), gibala do zgornje točke in nadaljevala gibanje nazaj do izhodiščne spodnje točke.



Slika 4.33: Odvisnost normirane EMG aktivnosti od sile f_Z na držalo haptičnega vmesnika za tri dinamične razmere s poudarjeno maso m, dušenjem b in elastičnostjo k pri osebah s02, s09 in s11. Podano je razmerje povprečij, ki so računana v primeru m za čas pospeševanja, v primeru b za čas konstantne hitrosti in v primeru k za ozek položaj okoli raztegnjene vzmeti.

4.2.6 Motnje v obliki spremenjenega vzdolžnega dušenja ali generirane navidezne sile

V poglavju 4.2.4 so opisani poizkusi gibanja v navideznem predoru, pri katerih na gibajočo se dlan uporabnika deluje sila zaradi interakcije s pasivnimi elementi ali generirana navidezna sila. V nadaljevanju smo želeli primerjati gibanje rok, ko sila nastopi kot nenadna sprememba v navideznem okolju.

- Pri poizkusih z motnjo v obliki spremenjenega dušenja se je vzdolžno dušenje v navideznem predoru po eni sekundi od pričetka giba povečalo z 20 N/ms⁻¹ na 150 N/ms⁻¹. Te poizkuse smo označili s kratico ADD.
- Pri poizkusih z motnjo obliki generirane navidezne sile je bilo vzdolžno dušenje ves čas 20 N/ms⁻¹, po eni sekundi pa se je pojavila stopničasta generirana sila z amplitudo 20 N. Generirana sila pri poizkusih, ki smo jih sedaj imenovali ADM, je nato ves čas delovala v smeri nasproti gibanju.

Merjene osebe (s02, s07, s08, s09, s10) so dobile navodilo, naj v navpičnem predoru p101 (slika 4.4) gibajo z demonstrirano hitrostjo 0.15 m/s od spodnje točke do vrha predora, zato je bila potrebna sila za premagovanje motnje približno 23 N. Osebe so preko velikega zaslona v obliki platna dobivale informacijo o položaju stične točke v navideznem predoru. Ob nastopu motnje je simbolna slika krogle spremenila barvo.

Zaporedje vaj je bilo sledeče. Po učenju referenčne hitrosti s pasivnim gibanjem je oseba trikrat aktivno gibala (način A), pri tem pa s haptičnim vmesnikom nismo aplicirali motenj. Sledilo je deset zaporednih poizkusov z motnjo ene vrste (spremenjeno dušenje–ADD ali generirana navidezna sila–ADM). Desetim poizkusom z motnjo so sledili trije poizkusi brez motnje (A1). Pred poizkusi oseb nismo opozorili na motnjo.

Kot pri predhodnih vajah smo izračunali povprečje merjenih sil za opazovano območje. Celotno območje smo razdelili na del pred nastopom motnje in na del po motnji. Na sliki 4.34 so povprečja vzdolžne sile pred nastopom motnje za izbrano osebo s07. Povprečne vrednosti so v vseh primerih enake potrebni sili 3 N za vzdrževanje referenčne hitrosti. Oseba s07 ni izbrala strategije namernega povečanja vzdolžne sile, da bi se tako pripravila na motnjo. To lahko razberemo tudi iz časovnih potekov povprečij na grafih 4.35a in 4.36a. Primerjava potekov hitrosti pokaže, da se je ob nastopu motnje ADD hitrost znižala, a ostala pozitivna (4.35b). Hitrost je nato le počasi naraščala proti ustaljeni vrednosti okoli 0.1 m/s. Pri ADM je bila hitrost prvih 300 ms po nastopu motnje negativna, nato pa je oseba reagirala s prevzponom, ki se kaže v hitrostih do 0.5 m/s (4.36b). Povprečne vrednosti vzdolžne sile f_z in hitrosti v_z so pri ADD precej nižje od zahtevanih 23 N in 0.15 m/s (grafa 4.37a, e poizkusi 4 - 13). Kaže pa se majhen trend naraščanja

4.2.6 MOTNJE V OBLIKI SPREMENJENEGA VZDOLŽNEGA DUŠENJA ALI GENERIRANE NAVIDEZNE SILE

povprečnih vrednosti sile med desetimi poizkusi z motnjo, kar je morebiten pokazatelj adaptacije uporabnika na motnjo. Nasprotno so pri ADM reakcijske sile in vzdolžne hitrosti precej večje od zahtevanih (grafa 4.38a, e). Prav tako so pri ADM prečne sile na stene predora nekajkrat večje kot pri ADD (grafa 4.37c, 4.38c). Ta razlika se je pojavila tudi pri primerjavi gibanj s silami dušenja (AB) in generiranimi navideznimi silami (AF) v poglavju 4.2.4, le da je pri teh poizkusih razmerje med prečnimi silami še višje v korist gibov z motnjami v obliki generirane navidezne sile. Če opazujemo poteke vzdolžne hitrosti v_z za poizkuse, ko smo odstranili motnjo (A1), je opaziti rahlo povečanje hitrosti pri primerih ADD (4.35b in 4.37e). Takšnega povečanja pa ne opazimo pri poizkusih ADM (slike 4.36b, 4.38e). Nasprotno je oseba v pričakovanju motnje v obliki generirane sile (ADM) celo znižala hitrost. Merjene osebe so potrdile, da je prilagajanje na visoke nenadne motnje (ADM) boljše z amortizacijo giba in kasnejšim popravljanjem položaja in ne z vnaprejšnjim povečanjem hitrosti, kar se kaže v že prej opisanih negativnih hitrostih gibov v času po motnji.

