Univerza v Ljubljani

Fakulteta za Elektrotehniko

Jaka Ziherl

Haptični primitivi v rehabilitacijski robotiki

Doktorska disertacija

Mentor: prof. dr. Marko Munih

Ljubljana, marec 2013

Zahvala

Najlepše se zahvaljujem mentorju prof. dr. Marku Munihu, ki me je z nasveti strokovno in kritično vodil skozi izdelavo doktorskega dela. Zahvala gre izr. prof. Matjažu Mihelju, dr. Domnu Novaku, dr. Andreju Olenšku in dr. Janezu Podobniku, sodelavcem evropskega projekta MIMICS v okviru FP7, s katerimi smo razvijali haptični rehabilitacijski sistem. Najlepša zahvala tudi vsem ostalim sodelavcem v Laboratoriju za robotiko na Fakulteti za elektrotehniko, ki so kakorkoli pripomogli k nastajanju tega dela. Zahvaljujem se tudi vsem pacientom in osebju Univerzitetnega Rehabilitacijskega Instituta Soča, ki so omogočili klinične raziskave.

Hvala vsem domačim, ki so me podpirali vsa leta šolanja in študija.

Kazalo

Po	Povzetek		
Ał	ostra	5	
1	Uvo	9	
	1.1	Rehabilitacijska robotika	
	1.2	Iaptični primitivi	
	1.3	Parametri za ocenjevanje uspešnosti vadbe in gibanja $\ldots \ldots \ldots 14$	
	1.4	Čilji	
	1.5	Ietodologija $\ldots \ldots 17$	
		.5.1 Haptične pomoči	
		.5.2 Haptične površinske lastnosti	
2	Stro	na in programska oprema 21	
	2.1	Iaptični vmesnik HapticMaster	
	2.2	Iaptični vmesnik Phantom	
	2.3	enzorji sile	
		.3.1 Senzor sile na robotu HapticMaster	
		.3.2 Namensko razviti triosni senzor sile	
		.3.3 Senzor sile ATI FT Nano 17	
	2.4	Programska oprema	
		.4.1 Matlab/Simulink	
		.4.2 xPC Target	
		.4.3 Knjižnica Robotica	
		.4.4 Orodji za grafično prikazovanje navideznih okolij	
3	Нар	čne pomoči 33	
	3.1	Pomoč pri seganju	
	3.2	Pomoč pri prijemanju	
	3.3	$Iaptični tunel \ldots 37$	

4	Raz	iskava vpliva haptičnih pomoči	41
	4.1	Eksperiment	41
	4.2	Parametri evalvacije	45
		4.2.1 Parametra uspešnosti	45
		4.2.2 Srednja vrednost sile pri seganju	46
		4.2.3 Napaka odklona	47
		4.2.4 Delo v interakciji človek-robot	48
		4.2.5 Čas prijema in čas spusta	49
		4.2.6 Korelacija med silo prijema in silo obremenitve	49
	4.3	Rezultati meritev	50
		4.3.1 Seganje	51
		4.3.2 Gibanje	51
		4.3.3 Prijemanje	57
	4.4	Diskusija	60
5	Нар	otične površine	63
	5.1	Modeli trenja	64
	5.2	Preliminarno modeliranje trenja	66
	5.3	Modeliranje trenja	77
		5.3.1 Uporaba izmerjenih modelov za izvedbo tornih površinskih	
		lastnosti	87
	5.4	Preliminarni eksperiment ločevanja navideznega trenja	88
		5.4.1 Navidezna naloga	88
		5.4.2 Eksperiment	88
		5.4.3 Rezultati	90
	5.5	Izbira materialov in rezultati modeliranja trenja	92
		5.5.1 Primerjava senzorjev sile	93
		5.5.2 Ponovno modeliranje trenja	97
	5.6	Modeliranje lepenja	100
	5.7	Modeliranje tekstur	101
6	Raz	iskava ločevanja haptičnih površin 1	107
-	6.1	Opis eksperimenta	108
	6.2	Parametri evalvacije	111
	6.3	Rezultati eksperimenta	113
	6.4	Diskusija	119
7	Zak	ljuček 1	21

Originalni prispevki disertacije	125
Literatura	127
Dodatek: Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2010	141

Slike

2.1	Haptični sistem MIMICS MMS.	22
2.2	Haptični sistem z robotom Phantom	22
2.3	Delovni prostor haptičnega vmesnika HapticMaster	23
2.4	Naprava za prijemanje	24
2.5	Uporabni delovni prostor haptičnega v mesnika Phantom	26
2.6	V zadnji segment vgrajeni senzor sile na haptičnem vmesniku Hapti-	
	$\mathrm{cMaster.}\ \ldots\ \ldots\$	27
2.7	Triosni sistem za merjenje sile razvit v Laboratoriju za robotiko	27
2.8	Senzor sile ATI FT Nano 17	28
2.9	Poenostavljena shema modela vođenja robota	31
2.10	Povezanost strojne in programske opreme	32
21	Pomoč pri soganju	25
ວ.1 ຊຸດ	Shometali prikaz pomoči pri prijemenju	26 26
ე.∠ ეე	Hentični tupel	00 90
ა.ა ი		00 00
3.4	Vodenje po hapticnem tunelu.	39
4.1	Naloga lovljenja žog v navideznem okolju.	43
4.2	Oseba med vadbo na rehabilitacijskem sistemu.	44
4.3	Sile pri seganju.	46
4.4	Maksimalno odstopanje trajektorije giba od referenčne trajektorije	
	je mera za odklon opravljenega giba od predpostavljene referenčne	
	trajektorije.	47
4.5	Pri delu v interakciji človek-robot ločimo delo proti cilju (smer proti	
	koncu tunela) in delo stran od cilja (smer proti začetku tunela).	48
4.6	Tipičen primer poteka sile prijemanja za en poskus	50
4.7	Rezultati napake odklona giba.	53
4.8	Primerjava izmerjenih parametrov gibanja	54
4.9	Primerjava izmerjenega dela proti cilju.	55
4.10	Primerjava izmerjenega dela stran od cilja.	56
	· · · · · ·	

4.11	Sila prijema in sila obremenitve v treh fazah med gibanjem. $\ . \ . \ .$	58
4.12	Korelacija med silo prijema in silo obremenitve.	59
5.1	Statični modeli trenja.	64
5.2	Sistem za preliminarno merjenje trenja	67
5.3	Izmerjene vrednosti sile in trije ocenjeni modeli trenja. $\ \ldots\ \ldots\ \ldots$	69
5.4	Vrednosti parametrov pri različnih pogojih za Lugre model	71
5.5	Vrednosti parametrov pri različnih pogojih za Bliman-Sorine model. $% \left({{{\bf{n}}_{{\rm{s}}}}} \right)$.	72
5.6	Vrednosti parametrov pri različnih pogojih za Dahl model. $\ .\ .\ .$	73
5.7	Vrednosti cenilke pri različnih pogojih za tri modele. $\ $	75
5.8	Izmerjene vrednosti sil pri mokrih in oljnatih pogojih	76
5.9	Sistem za merjenje trenja z robotom Phantom in senzorjem sile ter	
	primeri materialov pritrjenih na lesenih ploščicah	78
5.10	Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela za les	80
5.11	Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela za majico. $\ .\ .\ .$.	81
5.12	Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela za hlače . $\ .\ .\ .$.	81
5.13	Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela za papir 80 g/m². $\ . \ .$	82
5.14	Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela za papir 160 g/m². $\ . \ .$	82
5.15	Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela za steklo	83
5.16	Vrednosti parametrov $\sigma,\ F_c,\ k$ in b za šest različnih materialov v	
	odvisnosti od sile obremenitve	84
5.17	Navidezna naloga ločevanja površin.	89
5.18	Naloga ločevanja površin v realnem okolju	89
5.19	Odstotek nepravilnih odgovorov pri ločevanju tornih površinskih la-	
	stnosti v navidezni nalogi.	91
5.20	Odstotek nepravilnih odgovorov pri ločevanju tornih površinskih la-	
	stnosti v realni nalogi	91
5.21	Primerjava vrednosti izmerjenih sil za ATI in LR senzor pri meritvi	
	majice	94
5.22	Primerjava vrednosti izmerjenih sil za ATI in LR senzor pri meritvi	
	hlač	95
5.23	Vrednosti cenilke FP pri meritvah z ATI in LR senzorjem	95
5.24	Izmerjena sila v vertikalni smeri za majico in steklo	96
5.25	Vrednosti parametrov pri meritvah z ATI in LR senzorjem	99
5.26	Poteki izmerjene sile in pozicije pri meritvi sile lepenja	101
5.27	Višinski profil površine brusnega papirja P40	102
5.28	Višinski profil površine betona.	103

5.29	Izmerjena sila v vertikalni smeri za brusni papir P40
5.30	Izmerjena sila v vertikalni smeri za beton
6.1	Navidezna naloga ločevanja različnih površinskih lastnosti materialov
	na robotu Phantom
6.2	Naloga ločevanja na robotu Haptic Master. \hdots
6.3	Naloga ločevanja različnih površin realnih materialov
6.4	Parameter uspešnosti pri ločevanju različnih površin . $\ .\ .\ .\ .\ .$. 113
6.5	Časi poskusov pri ločevanju različnih površin . \hdots
6.6	Število nepravilnih odgovorov pri ločevanju različnih površin 114
6.7	Časi dotikov z materiali pri ločevanju različnih površin
6.8	Pov prečna moč v horizontalni ravnini pri ločevanju različnih površin . 116
6.9	Povprečna moč v vertikalni smeri pri ločevanju različnih površin 116
6.10	Verjetnost krožnega giba pri ločevanju različnih površin . \ldots . 117
6.11	Število ponovitev giba pri ločevanju različnih površin
6.12	Število dotikov s površino v odvisnosti od časa dotika

Tabele

4.1	Skupine udeležencev, ki so sodelovale v raziskavi vpliva haptičnih	
	pomoči	44
4.2	Rezultati seganja v navidezni nalogi	51
4.3	Rezultati gibanja v navidezni nalogi	52
4.4	Rezultati prijemanja v navidezni nalogi.	57
5.1	Vrednosti koeficientov prileganja za parametre razširjenega Dahl mo-	
	dela pri šestih različnih izmerjenih materialih. \hdots	86
5.2	Izbrane lastnosti površin (trenje, lepenje, teksture) za vsak material,	
	ki so opisane z ustreznimi modeli in pripadajočimi parametri modela.	93
5.3	Vrednosti ocenjenih koeficientov parametrov razširjenega Dahl mo-	
	dela trenja.	98
5.4	Vrednosti ocenjenih koeficientov a_i in parametra dF za Karnopp model.	101
5.5	Parametri tekstur za brusni papir P40 in beton	105

Povzetek

V zadnjih desetletjih se v demografski strukturi povečuje povprečno število starejših oseb. Prav tako se pri teh osebah pojavlja vedno več težav pri aktivnostih v vsakodnevnem življenju. Izguba določenih motoričnih funkcij je tipičen pojav pri osebah po možganski kapi. Te osebe potrebujejo primerno rehabilitacijo za izboljšanje motoričnih sposobnosti. Napredek v robotiki je povzročil razvoj haptičnih vmesnikov za namene rehabilitacije. Roboti z možnostjo merjenja signalov v interakciji med osebo in robotom lahko pri vadbi oseb na robotskih rehabilitacijskih sistemih pokažejo različne objektivne mere za ocenjevanje vadbe in gibanja. Naslednja prednost pri uporabi robotov v rehabilitaciji so različne haptične pomoči osebam, ki same niso sposobne izvesti določenih gibov ali delov naloge. Robotski sistemi se tako vedno bolj uporabljajo za vadbo spodnjih in zgornjih udov pri rehabilitaciji oseb po možganski kapi. Študije so že pokazale, da z uporabo rehabilitacijskih robotov, lahko izboljšamo funkcioniranje oseb po poškodbah možganov. Toda vpliv haptičnih primitivov na interakcijo človek-robot še vedno ni povsem raziskan. Med več primitivi, ki so bili razviti za namene haptične interakcije, smo v tem delu izvedli in evalvirali haptične pomoči kot glavne primitive v rehabilitacijski robotiki. Nato smo izvedli in evalvirali haptične površinske lastnosti kot obetajoč primitiv, ki bi lahko obogatil vadbo v navideznih okoljih rehabilitacije.

Prvo poglavje predstavi haptične sisteme, rehabilitacijsko robotiko in navidezna okolja. Več že razvitih sistemov je pregledanih v tem poglavju. Haptični primitivi, kot so na primer haptični objekti in haptične pomoči, so predstavljeni kot primitivi v multimodalnih rehabilitacijskih sistemih z robotsko pomočjo. Pregledane so različne možne strategije pomoči. Včasih je pri določenih strategijah za pomoč pri gibanju osebe potrebna referenčna trajektorija. Nekatere možnosti so prikazane v nadaljevanju prvega poglavja. Haptične površinske lastnosti so uvedene kot naslednji korak pri razvoju navideznih nalog. Pregledani so modeli trenja in tekstur, ki so razviti za različne haptične sisteme. Omenjene so obstoječe mere za ocenjevanje in njihova uporaba v opravljenih študijah. Nato so našteti in razloženi glavni cilji disertacije. V zadnjem delu uvodnega poglavja je opisana metodologija izvedbe in raziskave vpliva haptičnih pomoči ter metodologija modeliranja in raziskave haptičnih površinskih lastnosti.

Drugo poglavje opiše haptične sisteme, ki jih uporabimo v raziskavah, nato pa predstavi uporabljeno strojno in programsko opremo. Naštete so lastnosti in specifikacije HapticMaster in Phantom haptičnih vmesnikov, ter senzorjev sil. Vođenje robotov temelji na Matlab/Simulink modelih z xPC Target okoljem kot operacijskim sistemom v realnem času. Unity in OGRE 3D programska paketa smo uporabili za grafično prikazovanje navideznega okolja.

Tretje poglavje se posveti haptičnim pomočem. V treh podpoglavjih so opisane tri uporabljene pomoči, ki so izvedene na HapticMaster robotu: pomoč pri prijemanju, pomoč pri seganju in pomoč haptičnega tunela, ki služi kot pomoč pri gibih od prijema do spusta.

Naslednje poglavje opisuje evalvacijo vpliva pomoči pri seganju, pomoči pri prijemanju in pomoči haptičnega tunela na uspešnost pri seganju, uspešnost pri odlaganju in parametre pri gibanju: srednjo vrednost sil pri seganju, napako odklona, mehanično delo ter korelacijo med silo prijema in silo obremenitve. Navidezna naloga je kombinacija seganja, prijemanja in odlaganja. 23 oseb v subakutnem obdobju po možganski kapi, 10 oseb v kroničnem obdobju po možganski kapi in 23 zdravih oseb je opravilo navidezno nalogo na HapticMaster robotu. Podani so rezultati parametrov gibanja, ki kažejo na primernost haptičnih pomoči osebam pri opravljanju posameznih gibov ali delov naloge, ki jih osebe prej niso bile sposobne opraviti.

Peto poglavje opiše identifikacijo in modeliranje površinskih lastnosti. Parametri trenja, lepenja in tekstur so bili ocenjeni za dotike kovinske kroglice, ki je vpeta na vrh robota Phantom z desetimi različnimi vzorci. Uporabljeni so naslednji vzorci: les (smreka), majica (poliester), hlače (Lycra), papir 80 g/m², papir 160 g/m², steklo, brusni papir P100, brusni papir P40, pena in beton. Referenčno gibanje in sile obremenitve v normalni smeri na površino so bili realizirani na haptičnem vmesniku Phantom. Modificiran Dahl model z dodanim dušenjem in togostjo je bil ugotovljen kot primeren za opis tornih lastnosti. Za opis lepenja je uporabljen Karnopp model, teksture pa so izvedene kot dodane sinusoidne funkcije na ravne površine. Razvita je bila navidezna naloga ločevanja, kjer so uporabljeni ocenjeni parametri različnih površin. Cilj naloge je ugotoviti, katera izmed dveh kock ima enako površino kot referenčna tretja kocka. Zadnje poglavje opiše raziskavo ločevanja različnih površinskih lastnosti. Dvanajst zdravih oseb je opravilo nalogo ločevanja v navideznem okolju na robotih Phantom in HapticMaster, kot tudi nalogo na realnih materialih. Čase poskusov in pravilne ter nepravilne odgovore smo opazovali s ciljem ugotoviti sposobnost oseb pri ločevanju različnih površinskih lastnosti. Čas na materialu, povprečna moč med osebo in vrhom robota, vrsta giba ter število gibov so opazovani parametri v interakciji človek-robot.

Haptične pomoči so se izkazale kot različno primerne pri rehabilitacijski vadbi. Opazovani parametri gibanja so pokazali, da so haptične pomoči uspešno pomagale osebam pri opravljanju posameznih gibov ali delih naloge, ki jih prej niso bile sposobne opraviti. Raziskava ločevanja površinskih lastnosti je pokazala, da so imele osebe podobno uspešnost ločevanja v navideznem in realnem okolju. Opazovani parametri so pokazali tudi, da lahko oba robota uporabimo pri prikazovanju navideznih površinskih lastnosti. Vendar se je robot Phantom izkazal kot boljša možnost pri prikazovanju tangencialnih sil v navideznem dotiku, medtem ko je robot HapticMaster boljša možnost pri prikazovanju sil v normalni smeri navidezne površine. Haptične površinske lastnosti so ugotovljene kot obetaven primitiv, ki bi lahko obogatil vadbo na robotskih rehabilitacijskih sistemih.

Ključne besede: rehabilitacijska robotika, možganska kap, haptični vmesnik, haptična pomoč, haptične površinske lastnosti, trenje, teksture

Abstract

As the population of developed countries grows older on average, there are also more and more disabilities in activities of daily living. Loss of motor function is a typical occurrence in stroke subjects. These subjects need proper rehabilitation to keep and improve their motor control functions. Advances in robotics have enabled rehabilitation to be augmented with haptic interfaces. With their ability to measure many variables in human-robot interaction, robots can provide objective measures of the subject's progression. The other benefit of rehabilitation robots is the haptic assistance that can be provided to the subject to improve the training outcome. Robotic systems are thus becoming increasingly common in lower and upper extremity stroke rehabilitation. Recent studies have already shown that the use of rehabilitation robots can improve recovery. However, the influence of haptic primitives on human-robot interaction in rehabilitation is still unclear. Among different primitives that occur in haptics, haptic assistances are implemented in this work and evaluated as the main primitive in rehabilitation. Later, haptic surface properties are implemented and evaluated as a possible primitive to enrich virtual tasks in the field of rehabilitation.

The first chapter introduces haptic systems, rehabilitation robotics and virtual environments. Many developed robot-aided rehabilitation systems are presented in this chapter. Haptic primitives, e.g. haptic objects or haptic assistances, are also presented as the primitives in multimodal robot-aided rehabilitation systems. Different possible robotic assistance strategies are reviewed. Sometimes, the strategy needs a reference trajectory to help the subject's movements. Some options are presented in the first chapter. Haptic surface properties are introduced as the next step in the development of virtual tasks. Friction and texture models developed in haptic systems are reviewed. Performance measures and their use in performed rehabilitation studies are also examined. The main goals of the thesis are listed and explained. The methodology of implementation and evaluation of haptic surface properties as well as the methodology of modeling and evaluation of haptic surface properties are described in the last part of the chapter.