Časovni poteki amplitude in povprečja EMG signalov na slikah 4.35 ter 4.39 kažejo, da je pri ADD prišlo do počasnega in majhnega povečanja aktivnosti fleksorjev, medtem ko je aktivnost ekstenzorjev po motnji komaj zaznavna. Bistveno višje so ocene amplitude za vse mišice pri ADM (sliki 4.36, 4.40). Ker je amplituda EMG signala dobljena z nizkopasovnim filtriranjem surovih EMG signalov, smo želeli hitrost EMG odziva po motnji določiti na način, ki ohranja visokofrekvenčne informacije. Amplitudo smo določili z metodo računanja energije signala na osnovi spektrograma oknjene kratkočasovne Fourierjeve transformacije [127]. Ovojnico signala O(t) v odvisnosti od časa je mogoče po tej metodi dobiti s pomočjo energije signala E(t) po izrazu

$$O(t) = \sqrt{K \cdot E(t)} \tag{4.7}$$

K je faktor oblike, ki je za digitalne signale 4/n, če je n dolžina okna. Energijo lahko izračunamo z integriranjem močnostnega spektra za frekvenčno območje do polovične frekvence vzorčenja

$$E(t) = \int_0^{\frac{\omega_s}{2}} P(t,\omega) d\omega$$
(4.8)

Pri tem močnostni spekter $P(t, \omega)$ izračunamo s kratkočasovno ali oknjeno Fourierjevo transformacijo, spekter pa prikazuje energijo v okolici časovno-frekvenčne koordinate (t, ω) . Energija, ki jo izračunamo na ta način, upošteva prispevke signala za celotno dolžino okna n, zato je dolžina okna parameter, ki omejuje dinamiko dobljene ovojnice podobno, kot frekvenca nizkopasovnega filtra pri standardni metodi ocenjevanja ovojnice signala. Da bi zajeli prispevke refleksnih EMG odzivov, smo širino okna nastavili na 0.13 ms. Ovojnico s surovim EMG signalom bicepsa pri nastopu aktivne motnje po eni sekundi kaže slika 4.41.

Zakasnitev povečanja EMG signala ζ po motnji smo določili z nastopom prvega vrha EMG signala, ki je za 10 % presegel maksimalno amplitudo ovojnice v sekundi pred motnjo. Da bi artefakt dejansko pripadal povečanju mišične aktivnosti zaradi motnje, je bil postavljen še dodatni pogoj. Če je artefakt prvi znak za povečevanje aktivnosti mišice, smo zahtevali, da se mišična aktivnost potem le še povečuje, dokler ne doseže največje vrednosti. Grafa 4.42a in b prikazujeta parametre zamika ζ , logaritmiran numerični parameter, ki podaja maksimalno energijo okna, čas nastopa maksimalne energije ζ_{max} in integral energije pred nastopom motnje $\int_0^{1s} E(t) dt$. S slednjim parametrom smo želeli preveriti morebitno povečanje energije EMG signala pred motnjo, ki bi nakazovala pripravo na prihajajočo motnjo. Podobno, kot primerjava vzdolžnih sil pred motnjo, tudi integral ocenjene energije bicepsa in tricepsa ne kaže razlik med primeri ADD in ADM. Prav tako ni razlik pri izračunanih zamikih ζ med obema vrstama motenj, zamiki pa so v glavnem malo nižji pri bicepsu kot pri tricepsu. To si lahko razložimo z refleksnim delovanjem, saj sta obe motnji povzročili nateg bicepsa, ne pa tudi tricepsa. Nastop maksimalne energije, ki je večja pri generiranih navideznih motnjah (ADM), je tudi nekoliko hitrejši pri teh motnjah, kar je podobna informacija, kot jo dobimo z vizualnim pregledom EMG signalov. Pri ADD moremo torej večji del mišične aktivnosti pripisati tako funkcionalnemu refleksu na nateg kot hoteni aktivnosti, medtem ko pri ADM dominirajo hitre refleksne zanke. To pa pomeni, da je pri ADD oseba bolj sposobna nadzirati reakcijo, kar bi z inženirskega stališča pomenilo, da je odziv pri motnjah v obliki spremenjenega dušenja stabilnejši.



Slika 4.34: Povprečja vzdolžne sile f_Z pri dvigu roke za čas do konca prve sekunde giba. Merjena oseba s07 je opravila tri gibe pred nastopom motnje, 10 gibov z *motnjo* in še tri gibe brez motnje. Na grafu a so primeri z *motnjo v obliki spremenjenega dušenja* (ADD), na grafu b pa primeri z *motnjo v obliki generirane navidezne sile* (ADM).



Slika 4.35: Časovna povprečja potekov povprečne vzdolžne sile f_Z , hitrosti v_z in normirane amplitude mišične aktivnosti petih mišic osebe s07. Oseba je gib začela v spodnji točki predora p101 (slika 4.4). Poudarjena črta predstavlja srednjo vrednost, tanjši črti pa odstopanje od srednje vrednosti za standardni odklon. Z oznako A je prikazano povprečje aktivnih gibov brez motnje. V primeru ADD je po eni sekundi prišlo do *motnje v obliki povečanja vzdolžnega dušenja* z 20 N/ms^{-1} na 150 N/ms^{-1} , prikazani poteki so povprečje desetih vrednosti. Način A1 je brez motnje po desetih poizkusih ADD.



Slika 4.36: Časovna povprečja potekov povprečne vzdolžne sile f_Z , hitrosti v_z in normirane amplitude mišične aktivnosti petih mišic osebe s07. Oseba je gib začela v spodnji točki predora p101 (slika 4.4). Poudarjena črta predstavlja srednjo vrednost, tanjši črti pa odstopanje od srednje vrednosti za standardni odklon. Z oznako A je prikazano povprečje aktivnih gibov brez motnje. V primeru ADM je po eni sekundi prišlo do *motnje v obliki generirane navidezne sile* 20 N, prikazani poteki so povprečje desetih vrednosti. Način A1 je brez motnje po desetih poizkusih ADM.



Slika 4.37: Povprečja vzdolžne sile f_Z , prečne sile glede na središčnico predora f_{xy} in vzdolžne hitrosti v_Z pri dvigu roke za čas od nastopa motnje do konca giba. Merjena oseba je opravila tri gibe pred nastopom motnje, 10 gibov z *motnjo v obliki spremenjenega dušenja* (ADD) in še tri gibe brez motnje. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji merjenih veličin osebe s07. Povprečja povprečij petih oseb so zbrana v grafih desnega stolpca.



Slika 4.38: Povprečja vzdolžne sile f_Z , prečne sile glede na središčnico predora f_{xy} in vzdolžne hitrosti v_Z pri dvigu roke za čas od nastopa motnje do konca giba. Merjena oseba je opravila tri gibe pred nastopom motnje, 10 gibov z *motnjo v obliki generirane navidezne sile* (ADM) in še tri gibe brez motnje. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji merjenih veličin osebe s07. Povprečja povprečij petih oseb so zbrana v grafih desnega stolpca.



Slika 4.39: Povprečja normiranega EMG signala štirih mišic pri dvigu roke za čas od nastopa motnje do konca giba. Merjena oseba je opravila tri gibe pred nastopom motnje, 10 gibov z *motnjo v obliki spremenjenega dušenja* (ADD) in še tri gibe brez motnje. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji merjenih veličin osebe s07. Povprečja povprečij petih oseb so zbrana v grafih desnega stolpca.


Slika 4.40: Povprečja normiranega EMG signala štirih mišic pri dvigu roke za čas od nastopa motnje do konca giba. Merjena oseba je opravila tri gibe pred nastopom motnje, 10 gibov z *motnjo v obliki generirane navidezne sile* (ADM) in še tri gibe brez motnje. V levem stolpcu so zbrani grafi s sekvenčnimi povprečji merjenih veličin osebe s07. Povprečja povprečij petih oseb so zbrana v grafih desnega stolpca.



Slika 4.41: Surov EMG signal bicepsa z ovojnico pri poizkusu z motnjo v obliki generirane navidezne sile (ADM) po eni sekundi.



Slika 4.42: Izračunani časi zamika ζ v ms za povečanje EMG signala, maksimalne energije E_{max} , časi nastopa maksimalne energije ζ_{max} in integral energije za čas pred motnjo za mišici biceps in triceps long. Krožne oznake so za primere z motnjo v obliki spremembe dušenja (ADD), romboidne pa za primere z motnjo v obliki generirane navidezne sile (ADM).

Poglavje 5

Zaključek

V delu smo razvili haptični vmesnik na osnovi industrijskega robota Staübli RX90 in raziskali gibanje roke v haptičnem okolju. Za preizkušanje gibanja rok v haptičnem okolju smo uporabljali admitančno krmilno shemo s položajnim regulatorjem z vključeno notranjo hitrostno povratno zanko. Haptični vmesnik s takšno krmilno shemo deluje stabilno, ko je nastavitev navideznega dušenja večja od $10 N/ms^{-1}$ pri navidezni masi 1 kg, kar je precej bolje od primerljivih obstoječih haptičnih sistemov. Menimo, da sta podana minimalno simulirano dušenje in masa zadostno merilo stabilnostnega območja admitančnega vođenja, če takšen haptični vmesnik zanesljivo deluje pri različnih uporabnikih. Ponovljivost in resolucija dinamičnih sistemov, ki smo jih uspeli predstaviti z admitančnim vođenjem, sta bistveno višji, kot je človekova sposobnost razločevanja med masami, dušenjem in elastičnostmi. V kombinaciji s haptičnim vmesnikom smo predstavili navidezno okolje v obliki predorov, ki je služilo za obsežno študijo gibanja rok.

Povzemimo bistvo opravljenih meritev gibanja roke v haptičnem okolju in originalne ugotovitve.

V prvi vaji smo prikazali pasivno in aktivno izvajanje giba. Z meritvami smo pokazali, da je EMG aktivnost pri aktivnem gibanju pričakovano višja od aktivnosti pri pasivnih gibih. EMG aktivnost se nato le malo poviša, ko je za izvedbo giba potrebno premagati silo upora minimalnega nastavljenega dušenja vzdolž predora, ki znaša 3 N. Pokazali smo, da je pri gibanju v navideznih predorih koaktivacija agonističnih in antagonističnih mišic, ki opravljajo gib, nizka.

V nadaljevanju smo preverili sposobnost hitrostnega sledenja v haptičnem okolju. Pokazali smo, da uporabnik natančneje izvaja gib s predpisano hitrostjo pri nižjih hitrostih. Hitrost se zmanjša, ko je dušenje haptičnega okolja višje. Za referenčno hitrost, s katero uporabnik zadovoljivo sledi demonstriranemu gibu, smo v sledečih poizkusih izbrali $0.15 m s^{-1}$.

Vpliv navideznih predorov na gib smo skušali ovrednotiti z meritvami gibov pri ra-

zlično nastavljenih elastičnostih sten predora. Podani so rezultati za dva mejna primera. V prvem primeru je elastičnost sten nastavljena na visoko vrednost tako, da navidezni predor dejansko predstavlja navidezno prostorsko krivuljo. V drugem primeru so stene brez elastičnosti in je navidezno okolje prazen, malo dušen prostor. Rezultati meritev kažejo, da je koaktivacija agonističnih-antagonističnih mišic nižja pri izvedbi s trdimi stenami. To potrjuje hipotezo, da haptično okolje pri podobnih gibih lahko stabilizira gib, kar pomeni, da se spremeni strategija živčno-mišičnega sistema za izvedbo giba. Dodatno smo s primerjavo obeh primerov pokazali, da je natančnost sledenja hitrosti boljša pri trdih stenah navideznega predora. Ustrezno navidezno okolje torej predstavlja uporabniku nekakšno oporo, da laže in natančneje izvede gib. Strategija pri gibanju ni v tem, da bi oseba skušala zmanjšati kontaktno silo z navidezno steno, ampak želi to steno na nek način izkoristiti.

Preverili smo sposobnost premagovanja interakcijskih sil s pasivnimi elementi in generiranih navideznih sil z enako amplitudo. Interakcijske sile s pasivnimi elementi smo vsilili z nastavitvijo dušenja vzdolž haptičnega predora, generirane navidezne sile pa je generiral navidezni generator sil. Osebe so torej čutile enako silo v dlani, dinamične lastnosti haptičnega prostora pa so bile različne, saj je bil v primeru generiranih navideznih sil navidezni predor le malo dušen. Pri generiranih navideznih silah so bile rezultirajoče sile na stene predora višje, kar kaže, da so si osebe pomagale z naslonitvijo na stene in s tem stabilizirale gib. V primeru generiranih navideznih sil je bila višja tudi koaktivacija agonističnih-antagonističnih mišic, kar interpretiramo kot način OŽS, da zagotovi večjo stabilizacijo giba.

Sile dušenja in generirane navidezne sile smo primerjali tudi, ko so le-te nastopile v obliki nenadnih motenj. Tudi v tem primeru so prečne sile in koaktivacija višje za generirane navidezne sile. Preveriti smo želeli posledice adaptacije na motnje. V primeru motenj v obliki povečanega dušenja so osebe pri poizkusih, ko smo motnjo umaknili, rahlo povečale silo, ki je sicer potrebna za izničenje motnje. Takšna reakcija je bila pričakovana, saj se ujema z rezultati drugih avtorjev pri analognih poizkusih. Drugačno strategijo pa so osebe izbrale pri motnji v obliki generirane sile, ki je očitno zelo destabilizirala gib in je bila zagotovitev stabilizacije bistvena naloga pri izvedbi giba. Zakasnitve nastopa maksimalne mišične energije pokažejo, da je pri motnjah zaradi spremembe dušenja do povečevanja energije prišlo zlagoma, s hotenim delovanjem, pri generiranih navideznih motnjah pa je bila reakcija vsiljena in hitra.