The second chapter describes the haptic systems that are used in this thesis, together with hardware and software. The properties and specifications of the HapticMaster and Phantom haptic interfaces as well as the force sensors are listed. The control of the robots is based on Matlab/Simulink models with the xPC Target host-target environment as the real-time operating system. The Unity and OGRE 3D graphic software are used in haptic systems to graphically present the virtual environments.

The third chapter is dedicated to haptic assistances. Three sections describe three modes of robot-assistance developed on the HapticMaster haptic system: reaching assistance, grasping assistance and the haptic tunnel that serves as pick-and-place movement assistance.

The next chapter describes the evaluation of the effect that reaching assistance, haptic tunnel assistance and grasping assistance have on the reaching efficiency, placing efficiency and movement-dependent parameters: mean reaching forces, deviation error, mechanical work and correlation between the grasping force and the load force. The virtual task is a combination of reaching, grasping and placing. 23 subacute stroke subjects, 10 chronic stroke subjects and 23 healthy subjects performed the virtual task with the HapticMaster robot. Further, the results of movement parameters are observed. The parameters show how successfully haptic assistances helped subjects to perform particular movements or specific parts of the task that they have been previously unable to perform.

The fifth chapter describes the modeling of haptic surface properties. Parameters of surface friction, stiction and texture models were estimated for the contact of a steel end-effector mounted on the robot tip and ten interacting materials. The materials were: wood (spruce), jersey (polyester), shorts (Lycra), paper 80 g/m², paper 160 g/m², glass, sandpaper P100, sandpaper P40, foam and concrete. The predefined movements and the normal direction load forces were provided by a Phantom haptic interface. The modified Dahl model with extension of damping and stiffness was found to adequately describe the friction. The Karnopp model was used to describe the stiction while sinusoidal functions were added to the plain surface to describe the textures. A virtual task using estimated parameters in the models of different materials has been developed. The goal of the task is to find out which of two test objects has the same surface as the reference third object. The last chapter describes the experiment of discriminating different surface properties. Twelve healthy subjects performed the task of discrimination in virtual environment using Phantom and HapticMaster interfaces as well as using real materials. Trial times, correct and incorrect answers were observed to find out the subjects' ability to discriminate different materials. Time on material, average power between the subject and robot end-effector, type of movement and number of movements were the observed human-robot interaction parameters.

The three haptic assistances have shown the useability in the rehabilitation training. The observed movement parameters showed that haptic assistances successfully helped subjects to preform particular movements or specific parts of the task that they have been previously unable to perform. The experiment of discriminating different surface properties showed that subjects had similar efficiency in the virtual and real environment. The observed parameters also showed that both robots can be used to present the virtual surfaces, though the Phantom is better for presenting tangential forces in surface contact. The haptic surface properties were found as a promising primitive that would enrich the rehabilitation robotic systems.

Key words: rehabilitation robotics, stroke, haptic interface, haptic assistance, haptic surface properties, friction, textures

1

Uvod

Demografska struktura populacije v razvitih državah kaže naraščajočo število starejših oseb [1]. Izguba določenih motoričnih sposobnosti je pogosto posledica možganske kapi [2] in se odraža v težavah pri vsakodnevnih opravilih [3]. Več raziskav na področju rehabilitacije je pokazalo, da terapija s povečano fizično aktivnostjo izboljša okrevanje po možganski kapi [4, 5]. Te ugotovitve potrjujejo vse večjo potrebo po naprednih rehabilitacijskih pristopih.

Širjenje področij elektrotehnike in mehanike ter potreba po vse večji vlogi elektromehanskih in elektronskih sistemov so v zadnjem času privedli do razvoja robotov in poseganja le-teh v vsakodnevno življenje človeka. V robotiki se je razvila posebna veja haptičnih robotov oziroma haptičnih sistemov. Haptični sistem je senzo-motorični sistem, ki hkrati z merjenjem različnih veličin osebam omogoča posredovanje sil. Razviti so bili namenski sistemi, ki poleg haptičnega sistema lahko vključujejo še stereoskopsko projekcijo [6], zvočno povratno informacijo [7], glasovno razpoznavanje [8], slikovno razpoznavanje [9], merjenje psiho-fizioloških parametrov [10], prikazovanje taktilnih informacij [11] itd. Haptični sistemi tako omogočajo prikazovanje najrazličnejših navideznih okolij. Napredek v robotiki je poleg klasične rehabilitacije, ki jo izvajajo terapevti, omogočil vključitev haptičnih robotov v rehabilitacijske programe. Pri tem robotski rehabilitacijski sistem v večji meri služi kot dodatek k rehabilitaciji, terapevtov pa povsem ne more nadomestiti [12].

1.1 Rehabilitacijska robotika

Več študij je pokazalo, da lahko uporaba rehabilitacijskih robotov skupaj z navideznim okoljem in ustreznimi nalogami izboljša okrevanje oseb po možganskih poškodbah [13, 14, 5]. Pokazano je bilo, da je rehabilitacija s pomočjo robota v večini primerov primerljiva, če ne celo boljša, kot tradicionalni pristop k rehabilitaciji [15, 12]. Prednosti uporabe robotov v rehabilitacijske namene sta:

- roboti lahko objektivno merijo spremembe motoričnih sposobnostih okvarjenega uda [16, 17],
- roboti z aktivnimi prostostnimi stopnjami so lahko sprogramirani na način, da reproducirajo ponovljive gibe in protokole, ter z različnimi pomočmi pomagajo osebam pri nalogah [18].

Če se osredotočimo na zgornje ekstremitete, večina razvitih rehabilitacijskih sistemov vsebuje navidezno okolje, ki je uporabniku prikazano preko grafičnega prikazovalnika. Ti sistemi lahko kot vmesnike za interakcijo med človekom in navideznim okoljem uporabljajo rokavice z ustreznimi senzorji [19], pasivne eksoskeletne vmesnike [20], eksoskeletne haptične robote [21], haptične robote z vpetjem za roko merjenca na vrhu robota [22] ali univerzalne robote za rehabilitacijo [23].

V večini se rehabilitacijski roboti delijo na sisteme z vpetjem na vrhu robota in eksoskeletne sisteme. Sistemi z vpetjem na vrhu robota določajo pozicijo in orientacijo zapestja uporabnika. Prva naprava z vpetjem na vrhu robota, ki je omogočala vadbo z robotsko pomočjo, je bil robot MIT-Manus [24], sistem z dvema prostostnima stopnjama, ki z vođenjem pomaga pri planarnih gibih. Sistem vključuje več iger v navideznih okoljih, ki spremenijo vadbo v zabavno aktivnost. Bolj kompleksna naprava je robotski sistem MIME, kjer so ugotovili večje napredovanje oseb po možganskih poškodbah v primerjavi s klasičnimi metodami rehabilitacije [25]. ADLER sistem [26] uporabljajo za meritve naravnih gibov zapestja pri funkcionalnih nalogah v vsakodnevnem življenju. V zadnjem času so razvijali tudi sistem z vpetjem za roko merjenca na vrhu robota HapticMaster [27]. Sistem so razvili do stopnje, kjer je uporabniku prikazano multimodalno okolje z različnimi načini vođenja in zanimivimi navideznimi nalogami [28].

Druga večja skupina rehabilitacijskih robotov so eksoskeletni roboti, kjer robot obdaja celotno roko merjenca. Tako lahko eksoskeletni robot določa tudi pozicijo in orientacijo komolca ali ramena. Sistem ARM Guide [29] meri in posreduje motilne ter podporne sile pri gibanju oseb po možganskih poškodbah. Pri napravi L-Exos [30] so s petimi prostostnimi stopnjami skušali zajeti delovni prostor celotne roke. Primeri eksoskeleton naprav so tudi RUPERT [31], Pneu-WREX [32], CADEN-7 [33] in ARMin robot [21], ki ga z izboljšavami in vključenimi nalogami aktivnosti vsakodnevnega življenja še vedno razvijajo za klinično uporabo [34]. Do sedaj predstavljeni sistemi so namenjeni vadbi zgornjih ekstremitet. Prav tako so bili razviti sistemi za vadbo spodnjih ekstremitet, ki uporabljajo podobne načine vođenja. Primera teh sistemov sta sistem za vadbo hoje GT I [35] in eksoskeletni robot Lokomat [36]. Razvit je tudi sistem, ki pri rehabilitaciji poveže spodnje in zgornje ekstremitete [37]. Večina novejših sistemov za zgornje in spodnje ekstremitete skuša z multimodalnim okoljem osebo čimbolj vključiti v navidezno okolje ter s tem povečati motivacijo in aktivnost oseb, ki vadijo na sistemu [38, 28].

1.2 Haptični primitivi

V zadnjem času se v rehabilitacijski robotiki razvija navidezne naloge, ki predstavljajo aktivnosti vsakodnevnega življenja [39, 40, 41]. Te naloge predstavljajo vsakodnevne aktivnosti, ki so osebam že znane in so ključne s stališča samostojnosti. S tem so naloge tudi bolj zanimive in lahko skozi vadbo izboljšajo uporabnikovo senzo-motorično in funkcijsko sposobnost ekstremitet. Pri tem se pokaže prednost prikazovanja sil uporabniku s haptičnim robotom, kjer lahko z različnimi haptičnimi primitivi pomagamo uporabniku pri zaznavanju navideznih objektov v navideznem okolju.