Nazadnje smo želeli primerjati gibe v različnih dinamičnih okoljih s poudarjenimi parametri mase, dušenja in elastičnosti. Prva ugotovitev meritev EMG je, da je potrebna mišična aktivnost višja pri gibih z nastavljenimi višjimi vrednostmi parametrov in da je EMG sorazmeren s silami roke v vseh treh dinamičnih okoljih. Pričakovani rezultati

meritev so bile višja stopnja kokontrakcije v primeru vzmeti, ki giba ne stabilizira, kot na primer dušenje ali masa. Vendar je bila zadostna stabilizacija in s tem nizka kokontrakcija predvidoma dosežena z uporabo predora s togimi stenami. Razlike med gibi s posameznimi poudarjenimi parametri se pokažejo le pri pospeševanju mase, kjer je aktivnost deltoideusa nižja, kot pri premagovanju iste sile za gibanje v dušenem predoru ali pri raztegovanju vzmeti.

Z delom smo želeli predvsem preveriti, ali haptično okolje pri velikih gibih nepričakovano vpliva na reakcije uporabnika. Na podlagi rezultatov lahko ugotovimo, da se uporabnik lahko prilagodi različnim haptičnim situacijam, stopnja prilagoditve pa je odvisna od lastnosti predstavljenega navideznega okolja. Zato menimo, da je predstavljeni haptični vmesnik z navideznim okoljem originalen, ustrezen in izvrsten eksperimentalni sistem za preizkušanje gibanja rok v dinamičnih okoljih. Originalni prispevki disertacije so:

- Razvoj haptičnega vmesnika za preučevanje gibov roke v širšem smislu v različnih dinamičnih okoljih z zagotovljenimi kinematičnimi lastnostmi gibov.
- Razvoj algoritmov haptičnega vodenja za omejevanje giba vzdolž navidezne središčnice v obliki navideznih predorov.
- Razvoj eksperimentalnega okolja za simulacijo dinamičnih razmer v obliki nastavljanja parametrov *m*, *b* in *k* ter motilnih generiranih navideznih sil. Dinamične razmere nadgrajujejo navidezne predore. Sistem omogoča sinhronizirano sprotno ocenjevanje amplitude mišične aktivnosti petih mišic.
- Izvedba in analiza meritev sil, položaja in EMG signalov pri pasivnem in aktivnem gibanju v haptičnem okolju. Parametrične nastavitve dinamičnih lastnosti so vključevale nastavitev elastičnosti sten predora, nastavitev mase, dušenja in elastičnosti vzdolž predora ter nastavitve generiranih navideznih sil, ki pomagajo ali nasprotujejo izvedbi giba.

Nadaljevanje dela na področju haptičnih zaznavanj bi bilo preizkušanje sposobnosti ločevanja med nastavitvami mase, dušenja in elastičnosti pri gibanju cele roke. Dodatno bi bilo možno raziskati učinek haptičnih predorov ali drugačnih navideznih okolij na to zaznavanje. Še več je možnosti preizkušanja psihofizičnih sposobnosti z implementacijo motenj, vendar poudarek vseh omenjenih študij ni več na raziskovanju vpliva haptičnega okolja ampak na določanju sposobnosti merjenih oseb pri gibanju in pri obravnavanju dinamične okolice. Za konec naj omenimo še možne metodologije izboljšanja delovanja opisanega haptičnega sistema. K boljši kakovosti haptične interakcije lahko pripomore vsakršno natančnejše modeliranje lastnosti same naprave in dodajanje kvalitetnejših merilnikov pomika, hitrosti in pospeškov. Sprotno ocenjevanje mišične aktivnosti je lahko dodatna informacija v navideznem okolju. Možna je uporaba EMG signala za zagotavljanje stabilne haptične interakcije s povečevanjem navideznega dušenja v primeru, ko bi sistem zaznal, da uporabnik s previsoko kokontrakcijo zagotavlja stabilizacijo. Predvidoma bi tako povečali Z-širino navideznega okolja, v primeru kritičnih situacij pa bi Z-širino adaptivno znižali. Lepo ujemanje EMG signalov s silo pri uporabi navideznih predorov pri večjih obremenitvah nas vodi v razmišljanje o preizkusu še ene aplikacije haptičnega vmesnika, kjer bi signale senzorja sil preprosto nadomestili s sprotno ocenjeno EMG amplitudo.

Literatura

- T. B. Sheridan. Some musings on four ways humans couple: Implications for systems design. *IEEE Transactions on Systems, Man in Cybernetics-Part A: Systems and Humans*, 32(1), str. 5–10, januar 2002.
- [2] L. A. Jones. *Kinesthetic Sensing, Workshop on Human and Machine Haptics*. MIT Press, http://www-cdr.stanford.edu/Touch/workshop/Book_Chapters.html, 1997.
- [3] S. Harris, M. Jakopec, R. Hibberd, C. Cobb in B. Davies. Interactive pre-operative selection of cutting constraints in interactive force controlled knee surgery by a surgical robot. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention* (*MICCAI*), 1496, str. 996–1006, 1998.
- [4] C. Basdogan, Chih-Hao Ho in M. A. Srinivasan. Virtual environments for medical training: Graphical and haptic simulation of laparoscopic common bile duct exploration. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 6(3), str. 269–85, september 2001.
- [5] J. M. Hollerbach, E E. Cohen, W. B. Thompson, R. Freier, D. E. Johnson, A. Nahvi, D. D. Nelson, T. V. Thompson in S. C. Jacobsen. Haptic interfacing for virtual prototyping of mechanical cad designs. *Proceedings of the ASME Design for Manufacturing Symposium, (Sacramento, CA)*, str. 1–6, september 1997.
- [6] F. Brooks abd M. Ouh-Young, J. Batter in P. Kilpatrick. Project GROPE haptic displays for scientific visualization. *Proceedings of ACM SIGGRAPH '90*, str. 177– 85, 1990.
- [7] R. L. Williams II, Meng-Yun Chen in J.M. Seaton. Haptics-augmented high school physics tutorials. *International Journal of Virtual Reality*, 5, oktober 2000. www.ent.ohiou.edu/~bobw/PDF/IJVR2001.pdf.
- [8] R. Shadmehr in F. A. Mussa-Ivaldi. Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *J Neurosc*, 14(5 Pt 2), str. 3208–24, maj 1994.