Do sedaj se je besedna zveza haptični primitiv že večkrat pojavila. Beseda haptičen se nanaša na sposobnost manipulacije in zaznavanje dotika [42]. Beseda primitiv v računalništvu in tehniki označuje manjše enostavnejše komponente, primitive, iz katerih je sestavljeno kompleksno okolje [43]. Hoeg [44] ter Lundin et al. [45] so haptične primitive poimenovali enostavne osnovne gradnike, ki lahko haptično prikazujejo silo ali omejitve. Osnovne gradnike oziroma primitive se nato lahko uporabi pri izvedbi naprednih haptičnih objektov. Brown in Colgate [43] opišeta haptični primitiv kot mehansko impedanco, razmerje med gibanjem in silo. V [46] pa so haptične, vizualne in zvočne primitive skupaj definirali kot osnovne sklope sprememb v navideznem okolju, ki lahko spremenijo psihofiziološko stanje osebe. V tej disertaciji je haptični primitiv objekt ali algoritem, ki osebi prikazuje razmerje med gibanjem in silo v navideznem okolju.

Z večjim številom razvitih robotskih rehabilitacijskih sistemov je bilo izvedenih več študij, kjer so bolniki vadili z vključenimi različnimi haptičnimi pomočmi, ki so bile prvi razviti primitivi v rehabilitacijski robotiki. V grobem lahko strategije pomoči razdelimo na [47]:

• impedančne strategije,

- strategije za kompenzacijo gravitacije,
- strategije, ki se upirajo gibanju ali motijo gibanje in
- adaptivne strategije, ki se prilagajajo glede na izmerjene parametre uspešnosti.

Med prvimi so na robotskem sistemu MIME [48] prikazovali več vrst robotske pomoči. Uporabljen je bil sistem s šestimi prostostnimi stopnjami, ki omogoča večje območje pozicij in orientacij roke v primerjavi z robotskim sistemom MIT-manus [24], ki omogoča vadbo planarnih gibov v manjšem delovnem področju. S sistemom MIT-manus so z večimi študijami prvič nakazali mogoč pozitivni učinek robotske rehabilitacije z impedančnimi strategijami vođenja [49, 50]. Amirabdollahian et al. [51] so izvedli impedančne algoritme na GENTLE/S sistemu, kjer je kot haptični vmesnik uporabljen HapticMaster robot. Impedančne strategije so uporabili tudi pri eksoskeletnih robotih [52, 21], kjer so prav tako ugotovili pozitivne učinke pomoči.

Strategije s kompenzacijo gravitacije teže roke osebi z ustrezno silo podpirajo roko, gibanje pa s tem ni omejeno. Poznani so pasivni mehanizmi, ki kompenzirajo težo roke s pomočjo nastavljivih vzmeti na posameznih sklepih naprave. Gijbelset et al. [53] so pri osebah z multiplo sklerozo ugotovili, da ima vadba z Armeo pasivnim mehanizmom pozitivne učinke na funkcijo zgornjih ekstremitet. Z uporabo pasivne naprave z elastičnimi elementi so [20] pokazali, da lahko osebe po možganski kapi, ki imajo oslabljeno funkcijo roke, izvajajo gibe seganja in risanja. Težo roke lahko kompenziramo tudi z nasprotno silo, ki jo aktivno posreduje robot, kar so že pokazali na ACT 3-D sistemu [54] in iPAM sistemu [55]. Frisoli et al. [52] so tudi zaznali pozitivne učinke aktivne kompenzacije teže roke.

Primeri robotskih sistemov s strategijami, ki otežujejo gibanje, so bili uporabljeni pri seganju in prijemanju [56, 57] ter pri hoji [58]. V nekaterih primerih so razviti sistemi, kjer zdrava roka pomaga poškodovani roki ali pa se omeji delovanje zdrave roke, kot so to pokazali Johnson et al. [59]. Nasprotno impedančnim strategijam, kjer se zmanjšuje odstopanje od referenčne trajektorije, pa lahko povečujemo napako pri gibanju. Patton et al. [60] so pokazali, da imajo osebe v kroničnem obdobju po možganski kapi, ki so imele pri vadbi motilne sile med gibanjem, bolj ravne gibe po odstranjenem motilnem polju sil.

Adaptivne strategije, na katerih je v zadnjem času največ poudarka, vsebujejo algoritme, ki na podlagi izmerjenih veličin in uspešnosti merjenca adaptivno spreminjajo parametre vodenja med samo vadbo [47]. Tako se po določenem času vadbe pomoč samodejno prilagodi na ustrezen nivo, ki ustreza posamezni osebi. To je največja prednost teh strategij, saj načelno ni potrebno poznati zmožnosti osebe pri izvajanju naloge oziroma giba. Najbolj uporabljana je ta metoda na sistemih Lokomat [61] in MIT-Manus [62]. Seveda pa je potrebno tako kot pri impedančni strategiji tudi pri tej določiti želeno trajektorijo giba.

Pri nekaterih strategijah vodenja potrebujemo želeno ali referenčno trajektorijo, po kateri naj bi se oseba gibala v idealnem primeru. Ker osebe ne izvajajo enakih gibov, ne obstaja neka idealna, enolična rešitev za vse osebe. Zato so matematično opisane trajektorije praktično samo približek idealni trajektoriji, ki naj bi jo opravila oseba. Referenčne trajektorije so bile do sedaj realizirane na več načinov [47]. Flash in Hogan [63] sta predlagala trajektorijo, ki opisuje najmanjšo vsoto kvadratov funkcije sunka. Z najmanjšo vsoto kvadratov tako dobimo najbolj gladko trajektorijo od začetne do končne točke. Podobno so Kawato et al. [64] izvedli algoritem, ki pa poišče trajektorijo na podlagi kriterija minimalnih navorov roke.

Naslednja metoda uporablja izmerjene gibe zdravih oseb kot bazo za nadaljnje načrtovanje trajektorije [65]. Izmerjeni parametri trajektorij so določeni na podlagi meritev zdravih oseb, ki opravijo enake gibe kot jih kasneje osebe po možganski kapi [66]. Namesto merjenja gibov zdravih oseb lahko terapevt pomaga osebam pri gibanju in te gibe nato uporabimo za referenčne trajektorije. Lum et al. [25] so pri vadbi oseb po možganski kapi z rehabilitacijskim robotom najprej merili gibe zdrave roke. Osebe so nato ponovile vadbo z okvarjeno roko, kjer so prej izmerjeni gibi služili kot referenčna trajektorija. Pri adaptivnem načinu generiranja trajektorije med samim gibom, se trajektorija spreminja na podlagi uspešnosti ali različnih izmerjenih parametrov [61, 67]. Tako ne poznamo trajektorije vnaprej, ampak je trajektorija odvisna od poteka giba med samo vadbo.

Nekatere osebe po možganskih poškodbah niso zmožne stiska roke oziroma niso zmožne nadzorovati prijema. Večina raziskav z vključenim prijemanjem objektov se je osredotočala na kinematiko gibanja, ki jo merijo z markerji in kamerami [68] ali merilno rokavico [69]. Podobnik [70] in Kurillo [71] sta pokazala, da je v navideznih nalogah pomembna tudi sila prijemanja. Kurillo [71] je razvil napravo za vrednotenje sile pri različnih funkcionalnih prijemih in jo združil z navideznimi okolji. Podobnik [70] pa je razvil modul za prijemanje in ga pritrdil na vrh haptičnega robota. Tako je združil gibanje in prijemanje v navideznem okolju. Med uporabljenimi primitivi v navideznih okoljih so tudi površine navideznih objektov, ki jih lahko opišemo z različnimi matematičnimi modeli [72]. Klasični algoritmi za zaznavanje trkov upoštevajo samo normalno komponento sile stika, medtem ko se tangencialna komponenta občuti kot gladka površina brez povratne sile. Minsky [73] je vključila teksture na navidezne površine in jih prikazovala z vmesnikom s povratno silo, ki ima dve prostostni stopnji. Ikei in Shiratori [74] sta opravila raziskavo, kjer sta osebam prikazovala teksture preko haptičnega vmesnika Phantom. Povratno informacijo o sili sta združila s taktilno povratno informacijo in ugotovila, da so osebe zaznavale teksture bolj točno, ko sta bili obe povratni informaciji združeni. Tiest in Kappers [75] sta na večjem številu vzorcev preučevala, kako zaznana hrapavost korelira s fizikalno hrapavostjo, in primerjala vizualno in haptično zaznavanje hrapavosti. Lang in Andrews [76] sta razvila metodo, kjer sta s taktilnim senzorjem izmerila sile in pospeške pri kontaktu s površino vzorcev in predstavila, kako iz meritev ocenimo hrapavost in togost vzorcev.

Če se osredotočimo na modele trenja v navideznih okoljih, so se v preteklosti največ uporabljali statični modeli [77, 78], največkrat kot model lepenja in drsenja (ang. stick-slip), ki pravzaprav simulira Coulombovo trenje [79, 80]. Nahvi et al. [81] so v ta model vključili lastnosti prsta, ki so jih prej izmerili in raziskali. V navideznih okoljih so bili že uporabljani tudi modeli na podlagi ščetin [82]. Pri izbiri modela so se za statične modele odločali predvsem zaradi enostavnosti. V zadnjem času je bilo veliko interesa tudi na področju dinamičnih modelov trenja. Hayward [80] je razvil nov model trenja, ki je brez lezenja, enostaven in učinkovit za izračun ter odporen na šum. Več študij je zajelo torne lastnosti površin realnih materialov, ki so opisane z različnimi dinamičnimi matematičnimi modeli [83, 84]. Richard [85] je opisal identifikacijo in prikazovanje trenja v haptičnem okolju. Pri tem je uporabil za matematični zapis znane matematične modele, ki se uporabljajo v mehaniki in vodenju sistemov. Jeon et al. [84] so v haptično okolje uvedli navidezno trenje, ki je bilo modelirano na podlagi izmerjene interakcije z realnimi vzorci. Zaznavanje tornih lastnosti površin je med intenzivnim raziskovanjem, tudi iz psihofizične perspektive [86].

1.3 Parametri za ocenjevanje uspešnosti vadbe in gibanja

Študije so s standardnimi rehabilitacijskimi testi pokazale, da terapija z uporabo robotov lahko izboljša posamezne gibalne funkcije bolnikov v subakutnem kot tudi kroničnem obdobju po možganskih poškodbah [14, 87, 88, 89, 90]. Pri večini raziskav na področju rehabilitacije, ki so vsebovale naloge z aktivno pomočjo robota, so rezultate vadbe oziroma rehabilitacijo ovrednotili s standardnimi kliničnimi testi, kot so Fugl-Meyer test, lestvica funkcijske neodvisnosti (FIM) in drugi [91, 51]. Ti testi so pridobljeni na podlagi opazovanja funkcijskih sposobnosti oseb po možganskih poškodbah. Pri vadbi želimo tudi ovrednotiti sámo gibanje in uspešnost oseb že med vadbo ali po njej. S parametri za ocenjevanje gibanja in uspešnosti lahko objektivno prikažemo rezultate vadbe. V različnih študijah so že uvedli mere za ocenjevanje gibanja, kadar uporabimo rehabilitacijski robot kot orodje za merjenje. Casadio et al. [92] so ocenjevali vadbo s trajanjem giba, linearnostjo gibanja in simetrijo gibanja. Wisneski in Johnson [26] sta opazovali celotno odstopanje od želene trajektorije, čas gibanja, najvišjo hitrost gibanja in gladkost gibanja. Bardorfer [93] je med drugim izračunaval razmerje hitrosti gibanja, čas in silo interakcije z navideznim okoljem. Harwin et al. [13] so uporabili čas za dosego cilja, število vrhov hitrosti gibanja, ter povprečno silo interakcije kot nekaj primerov parametrov za ocenjevanje. V študiji, kjer so uporabili sistem MIME [48], so predlagali silo v smeri gibanja in povprečno delo na poskus.

Če razširimo mere še na ocenjevanje prijemanja, so poleg drugih večkrat uporabljali silo prijema in silo obremenitve v raziskavah gibanja in prijemanja [94, 70]. Kurillo je opazoval poteke sile prijema pri različnih prijemih [95]. Rost et al. [94] pa so predlagali razmerje med silo prijema in silo obremenitve kot mero za oceno koordinacije prijema. Do sedaj ni bilo predlaganih nekih standardiziranih parametrov, pač pa so se pri vsaki študiji posebej odločali, katere parametre za ocenjevanje se opazuje. Tako so do sedaj v omenjenih študijah opazovali mnogo različnih parametrov. Vendar pa večina izračunanih parametrov izvira iz izmerjenih sil, navorov in pozicij. Merjenje teh veličin je že izvedeno na večini haptičnih robotov.

1.4 Cilji

Kot največji prednosti haptičnih sistemov v rehabilitaciji sta se izkazali možnosti objektivnega merjenja fizikalnih veličin in prikazovanja sil navideznega okolja. V okviru teh možnosti pa je potrebno določiti in raziskati čim več haptičnih primitivov, ki jih lahko vključimo v haptično okolje.

Haptične pomoči so zagotovo primarni haptični primitivi na področju rehabilitacije in so namenjene osebam, ki niso zmožne same opraviti naloge. Večina omenjenih študij se osredotoča na raziskave vpliva robotskih nalog in pomoči v kontroliranih pogojih. Osebe so izvedle ponovljive, vnaprej definirane gibe v delovnem področju robota. Raziskava vpliva haptičnih pomoči vključuje kompleksno navidezno nalogo: dinamično okolje, kjer osebe opravijo subjektivne gibe, ki niso povsem predvidljivi. To zahteva določeno zbranost osebe, ki vadi na rehabilitacijskem sistemu. Prav tako mora vložiti precejšno fizično aktivnost za dosego cilja naloge. Prejšnje študije so bile osredotočene na gibe seganja in gibe od točke do točke, medtem ko prijemanje v večini ni bilo vključeno v naloge. Prijemanje navideznih objektov je ravno tako vključeno v raziskavi vpliva haptičnih pomoči.

Rezultate rehabilitacije s pomočjo robota v primerjavi s klasično rehabilitacijo so že večkrat primerjali [14, 87, 88, 89, 90], tako da to ni cilj naše študije. Cilj te raziskave je izvedba različnih haptičnih pomoči v kompleksnem navideznem okolju in evalvacija vplivov teh pomoči na uspešnost osebe na podlagi različnih parametrov evalvacije. Glavni namen pomoči je omogočiti pacientu, da uspešno konča del naloge ali celotno nalogo, če sam tega ni sposoben. Za primerno ovrednotenje pomoči v haptičnem okolju in sámo spremljanje uspešnosti ter sposobnosti pacienta so predlagani ustrezni parametri za ocenjevanje. Izmed množice parametrov, ki jih lahko izračunamo na podlagi izmerjenih podatkov med vadbo, so izbrani tisti, ki kažejo na razlike in uporabnost haptičnih pomoči v navideznih nalogah. Predvsem nas zanima, če je pacient uspešno opravil nalogo in če lahko vključena pomoč nadomesti del naloge ali opravi gib, ki ga pacient sam ni zmožen opraviti.

Površinske lastnosti predstavljajo zanimivo možnost med še ne izkoriščenimi primitivi, ki bi lahko izboljšali haptično izkušnjo pri rehabilitaciji. V rehabilitacijski robotiki in v haptičnih navideznih okoljih je primitiv površinskih lastnosti, predvsem pa vpliv tega primitiva, v večji meri še neznan. Haptični objekti so v večini modelirani kot navidezna površina s togostjo in dušenjem v normalni, pravokotni smeri dotika s površino. S tem je navidezna površina zaznana kot povsem gladka površina, saj povratna sila deluje le v normalni smeri dotika. Ne obstajajo pa realne površine, ki bi bile povsem gladke, saj lahko opazimo različne pojave pri teksturah realnih objektov in pri trenju v dotiku s površino. V navidezno okolje je smiselno vključiti še tangencialno komponento dotika z navideznimi površinami oziroma objekti.

Navidezne površine dodajo osebam obogateno interakcijo v navideznem okolju: lahko razpoznavajo objekte, ločujejo objekte ali lažje manipulirajo z objekti, ki imajo različne površinske lastnosti. Namen vključitve površinskih lastnosti v naloge rehabilitacije je prikazati osebi dotike različnih površin in pogojev pri dotiku z navidezno okolico. Do sedaj še ni bilo študij, ki bi v navideznih haptičnih okoljih za rehabilitacijo vsebovale in evalvirale trenje. V haptično navidezno okolje so dodane navidezne površinske lastnosti, ki so raziskane v eksperimentu z zdravimi osebami na manjšem in večjem haptičnem vmesniku. Če se ta primitiv na podlagi parametrov za ocenjevanje izkaže kot primeren za zdrave osebe, bi to kazalo na primernost kasnejše preučitve na bolnikih po možganskih okvarah.

Cilj doktorske disertacije je izvedba in ovrednotenje haptičnih primitivov za navidezna rehabilitacijska okolja. Ugotoviti želimo, katere primitive je smiselno uporabiti v navideznih nalogah. Celotno delo obsega naslednje cilje:

- Prvi podsklop predstavlja izvedba haptičnih pomoči v že obstoječi haptični sistem za rehabilitacijo zgornjih ekstremitet. Haptične pomoči so razvite kot primitivi oziroma samostojni objekti, ki jih je mogoče vključiti v že razvite in bodoče navidezne naloge.
- Evalvacija vpliva haptičnih pomoči na podlagi izbranih parametrov za ocenjevanje gibanja in uspešnosti. Ugotovili bomo, katere pomoči so primerne za navidezne naloge.
- Identifikacija in izvedba haptičnih površin v navidezno nalogo. Površine so opisane kot matematični model trenja ali kot teksture na površini navideznih objektov.
- Evalvacija ločevanja haptičnih površin v navidezni nalogi na podlagi izbranih parametrov za ocenjevanje gibanja in uspešnosti.

1.5 Metodologija

V prvih dveh podpoglavjih uvoda je bilo predstavljenih več raziskav na področju haptičnih vmesnikov in rehabilitacijske robotike, kjer so razvili nove namenske sisteme ali pa priredili že obstoječe industrijske robote. Izgradnja celotnega haptičnega sistema za rehabilitacijo ni cilj disertacije, potrebovali pa smo sistem, na katerem so izvedene pomoči in izvedene meritve. V našem primeru smo uporabili sistem, ki je bil razvit v Laboratoriju za robotiko. Vključuje haptični robot HapticMaster, ki ima delovno področje, primerno za vadbo zgornjih ekstremitet. Ta robot je Podobnik [96] že uporabil za namene rehabilitacije, pri tem pa je dodal na vrh robota pasivno napravo za prijemanje. S tem lahko zaznamo prijem osebe, ki ima možnost prijemanja objektov v navideznem okolju. V že zgrajeno haptično okolje, ki je pripravljeno za namene rehabilitacije, smo vključili haptične pomoči.