- [9] P. K. M. van der Hel, B. J. F. Diressen, M. P. Oderwald, S. Coote in E. Stokes. Gentle/s: Robot mediated therapy for stroke patients in a virtual world makes exercising more enjoyable and effective. Č. Marinček et al., editor, *Assistive Technology* - Added Value to the Quality of Life, str. 256–61. IOS Press, 2001.
- [10] H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen in B. T. Volpe. Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(1), str. 75–86, marec 1998.
- [11] C. Youngblut, R. E. Johnston, S. H. Nash, R. A. Wienclaw in C. A. Will. Review of virtual environment interface technology, IDA paper p-3186. Technical report, Institute for Defence Analysis, Alexandria, VA, 1996.
- [12] M. A. Srinivasan. Virtual Reality: Scientific and Technical Challenges, chapter Haptic Interfaces. N. I. Durlach and A. S. Mavor (Eds.), National Academy Press, 1995.
- [13] S. J. Biggs in M. A. Srinivasan. *Handbook of Virtual Environments*, chapter Haptic Interfaces. K. Stanney (Ed.), LA Earlbaum: New York, 2000.
- [14] A. Nahvi. Haptic interfaces. http://www.cs.utah.edu/classes/cs6360jmh/Nahvi/haptic.html.
- [15] T. Verzaal. Survey of haptic interfaces: Force feedback. http://home.12move.nl/ sh290334/dbase_force/index.html.
- [16] G. Burdea. Force and Touch Feedback for Virtual Reality, chapter Haptic Sensing and Control. John Wiley & Sons, New York, 1996.
- [17] D. T. McRuer in H. R. Jex. A review of quasi-linear pilot models. *IEEE Transactions on Human Factors in Eletronics*, HFE-8(3), str. 231–249, 1967.
- [18] A. G. Feldman. Functional tuning of nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture. 2. controllable parameters of the muscles. *Bio-physics*, 11, str. 565–578, 1966.
- [19] E. Bizzi, N. Accornero, W. Chapple in N. Hogan. Arm trajectory formation in monkeys. *Exp Brain Res*, 46(1), str. 139–43, 1982.
- [20] P. L. Gribble, D. J. Ostry, V. Sanguineti in R. Laboissiere. Are complex control signals required for human arm movement? *J Neurophysiol*, 79(3), str. 1409–24, 1998.

- [21] S. Jarić in M. L. Latash. The equilibrium hypothesis is still doing fine. *Human Movement Science*, 19, str. 933–38, 2000.
- [22] E. Bizzi, N. Accornero, W. Chapple in N. Hogan. Posture control and trajectory formation during arm movement. *J Neurosci*, 4(11), str. 1738–44, november 1984.
- [23] A. G. Feldman, D. J. Ostry, M. F. Levin, P. L. Gribble in A. B. Mitnitski. Recent tests of the equilibrium-point hypothesis (lambda model). *Motor Control*, 2(3), str. 189–205, julij 1998.
- [24] F. Popescu, J. M. Hidler in W. Z. Rymer. Elbow impedance during goal-directed movements. *Experimental Brain Res*, 152(1), str. 17–28, september 2003.
- [25] J. Won in N. Hogan. Stability properties of human reaching movements. *Experimental Brain Research*, 107, str. 125–136, 1995.
- [26] P. Dizio in J. R. Lackner. Motor adaptation to corolis force perturbations of reaching movements: Endpoint but not trajectory adaptation transfers to the nonexposed arm. *J Neurophysiol*, 74(4), str. 1787–92, 1995.
- [27] M. Kawato. Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurobiology*, 9(6), str. 718–27, december 1999.
- [28] F. A. Mussa-Ivaldi. Modular features of motor control and learning. *Current Opin*ion in Neurobiology, 9(6), str. 713–717, december 1999.
- [29] D. M. Wolpert, R. C. Miall in M. Kawato. Internal models in the cerebellum. *Trends in Cognitive Sciences*, 2(9), str. 718–27, september 1998.
- [30] J. R. Flanagan in S. Lolley. The inertial anisotropy of the arm is accurately predicted during movement planning. *J Neuroscience*, 21(4), str. 1361–69, februar 2001.
- [31] A. J. McC Foulkes in R. C. Miall. Adaptation to visual feedback delays in a human manual tracking task. *Exp Brain Res*, 131, str. 101–10, 2000.
- [32] H. A. Ingram, P. van Donkelaar, J. Cole, J. L. Vercher, G. M. Gauthier in R. C. Miall. The role of proprioception and attention in a visuomotor task. *Exp Brain Res*, 132, str. 114–126, 2000.
- [33] M. A. Conditt, F. Gandolfo in F. A. Mussa-Ivaldi. The motor system does not learn the dynamics of the arm by rote memorization of past experience. *J Neurophysiol*, 78, str. 554–60, 1997.