1.5.1 Haptične pomoči

Naloga, ki je uporabljena pri ovrednotenju haptičnih pomoči, vsebuje lovljenje objekta oziroma prijemanje objekta, prenos objekta do končne točke in spuščanje objekta. Za navidezno nalogo v rehabilitaciji so razvite tri vrste haptične pomoči: pomoč pri seganju, pomoč pri prijemanju in haptični tunel. Pomoč pri prijemanju je realizirana tako, da se objekt, ki ga je potrebno prijeti, samodejno prilepi na vrh robota v navideznem okolju. Ko oseba doseže mesto odlaganja objekta, se objekt samodejno odlepi od vrha robota. Naslednja stopnja pri nalogah v navideznem okolju so gibi v horizontalni ravnini. Če imajo osebe težave s sledenjem ali samim gibanjem, jih pomoč pri seganju vodi do končne točke.

Pomoč haptičnega tunela pomaga osebi pri tridimenzionalnem gibanju v navideznem okolju. Pri tem moramo upoštevati, da so lahko gibi različni, torej ne samo od točke do točke. Če je pri pomoči pri seganju predpostavljeno gibanje iz točke v točko po najkrajši trajektoriji, je pri haptičnem tunelu potrebno določiti referenčno trajektorijo. Referenčno ali želeno trajektorijo dobimo na podlagi baze izmerjenih gibov zdravih oseb [66]. Sledenje trenutni točki na želeni trajektoriji je realizirano z impedančno regulacijo. Haptični tunel vsebuje možnost vodenja po tunelu od začetne do končne točke. Pri osebah, ki imajo minimalno funkcijo roke, ta možnost omogoči izvedbo dela naloge, ki ga sicer oseba sama ne zmore.

V izbranem haptičnem sistemu merimo sile na vrhu robota in pozicije vrha robota. Sile in pozicije opišejo haptično interakcijo človek-haptični vmesnik, vendar ne v obliki mere, ki je primerna za prikaz kot rezultat vadbe ali spreminjanje navideznega okolja med vadbo. Z izračunanimi merami ali parametri za ocenjevanje dobimo objektivne podatke o samem gibanju osebe ter posledično motoričnih sposobnostih. Osredotočili smo se na mere uspešnosti in parametre, ki se pojavijo v interakciji človek-robot. Uspešnost pri seganju in uspešnost odlaganja sta meri uspešnosti pri izvajanju naloge. Opazovani parametri v interakciji človek-robot so: trendi sile v določenih časovnih intervalih, odstopanje trajektorije giba od želene trajektorije, časi gibov, opravljeno mehansko delo v interakciji med osebo in haptičnim robotom, sile prijemanja ter korelacija med silo prijema in silo obremenitve.

1.5.2 Haptične površinske lastnosti

V raziskavi ločevanja površinskih lastnosti so osebi prikazane modelirane površinske lastnosti izmerjenih realnih materialov. Modeliranje površinskih lastnosti v širšem obsegu še ni bilo izvedeno in je v celoti izvedeno ter predstavljeno v tej disertaciji. Meritve trenja so opravljene na industrijskem robotu Staubli RX90, kasneje pa na haptičnem robotu Phantom. Na vrhu robota je nameščen senzor sile, ki omogoča merjenje sil in navorov med vrhom robota in površino, po kateri drsi vrh robota. V Matlab/Simulink okolju so zgrajene ustrezne sheme vodenja, ki omogočajo pozicijsko vodenje robota in vodenje robota po sili. S pozicijskim vodenjem, kjer robot s konstantno silo pritiska na podlago, je mogoče identificirati trenje vzporedno s podlago. Naslednji korak predstavlja zapis trenja z ustreznimi matematičnimi modeli. Podani so trije modeli trenja, ki so uporabljeni v preliminarnem modeliranju. S pomočjo optimizacije so iz izmerjenih sil vzporedno s podlago identificirani parametri modelov trenja za različne podlage pri različnih pogojih. Med različnimi modeli trenja je izbran tisti model, ki opiše pojave, ki se pokažejo pri merjenju tornih lastnosti, opiše karakteristike trenja z najmanjšo napako ter kaže primernost za haptično izvedbo.

Matematični modeli trenja z ocenjenimi parametri so izvedeni na haptičnih robotih Phantom in HapticMaster. Izbrana je bila naloga ločevanja površin v navideznem okolju, kjer je trenje vključeno kot primitiv v tem okolju. V preliminarnem eksperimentu ločevanja tornih lastnosti površin so primerjani rezultati naloge v navideznem in realnem okolju na robotu Phantom. Rezultati so pokazali, da je možno ločiti različne pogoje stikov površin, ki so haptično prikazani na podlagi matematičnih modelov trenja, vendar ne v takšni meri kot realne površine. Tako sta v haptično okolje dodana matematična modela lepenja in tekstur. Z ustrezno prilagojenim modelom vođenja robota po sili in zajemanjem sil smo izmerili karakteristike lepenja. Z vođenjem robota Phantom po sili in poziciji ter zajemanjem pozicij smo izmerili površinske profile materialov. Oba modela sta vključena v navidezno nalogo ločevanja površin.

Nazadnje je opravljena raziskava ločevanja površin v navideznem in realnem okolju. Za prikaz navideznih površinskih lastnosti sta uporabljena robota HapticMaster in Phantom. Osebe pa so opravile nalogo ločevanja tudi na realnih materialih. Modeli površin so evalvirani z naslednjimi parametri, ki se pojavijo v interakciji človekrobot: uspešnost ločevanja, nepravilni odgovori, čas poskusa, čas dotika s površino materiala, povprečna moč v interakciji človek-robot, vrsta giba in število gibov.

Strojna in programska oprema

Strojno in programsko opremo se poveže v celoten, zaokrožen sistem, ki uporabniku v realnem okolju lahko predstavlja tudi navidezno okolje. V tem poglavju sta najprej predstavljena celotna haptična sistema, ki sta uporabljana v sklopu tega dela. Nadalje so opisane glavne značilnosti in tehnične specifikacije posameznih elementov obeh sistemov.

V uvodnem poglavju je bilo predstavljenih več raziskav na področju haptičnih vmesnikov in rehabilitacijske robotike. Razvili so nove namenske sisteme ali pa priredili že obstoječe industrijske robote. V našem primeru je uporabljen sistem, razvit v Laboratoriju za robotiko v sklopu projekta MIMICS in vključuje haptični robot z ustreznimi modeli vodenja ter grafično okolje. Sistem, ki ga prikazuje slika 2.1, omogoča vadbo in urjenje zgornjih ekstremitet. Uporabljen je robot HapticMaster (Moog FCS), ki skupaj z namensko razvito napravo za prijemanje uporabniku omogoča zaznavanje in prijemanje navideznih predmetov. Pred uporabnikom je nameščeno platno, na katerem je projecirano navidezno okolje. Prostorski zvok se prikazuje preko zvočniškega sistema, ki je razporejen okoli uporabnika. Nad robotom je pritrjen sistem za kompenzacijo gravitacije teže roke.

Glavni element drugega haptičnega sistema (slika 2.2) je haptični vmesnik Phantom Premium 1.5 (Sensable, Inc.). Vmesnik omogoča vadbo in urjenje zgornjih ekstremitet v manjšem delovnem prostoru kot robot HapticMaster. V Laboratoriju za robotiko je bil razvit triosni senzor sile, ki se ga lahko pritrdi na vrh vmesnika in omogoča merjenje sile med vrhom robota in uporabnikom. Kasneje je bila dodana možnost namestitve komercialnega senzorja ATI FT Nano 17 (ATI Industrial Automation, Inc.) na robot Phantom. Navidezno okolje je prikazano na LCD zaslonu.

2. STROJNA IN PROGRAMSKA OPREMA



Slika 2.1: Haptični sistem MIMICS MMS sestavljajo: robot HapticMaster z napravo za prijemanje (1), računalnik za izrisovanje grafičnega okolja (2), projekcijsko platno (3), naprava za kompenzacijo teže roke (4) in sistem zvočnikov (5).



Slika 2.2: Haptični sistem z robotom Phantom (1), senzorjem sile ATI FT Nano 17 (2) in LCD zaslonom za izrisovanje grafičnega okolja (3).

2.1 Haptični vmesnik HapticMaster

HapticMaster je admitančno voden haptični vmesnik s tremi prostostnimi stopnjami. Uporablja se pri raziskavah v haptiki, za prikazovanje navidezne resničnosti, simulacije in pri dinamičnih merjenjih sile interakcije. Delovni prostor robota, prikazan
2.1. HAPTIČNI VMESNIK HAPTICMASTER

na sliki 2.3, je v omejenem obsegu primeren za vadbo in urjenje zgornjih ekstremitet [22]. Glavne lastnosti vmesnika so:

- pozicijska resolucija 0,004 mm,
- simulirana vztrajnost 2 kg do ∞ kg,
- nominalna sila 100 N,
- maksimalna sila 250 N,
- maksimalna simulirana togost 5 x 10^4 N/m,
- maksimalna hitrost 1 m/s,
- togost 50 N/mm,
- frekvenca izvajanja programske zanke 2500 Hz.



Slika 2.3: Delovni prostor haptičnega vmesnika HapticMaster.

Haptični vmesnik HapticMaster ima na vrhu že pritrjen senzor sile, ki omogoča admitančno vodenje robota z merjenjem sile v interakciji uporabnik-robot. Na senzor sile je možno pritrditi različne nastavke oziroma naprave; od togih točkastih prijemal do namensko razvitih naprav za prijemanje. V Laboratoriju za robotiko je bila razvita in preizkušena naprava za prijemanje navideznih objektov [97]. Naprava ima dve prostostni stopnji: eno prostostno stopnjo za kazalec in eno prostostno stopnjo za ostale prste. Vsaka prostostna stopnja ima svojo merilno celico, kot je prikazano na sliki 2.4.