- [34] Z. Ghahramani in D. M. Wolpert. Modular decomposition in visuomotor learning. *Nature*, 386, str. 392–95, 1997.
- [35] N. Bhushnan in R. Shadmehr. Computational nature of human adaptive control during learning of reaching movements in force fields. *Biological Cybernetics*, 81(1), str. 39–60, julij 1999.
- [36] D. M. Wolpert in M. Kawato. Multiple paired forward and inverse models for motor control. *Neural Networks*, 11, str. 1317–29, 1998.
- [37] S. F. Giszter, F. A. Mussa-Ivaldi in E. Bizzi. Convergent force fields organized in the frog's spinal cord. *J Neurosci*, 13(2), str. 467–91, februar 1993.
- [38] S. F. Giszter, E. Loeb, F. A. Mussa-Ivaldi in E. Bizzi. Repeatable spatial maps of a few force and joint torque patterns elicited by microstimulation applied througout the lumbar spinal cord of the spinal frog. *Human Movement Science*, 19, str. 597– 626, 2000.
- [39] F. A. Mussa-Ivaldi in S. F. Giszter. Vector field approximation: A computatuinal paradigm for motor control and learning. *Biological Cybernetics*, 67(6), str. 491– 500, 1992.
- [40] F. A. Mussa-Ivaldi in E. Bizzi. Motor learning through the combination of primitives. *Philospohical Transactions od the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 355(1404), str. 1755–69, december 2000.
- [41] G. L. Gottlieb. What do we plan or control when we perform a voluntary movement. *http://people.bu.edu/glg/mcl/EFC/EFC.html*, 1996.
- [42] G. L. Gottlieb, Q. Song, G. L. Almeida, Di-An Hong in D. Corcos. Directional control of planar human arm movement. *J Neurophysiol*, 78, str. 2985–98, 1997.
- [43] Z. Matjačić in T. Bajd. Arm-free paraplegic standing part II: Experimental results. *IEEE Transactions on rehabilitation Engineering*, 6(2), str. 139–150, 1998.
- [44] F. Gandolfo, F. A. Mussa-Ivaldi in E. Bizzi. Motor learning by field approximation. *Proceedings of Natl. Acad. Sci. USA*, 93(9), str. 3843–46, april 1996.
- [45] S. J. Goodbody in D. M. Wolpert. Temporal and amplitude generalization in motor learning. *Journal of Neurophysiology*, 79(4), str. 1825–38, april 1998.
- [46] R. Shadmehr in Z. M. K. Moussavi. Spatial generalization from learning dynamics of reaching movements. *J Neuroscience*, 20(20), str. 7807–15, oktober 2000.

- [47] A. Karniel in F. A. Mussa-Ivaldi. Does the motor control system use multiple models and context switching to cope with a variable environment? *Experimental Brain Research*, 143, str. 520–24, 2002.
- [48] P. Dizio, R. Held, J. R. Lackner, B. Schinn-Cunningham in N. Durlach. Gravitoinertial force magnitude and direction influence head-centric auditory localization. J *Neurophysiol*, 85, str. 2455–60, 2001.
- [49] T. Fukushi in J. Ashe. Adaptation of arm trajectory during continuous drawing movements in different dynamic environments. *Exp Brain Res*, 148, str. 95–104, 2003.
- [50] R. A. Scheidt in W. Z. Rymer. Control strategies for the transition from multijoint to single-joint arm movements studied using a simple mechanical constraint. J *Neurophysiol*, 83, str. 1–12, 2000.
- [51] K. A. Thoroughman in R. Shadmehr. Electromyographic correlates of learning an internal model of reaching movements. *J Neurosci*, 19(19), str. 8573–88, oktober 1999.
- [52] Keun-Young Kim, Deok-Ho Kim, Younoo Jeong, Kyunghwan Kim in Jong-Oh Park. A biological man-machine interface for teleoperation. *Proceedings of the 32nd ISR (International Symposium on Robotics), Seoul, Korea*, april 2001. http://robot.kist.re.kr.
- [53] V. J. Spotts in M. C. Miller. EMG resposes resulting from transient and steady-state dynamic isometric loading of the human biceps can be distinguished. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, str. 15–23, 2000.
- [54] Chang Gwo-Ching, Kang Wen-Juh, Luh Jer-Junn, Cheng Cheng-Kung, Lai Jin-Shin, J. Chen Jia-Jin in Kuo Te-Son. Real-time implementation of electromyogram pattern recognition as a control command of man-machine interface. *Medical Engineering & Physics*, 18(7), str. 523–28, oktober 1996.
- [55] K. Manal, R. V. Gonzales, D. G. Lloyd in T. S. Buchanan. A real-time emg-driven virtual arm. *Computers in Biology and Medicine*, 32, str. 25–36, 2002.
- [56] V. Hayward in O. R. Astley. Performance measures for haptic interfaces.
 G. Hirzinger G. Giralt, editor, *In Robotics Research: The 7th Int. Symposium*, str. 195–207. Springer Verlag, 1996.

- [57] Sensable Technologies, Inc., MA, USA, www.sensable.com. *Phantom Haptic Device*.
- [58] Force Dimension, Switzerland, www.forcedimension.com. Delta Haptic Device.
- [59] Mpb Technologies, Montreal, Canada, www.mpb-technologies.ca. Freedom-7.
- [60] Immersion Corporation, CA, USA, www.immersion.com. *Impulse Engine, Cyber-Force.*
- [61] N. Hogan, H. I. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna in A. Sharon. MIT-MANUS: A workstation for manual therapy and training I. *Proc. IEEE Workshop on Robot* and Human Communication, Tokyo, Japan, str. 161–65, 1992.
- [62] ©FCS Control Systems BV, Netherlands, www.fcs-cs.com. *HapticMASTER*.
- [63] F. Brooks, M. Ouh-Young, J. Batter in P. Kilpatrick. Project grope haptic displays for scientific visualization. *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, str. 177–85, 1990.
- [64] Systems Laboratory, Department of Mechanical Engineering, Southern Methodist University, Dallas, TX, USA. *Pneumatic Haptic Interface (PHI)*.
- [65] Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa, Italy. *PERCRO Antrophomorfic Haptic Inter*face: 7 DOFs Arm Exoskeleton.
- [66] Sarcos, Inc., www.sarcos.com. Sarcos Dextrous Arm Master.
- [67] Y. Jeong, Y. Lee, K. Kim, Yeh-Sun Hong in Jong-Oh Park. A 7 dof wearable robotic arm using pneumatic actuators. *Proceedings of the 32nd ISR (International Symposium on Robotics), Seoul, Korea*, april 2001. http://robot.kist.re.kr.
- [68] S. Kousidou, N. G. Tsagarakis in D.G. Caldwell. Evaluation of a soft exoskeleton for rehabilitation and physiotherapy of the upper limb. *Proceedings of the 11th International Conference on Advanced Robotics*, str. 1080–5, Coimbra, Portugal, julij 2003.
- [69] C. R. Carignan in D. L. Akin. Achieving impedance objectives in robot teleoperation. Proceedings of the IEEE International Conference on Advanced Robotics, Albuquerque, NM, USA, str. 3487–92, april 1997.
- [70] German Aerospace Center, www.dlr.de. DLR LBR-III Arm.