Z napravo za prijemanje lahko merimo silo prijema oziroma stiska, ki jo izvaja uporabnik. Vračanje prostostnih stopenj v izhodiščno lego je izvedeno pasivno z elastičnimi gumicami. Roka uporabnika se v zapestju pritrdi na napravo. Celotna naprava za prijemanje je preko dveh pasivnih rotacijskih prostostnih stopenj pritrjena na senzor sile. Prva rotacijska prostostna stopnja omogoča fleksijo in ekstenzijo zapestja, druga pa abdukcijo in addukcijo. Naprava se lahko prilagodi za uporabo leve in desne roke. Sistem za kompenzacijo teže roke je pritrjen nad uporabnikom. Dve manšeti se pritrdita uporabniku pod in nad komolcem. Z žično vrvjo sta manšeti povezani na škripca, ki ju vrtita motorja. Tako lahko z nastavljanjem tokov motorja nastavimo sili, ki podpirata roko pod in nad komolcem. Tok motorja oziroma sila podpiranja nista vodena v povratni zanki, pač pa ju nastavi terapevt.



Slika 2.4: Naprava za prijemanje z dvema prostostnima stopnjama. Na vsaki prostostni stopnji je merilna celica za merjenje sile prijema.

Vmesnik HapticMaster z napravo za prijemanje odlikujejo velika sila, ki jo vmesnik lahko prikaže, velik delovni prostor, možnost prijemanja navideznih objektov, možnost merjenja sile prijema in sile v interakciji človek-robot. Tako je povsem primeren za uporabo v rehabilitacijske namene pri urjenju in vadbi zgornjih ekstremitet [22]. Glavna slabost sistema se zaradi velike mase in vztrajnosti robota kaže predvsem pri prikazovanju manjših navideznih sil, ki jih uporabnik težje zaznava.

2.2 Haptični vmesnik Phantom

Haptični vmesnik Phantom Premium 1.5 je impedančno voden robot, ki preko povratnih sil omogoča interakcijo z navideznimi okolji. Delovni prostor robota je manjši od delovnega prostora vmesnika HapticMaster. Tako je gibanje omejeno na spodnji del roke, torej od komolčnega sklepa naprej. Uporabni delovni prostor je prikazan na sliki 2.5. Robot ima tri aktivne prostostne stopnje in tri pasivne prostostne stopnje na vrhu robota, ki omogočajo spreminjanje orientacije naprstnika s katerim manipulira uporabnik. Robot je namenjen področjem navideznega modeliranja objektov, teleoperacije, uporabe v medicini in tudi za namene zabavnih navideznih iger. Glavne tehnične značilnosti robota so:

- $\bullet\,$ delovni prostor 381 mm x 267 mm x 191 mm,
- pozicijska resolucija 0,03 mm,
- nominalna trajna sila 1,4 N,
- maksimalna sila 8,5 N,
- togost 3,5 N/mm,
- vztrajnost navidezne mase na vrhu 136 g,
- frekvenca izvajanja programske zanke do 10 kHz.

Kot vidimo iz tehničnih značilnosti, je Phantom namenjen manjšim gibom roke, vendar pa zaradi majhne mase, vztrajnosti, trenja ter tudi višjih frekvenc programske zanke lahko prikaže manjše detajle navideznega okolja. Ti detajli so npr. površine navideznih objektov, kot so teksture ali kot navidezno trenje v tangencialni smeri na površino. V tem je največja prednost v primerjavi z vmesnikom HapticMaster, čeprav je tudi HapticMaster do neke meje sposoben prikazovati površine, predvsem teksture. Glavna slabost vmesnika je relativno majhna togost robota, ki se pokaže pri merjenju in prikazovanju togih objektov.



Slika 2.5: Uporabni delovni prostor haptičnega vmesnika Phantom.

2.3 Senzorji sile

Glavni element, ki omogoči haptično interakcijo pri admitančno vodenih robotih, je senzor sile, ki je pritrjen na vrh robota. V programskem teku se na podlagi izmerjenih sil izračuna želena hitrost robota. Pri impedančno vodenih robotih, kjer na podlagi izmerjenih pozicij robota izračunamo navidezno silo, senzorja sile ne potrebujemo. Vendar pa potrebujemo senzor sile pri meritvah z robotom Phantom in pri aplikacijah, kjer želimo meriti silo interakcije med vrhom robota in okolico. Okolica je lahko uporabnik sam ali pa različni realni objekti. V tem delu so uporabljeni trije senzorji sile, ki so predstavljeni v tem podpoglavju.

2.3.1 Senzor sile na robotu HapticMaster

Senzor, ki je že nameščen na robotu Haptic
Master, prikazuje slika 2.6. Vgrajen je v ohišje zadnjega segmenta robota. Senzor je triosni in ima območ
je merjenja \pm 100 N. Ločljivost senzorja je 0,01 N. Ojačanje in pretvorba signalov je že izvedeno na krmilniku robota.

2.3.2 Namensko razviti triosni senzor sile

V Laboratoriju za robotiko je bil razvit manjši triosni senzor sile (slika 2.7). Zadnji segment robota je modificiran za pritrditev senzorja na vrh robota. Na senzorju je nameščen ojačevalnik, ki pretvori signale na ustrezna območja za analogno-digitalno





pretvorbo v osebnem računalniku. Na spodnjo stran senzorja se lahko pritrdijo različna orodja za kontakt s površinami. Ločljivost senzorja sile je 0,03 N, merilno območje pa je od -10 N do 10 N. Senzor z ojačevalnikom doda 70 g dodatne mase na vrh robota.



Slika 2.7: Tri-osni sistem za merjenje sile razvit v Laboratoriju za robotiko. Sestavljajo ga modificiran zadnji segment (1) haptičnega vmesnika Phantom, ojačevalnik (2), senzor sile (3) in vpenjalo za kroglice (4).

2.3.3 Senzor sile ATI FT Nano 17

Sistem za merjenje sil ATI FT Nano 17 proizvajalca ATI Industrial Automation je komercialno dostopna rešitev za sisteme, kjer merimo manjše sile. Senzor z maso 10 g se pritrdi na zadnji segment robota, izmerjene vrednosti pa se ojačajo v priloženi napravi, ki ni nameščena na robotu. Prav tako je priložena analogno-digitalna kartica NI6221 (National Instruments) za osebni računalnik. Merilno območje je \pm 25 N v horizontalnih smereh in \pm 35 N v vertikalni smeri. Ločljivost senzorja je 0,006 N. Senzor omogoča tudi merjenje navorov za vsako os v območju \pm 250 Nmm.



Slika 2.8: Senzor sile ATI FT Nano 17.

2.4 Programska oprema

Do sedaj je bila prikazana strojna oprema, v tem podpoglavju pa je predstavljena programska oprema, ki jo potrebujemo za izvedbo vođenja robota ter za izgradnjo in predstavljanje navideznih okolij. To so različni programski paketi in namenske knjižnice ter knjižnice za izvajanje programskih tekov v realnem času.

2.4.1 Matlab/Simulink

MATLAB (The MathWorks, Inc.) je programski paket za razvijanje algoritmov, analizo podatkov, vizualizacijo in numerično izračunavanje. Uporablja se na različnih področjih, od procesiranja signalov in slik, načrtovanja vodenja do testiranja in merjenja. S programskim paketom lahko hitro in enostavno rešujemo različne tehnične probleme.

Simulink (The MathWorks, Inc.) je programski paket za modeliranje, simulacijo in analizo dinamičnih sistemov, ki podpira tako linearne kot nelinearne časovnozvezne in diskretne sisteme. Za gradnjo modelov ponuja grafični uporabniški vmesnik, kjer bloke povezujemo v kompleksnejše diagrame. Okolje vključuje bogato knjižnico blokovnih elementov, možno pa je tudi dodajati nove uporabniške bloke in knjižnice. S pomočjo prikazovalnikov lahko med potekom simulacije spremljamo poteke signalov, izhode pa lahko preusmerimo v delovni prostor MATLAB-a. Simulink in MATLAB sta tesno povezana, zato lahko modele vsak trenutek simuliramo, analiziramo in popravljamo v kateremkoli izmed obeh orodij.

2.4.2 xPC Target

xPC Target (The MathWorks, Inc.) predstavlja okolje, ki omogoča povezovanje Simulink modelov na fizične sisteme in predvsem izvajanje v realnem času na PC računalniški opremi. xPC Target omogoča preprosto in efektivno vključevanje strojne opreme v simulacijo sistemov vodenja in dodajanje vhodnih ter izhodnih blokov v uporabniški model. Simulink modele prenesemo iz uporabniškega računalnika (ang. host PC) na realnočasovni sistem (ang. target PC). Naloženi model poženemo in uporabljamo preko uporabniškega računalnika. Glavne značilnosti okolja xPC Target so:

- izvajanje Simulink modelov v realnem času na osebnem računalniku,
- podpira katerikoli namizni PC, CompactPCI ali industrijski PC za sistem v realnem času,
- dosega vzorčne frekvence do 50 kHz, odvisno od strojne zmogljivosti in kompleksnosti modela,
- omogoča zajemanje signalov in nastavljanje parametrov iz uporabniškega sistema ali na samem sistemu,
- podpira več kot 250 standardnih vhodno-izhodnih enot,
- prikazuje podatke in signale na realnočasovnem sistemu, uporabniškemu PC-ju ali na obeh.