- [71] M. Ueberle in M. Buss. Design, control in evaluation of a new 6 dof haptic device. Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), EPFL Lausanne, volume 3, str. 2949–54, oktober 2002.
- [72] R. E. Ellis, O. M. Ismaeil in M. G. Lipsett. Design and evaluation of a highperformance haptic interface. *Proceedings of the ASME Winter Annu. Meeting: Advances in Robotics, Mechatronics in Haptic Interfaces, New Orleans, LA*, str. 55–64, 1993.
- [73] T. L. Turner, J. J. Craig in W. A. Gruver. A microprocessor architecture for advanced robot control. *Proceedings of the 14th International Symposium on Industrial Robots, Gothenberg, Sweden*, str. 407–16, 1984.
- [74] D. S. Yoo, M. J. Chung in Z. Bien. Real-time implementation and evaluation of dynamic control algorithms for industrial manipulators. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 38(1), str. 26–31, 1991.
- [75] R. L. Andersson. Computer architectures for robot control: A comparison and a new processor delivering 20 real mflops. *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, str. 1162–67, Scottsdale, AZ, USA, maj 1989.
- [76] H. Seraji, T. Lee in M. Delpech. Experimental study on direct adaptive control of a puma 560 industrial robot. *Journal of Robotic Systems*, 7(1), str. 81–105, 1990.
- [77] Advanced Research & Robotics, www.ar2.com. PUMA Robots.
- [78] C. L. Clover. A control-system architecture for robots used to simulate dynamic force and moment interaction between humans and virtual objects. *IEEE Transactions on Systems, Man in Cybernetics-Part C: Applications and Reviews*, 29(4), str. 481–93, november 1999.
- [79] G. R. Luecke in Y. Ho Chai. Haptic interaction using a PUMA 560 and the ISU force reflecting exoskeleton system. *Proceedings of the 1997 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, str. 106–11, Albuquerque, New Mexico, april 1997.
- [80] Y. Yokokohji, R. L. Hollis in T. Kanade. Vision-based visual/haptic registration for wysiwyf display. *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelli*gent Robots and Systems (IROS), volume 3, str. 1386–93, Osaka, Japan, november 1996.

- [81] K. Nilsson. Industrial Robot Programming. PhD thesis, Department of Automatic Control, Lund Institute of Technolog, Sweden, 1996.
- [82] M. Ponikvar in M. Munih. Setup and procedure for online identification of electrically stimulated muscle with matlab simulink. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(3), str. 295–301, september 2001.
- [83] VenturCom, www.vci.com. RTX Real Time Extension.
- [84] Victor Yodaiken. *The RTLinux Manifesto*. Department of Computer Science, New Mexico Institute of Technology, NM, USA, www.fsmlabs.com.
- [85] Stäubli AG, Zürich, Swiss, www.staubli.com. Stäubli RX90 Robot Arm.
- [86] J. Hoogen, M. Ponikvar, R. Riener in G. Schmidt. A robotic haptic interface for kinesthetic knee joint simulation. *Proceedings of the 11th International Workshop on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region, RAAD, Balatonfüred, Hungary*, str. 159–65, junij/julij 2002.
- [87] R. Riener, M. Ponikvar, R. Burgkart, M. Frey in G. Schmidt. Orthopädischer trainingssimulator mit haptischem feedback. *Automatisierungs und Regelunstechnik*, 50(6), str. 296–303, september 2002.
- [88] Measurement Computing Corporation, Middleboro (MA), USA, www.measurementcomputing.com. PCI-DAS1002 Multifunction Analog & Digital I/O User's Manual, PCIQuad04 Encoder Card User's Manual, PCI-DDA08/12 Multifunction Analog & Digital I/O User's Manual, 2001.
- [89] JR3, Inc, www.jr3.com. JR3 force torque sensor 85M35A.
- [90] N. Hogan. Impedance control: An approach to manipulation, part i, part ii, part iii. *Transactions of ASME, Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 107, str. 1–24, marec 1985.
- [91] C. R. Carigan in K. R. Cleary. Closed-loop force control for haptic simulation of virtual environments. *Haptics-e, http://haptics-e.org*, 1(2), februar 2000.
- [92] Ki Young Woo in Dong-Soo Kwon. Performance evaluation of a haptic interface. Proceedings of the 32nd ISR (International Symposium on Robotics), Seoul, Korea, april 2001. http://robot.kaist.ac.kr.
- [93] M. Ponikvar. Sistem za zaprtozančno električno stimulacijo, magistrska naloga. Master's thesis, Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, 2001.

- [94] J. E. Colgate in J. M. Brown. Factors affecting the Z-width of a haptic display. Proceedings of the IEEE 1994 International Conference on Robotics & Automation, str. 3205–10, maj 1994.
- [95] D. A. Lawrence. Stability and transparency in bilateral teleoperation. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 9(5), str. 624–37, 1993.
- [96] J. E. Colgate in G. Schenkel. Passivity of a class of sampled-data systems: Application to haptic interfaces. *Proceedings of the 1994 American Control Conference, Baltimore, MD*, str. 3236–40, 1994.
- [97] R. J. Anderson in M. W. Spong. Bilateral control of teleoperators with a time delay. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 34(5), str. 494–501, 1989.
- [98] N. Hogan. Controlling impedance at the man-machine interface. Proceedings od the IEEE International Conference on Robotics and Automation, str. 1626–31, Scottsdale, AZ, USA, 1989.
- [99] F. C. Popescu. Physiology and stability criterions for human robot interaction. *Proceedings of the 11th International Conference on Advanced Robotics*, str. 1456– 61, Coimbra, Portugal, julij 2003.
- [100] R. B. Gillespie in M. R. Cutkosky. Stable user-specific haptic rendering of the virtual wall. K. Danai, editor, *Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division, Atlanta, Georgia, USA, DSC-Vol. 58*, str. 397–406, november 1996.
- [101] J. E. Colgate, M. C. Stanley in J. M. Brown. Issues in the haptic display of tool use. Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), str. 3140–45, Pittsburgh, Pennsylvania, USA, avgust 1995.
- [102] B. Hannaford in J. H. Ryu. Time domain passivity control of haptic interfaces. Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics & Automation, Seoul, Korea, str. 1863–69, maj 2001.
- [103] B. Hannaford. A design framework for teleoperators with kinesthetic feedback. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 5(4), str. 426–34, avgust 1989.
- [104] R. J. Adams in B. Hannaford. Stable haptic interaction with virtual environments. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 15(3), str. 465–74, junij 1999.

- [105] J. Hoogen, R. Riener in G. Schmidt. Control aspects of a robotic haptic display for kinesthetic knee joint simulation. *IFAC Journal on Control Engineering Practice*, 10(11), str. 1301–08, 2002.
- [106] W. Harwin in T. Rahman. Analysis of force-reflecting telerobotic systems for rehabilitation applications. *Proceedings of the 1th European Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies, Maidenhead, UK*, 1996. http://www.cyber.rdg.ac.uk/people/W.Harwin.htm?publications.
- [107] S. Lertpolpairoj, T. Maneewarn, S. Charoenseang in D. Laowattana. The effect of static virtual coupling on realistic performance of haptic systems. *Proceedings of the 4th Asian Conference on Robotics and its Applications, Singapore*, junij 2001. http://mail.fibo.kmutt.ac.th.
- [108] R. J. Adams in B. Hannaford. A two-port framework for the design of unconditionally stable haptic interfaces. *Proceedings of the 1998 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Victoria, B. C.*, str. 1254–9, 1998.
- [109] F. B. Llewellyn. Some fundamental properties of linear networks. *IRE Transactions on Circuit Theory*, 40, str. 271–83, 1952.
- [110] Y. Yokokohji, Y. Sugawara, J. Kinoshita in T. Yoshikawa. Mechano-media that transmits kinesthetic knowledge from a human to other humans. *Preprints of the* 10th International Symposium of Robotics Research (ISRR 2001), str. 296–305, november 2001.
- [111] Official J. Eur. Communities. Council Directive of 14 June 1989 in the Approximation of the laws of the Member States Relating Machinery (89/392/EEC) as Amended by (91/386/EEC) and (93/44/EEC), June 29, 1989.
- [112] S. P. Gaskill in S. R. G. Went. Safety issues in modern applications of robots. *Reliability Engineering and System Safety*, 53, str. 310–307, 1006.
- [113] D. Kulić in E. A. Croft. Strategies for safety in human robot interaction. Proceedings of the ICAR, The 11th International Conference on Advanced Robotics, Coimbra, Portugal, str. 644–9, junij/julij 2003.
- [114] M. Zinn, O. Khatib, B. Roth in J. K. Salisbury. Towards a human-centered intrinsically-safe robotic manipulator. *Proocedings of the 2nd IARP/IEEE-RAS Joint Workshop on Technical Challenge for Dependable Robots in Human Environments*, LAS-CNRS, Toulouse, France, oktober 2002.

- [115] A. Bicchi in G. Tonietti. Design, realization and control of soft robot arms for intrinsically safe interaction with humans. *Proceedings of the IARP/RAS Workshop* on Technical Challenges for Dependable Robots in Human Environments, str. 79– 87, oktober 2002.
- [116] K. Koganezawa in Y. Shimizu. Stiffness control of tendon driven multi-dof joint by actuator with non linear elastic system (anles). *Proceedings of the ICAR, The 11th International Conference on Advanced Robotics, Coimbra, Portugal*, str. 1184–9, junij/julij 2003.
- [117] G. K. Klute, J. M. Czerniecki in B. Hannaford. McKibben artificial muscle: Pneumatic actuators with biomechanical intelligence. *Proceedings of the IEEE/ASM AIM'99, Atlanta, GA, USA*, str. 221–6, september 1999.
- [118] J. Kovačič. *Modeliranje in vodenje dvojice antagonističnih pnevmatskih mišic, magistrska naloga.* Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, 2003.
- [119] R. Loureiro, F. Amirabdollahian, B. Driessen in W. Harwin. A novel method for computing natural path for robot assisted movements in synthetic worlds. Č. Marinček et al., editor, *Assistive Technology - Added Value to the Quality of Life*, str. 262–67. IOS Press, 2001.
- [120] Y. Takahashi, T. Terada, K. Inoue, Y. Ito, H. Lee in T. Komeda. Upper-limb rehabilitation exercises using haptic device system. *Proceedings of the 8th Conference on Rehabilitation Robotics, Daejeon, South Korea*, str. 124–7, april 2003.
- [121] R. Merletti, D. Farina in M. Gazzoni. The linear electrode array: a useful tool with many applications. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(1), str. 37–47, februar 2003.
- [122] N. Hogan in R. W. Mann. Myoelectric signal processing: Optimal estimation applied to electromyography - part ii: Experimental demonstration of optimal myoprocessor performance. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 27, str. 396–410, 1980.
- [123] Sirio Automazione s.r.l., Rivoli (TO), Italy, www.sirioautomazione.it. *HY-2 Dual Channel EMG Hybrid Front End, Data Sheet.*
- [124] T. D'Alessio in S. Confronto. Extraction of the envelope from surface EMG signals. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 20(6), str. 55–61, 2001.

- [125] M. Schlesinger, D. Parisi in J. Langer. Learning to reach by constraining the movement search space. *Developmental Science*, 3, str. 67–80, 2000.
- [126] L. Sciavicco in B. Siciliano. Modeling and Control of Robot Manipulators. McGraw-Hill Companies, Inc., 1996.
- [127] J. Podobnik, M. Ponikvar in M. Munih. Obdelava EMG signala z metodo oknjene Fourierjeve transformacije. Zbornik 12. Elektrotehniške in računalniške konference ERK, str. 511-4, september 2003.

Priloga

Na priloženi zgoščenki podajamo izbor filmov z delujočim haptičnim vmesnikom pri različnih načinih uporabe in tehnično poročilo o postopku identifikacije statičnih in dinamičnih parametrov manipulatorja Staübli RX90:

- 1. film: Primer admitančno vodenega haptičnega vmesnika
- 2. film: Primer impedančno vodenega haptičnega vmesnika
- 3. film: Simulacija navidezne gravitacijske sile
- 4. film: Primer kompleksnega navideznega okolja v obliki labirinta
- 5. film: Primer navideznega okolja v obliki predora
- 6. film: Simulacija navidezne sile v predoru
- 7. film: Simulacija predora z mehkimi stenami
- 8. film: Simulacija gibanja v praznem haptičnem prostoru
- 9. tehnično poročilo: Postopek modeliranja in identifikacije manipulatorja.

Izjava

Izjavljam, da sem doktorsko disertacijo samostojno izdelal pod vodstvom mentorja izred. prof. dr. Marka Muniha. Izkazano pomoč drugih sodelavcev sem v celoti navedel v zahvali.

V Ljubljani, 14. 10. 2003

Matija Ponikvar