Programski paketi MATLAB, Simulink ter xPC Target nam skupaj omogočijo gradnjo in simulacijo modelov za vođenje haptičnih vmesnikov. Modele lahko izvajamo na krmilniških računalnikih haptičnih vmesnikov v realnem času. Večina potrebnih blokov za algoritme vođenja je že vsebovanih v standardnih knjižnicah. Ne vsebujejo pa vhodno-izhodnih gonilnikov za haptične robote, algoritmov vođenja robotov in blokov za izgradnjo navideznega okolja. V Laboratoriju za robotiko je bila razvita knjižnica Robotica, ki vsebuje te manjkajoče elemente.

2.4.3 Knjižnica Robotica

Knjižnica je bila razvita v Laboratoriju za robotiko v sklopu večih diplomskih del, raziskovalnih nalog in seminarskih nalog ter se še vedno dopolnjuje z novo razvitimi bloki. Namen je bil dodati vse potrebne gradnike v Simulink okolje, s katerimi bi lahko izvedli vodenje robotov, simulirali vodenje robotov in na koncu izvajali vodenje večine robotov, ki so na voljo v laboratoriju. Vodenje poteka v realnem času z visokimi frekvencami vodenja do 10 kHz. Knjižnico lahko razdelimo na:

- vhodno-izhodne bloke za povezavo z roboti,
 - HapticMaster, Phantom, Omega.7, Staubli RX90, Motoman MH5, XR-777
- bloke za vodenje robotov,
 - direktna kinematika, inverzna kinematika, Jacobijeva matrika, impedančno vodenje, admitančno vodenje, PD vodenje
- haptične objekte,
 - krogla, kvader, valj, stena, haptični tunel
- zaznavanje trkov med objekti.

Vhodno-izhodni bloki so gonilniki za robote, kjer na eni strani sprejemamo signale iz senzorjev na robotu, na drugi pa pošiljamo referenčne vrednosti hitrosti ali navorov na krmilnik robota. V podsklopu za vodenje robotov so bloki za impedančno, admitančno in PD vodenje. Pri tem lahko potrebujemo direktni izračun kinematike robota, inverzni izračun kinematike ali Jacobijevo matriko, kar je prav tako vključeno v tem podsklopu. Če želimo s haptičnim vmesnikom prikazovati navidezno okolje in navidezne objekte, potrebujemo matematične modele za zapis objektov v navideznem okolju. Osnovni objekti so krogla, valj, kvader in stena, iz njih pa lahko zgradimo kompleksnejše haptično okolje.

Zadnji podsklop vsebuje algoritme za izračun ustreznih povratnih sil, ki jih preko haptičnega vmesnika prikazujemo uporabniku. Te navidezne sile se izračunavajo na podlagi trenutnih pozicij objektov in trenutnih pozicij robota. Sile lahko delujejo med objekti ali pa se posredujejo uporabniku. Ta dobi občutek dotika z navideznimi objekti. Zaznavanje trkov je izvedeno za vse kombinacije objektov, bloki pa vsebujejo algoritme iz odprtokodne ODE knjižnice [98].

2.4. PROGRAMSKA OPREMA

Slika 2.9 prikazuje poenostavljeno shemo modela vodenja v Simulink okolju. Iz robota beremo trenutne kotne pozicije posameznih sklepov q in sile interakcije F_m . V modelu navideznega okolja se izračunajo in seštejejo vse navidezne sile $\sum F$, ki se preko admitančnega modela pretvorijo v želene hitrosti robota v. Te želene hitrosti posredujemo na krmilnik robota. Pri impedančnem modelu vodenja (oranžna barva na sliki 2.9) pa posredujemo na krmilnik robota želeno silo F oziroma tok motorja. Pri impedančnem vodenju je želena sila kar enaka seštetim navideznim silam. Takrat tudi ne potrebujemo izmerjene sile v interakciji F_m .



Slika 2.9: Poenostavljena shema modela vodenja robota za primer admitančnega vodenja. Z oranžno barvo so označene spremembe v primeru impedančnega vodenja.

2.4.4 Orodji za grafično prikazovanje navideznih okolij

V večini primerov je haptično prikazovanje združeno z grafičnim prikazovanjem. Čeprav imamo v haptičnem okolju že zapisane fizikalne enačbe in algoritme za navidezne objekte, moramo tudi za grafično prikazovanje ustvariti objekte z enakimi parametri kot v haptičnem okolju. Med programskimi teki je potrebno spreminjati lege objektov glede na lege objektov v haptičnem okolju in izrisovati grafično okolje na zaslon. Za vizualizacijo sta v tem delu uporabljena OGRE 3D in Unity 3D programska paketa.

OGRE 3D (Object-Oriented Graphics Rendering Engine) je objektno-orientirano grafično prikazovalno orodje. Uporablja C++ jezik in je namenjeno za preprosto izdelavo strojno-pospešenih 3D aplikacij. Orodje je namenjeno samo grafičnemu prikazovanju. Vendar zaradi odprtokodne zasnove in objektne orientiranosti omogoča enostavno vgradnjo drugih knjižnic, kar omogoča veliko razširljivost. OGRE paket je namenjen le prikazovanju, zato moramo modele objektov uvoziti iz drugih programov za 3D modeliranje kot npr. 3D Studio Max (Autodesk, Inc.), ki je bil uporabljen v našem primeru.

Unity 3D (Unity Technologies) je orodje za razvoj iger in drugih interaktivnih vsebin, kot so na primer grafične vizualizacije. Zaradi že vključenega grafičnega

urejevalnika ponuja hitro in enostavno izgradnjo vizualizacij navideznih okolij. Prav tako ni potrebno uvažati objektov iz drugih programov, saj že vsebuje osnovne objekte in več naprednih objektov. Ponuja tudi prikazovanje razvitega okolja na različnih operacijskih sistemih.

Haptično okolje in grafično okolje sta povsem ločena sistema, ki se tudi izvajata na ločeni strojni opremi. Zato je potrebno povezati oba sistema med seboj. UDP mrežna komunikacija je ena izmed ustreznih možnosti. Podatki o pozicijah objektov in drugi signali iz haptičnega okolja se preko UDP komunikacije pošiljajo v grafično okolje, kjer objektom spreminjamo lego ali pa se ti ustrezno transformirajo. Ta komunikacija je uporabljena v obeh sistemih: sistemu s HapticMaster robotom in sistemu s Phantom robotom.

Predstavljena strojna in programska oprema nam omogoča vodenje haptičnih robotov, izgradnjo modelov navideznega okolja ter haptično in grafično prikazovanje navideznega okolja. Slika 2.10 prikazuje povezavo opreme, ki je enaka za oba sistema (HapticMaster, Phantom). Model vodenja se prevede na realno-časovni računalnik, kjer se v realnem času tudi izvaja. Navidezno okolje je haptično prikazano uporabniku preko haptičnega vmesnika, grafično pa preko LCD zaslona ali projekcijskega platna.



Slika 2.10: Povezanost strojne in programske opreme. Strojno opremo prestavljajo ostri kvadri, programsko opremo pa zaobljeni kvadri. Oranžna barva označuje elemente, ki se izvajajo v realnem času med vadbo na robotskem sistemu.

3

Haptične pomoči

Z uporabo robotov v rehabilitaciji želimo povečati motivacijo ter z vadbo izboljšati pacientovo senzo-motorično in funkcijsko sposobnost. V zadnjem času v rehabilitacijski robotiki razvijajo naloge, ki predstavljajo aktivnosti vsakodnevnega življenja. Te naloge predstavljajo vsakodnevne aktivnosti, ki so pacientu že znane in so ključne s stališča funkcijskih sposobnosti. Pri robotskih rehabilitacijskih nalogah se kot ključna prednost prikaže zmožnost prikazovanja povratnih sil s haptičnimi roboti. Z različnimi haptičnimi pomočmi lahko pomagamo uporabniku ali ga celo oviramo pri gibanju, kar je v nekaterih primerih tudi pokazalo pozitiven učinek [60].

Pri vadbi z rehabilitacijskim robotom so gibi odvisni od več faktorjev: od kompleksnosti in težavnosti navidezne naloge, prisotnih navideznih objektov, do motoričnih sposobnosti oseb. Izmed predstavljenih strategij je potrebno izbrati ustrezne pomoči, ki lahko omogočijo dosego cilja naloge, če je oseba sama ni sposobna. Glede na nalogo seganja in odlaganja, ki smo jo izbrali za vadbo, se bodo izvedle pomoč pri seganju, pomoč pri prijemanju in pomoč haptičnega tunela, ki so opisane v nadaljevanju.

3.1 Pomoč pri seganju

Navidezna naloga, ki je predpostavljena za vadbo na rehabilitacijskem sistemu, med drugim vsebuje tudi seganje do žoge. Žoga se v navideznem okolju prikotali frontalno proti osebi in doseže delovni prostor robota. Pri tem mora oseba doseči točko ujemanja po horizontalni in vertikalni smeri v določenem časovnem trenutku. Če oseba zamudi ta trenutek, gre žoga naprej in seganje je neuspešno. Pri tem gibanju osebi lahko pomagamo z ustrezno haptično pomočjo, ki ima za ciljno točko nastavljeno trenutno točko ujemanja. Za pomoč pri seganju je uporabljena impedančna strategija vodenja, ki osebo vodi od trenutne točke v navideznem okolju do želene končne točke. Impedančne strategije vodenja omejijo gibanje tako, da težijo h gibanju osebe po vnaprej določeni trajektoriji, tako da zmanjšujejo napako med trenutno pozicijo na želeni trajektoriji in pozicijo merjenca. Ta pristop tudi omogoča osebam, ki same niso sposobne izvesti giba, da robot opravi gib namesto njih. Hkrati pa omeji in v nekaterih primerih celo zavira gibanje oseb, ki so same zmožne opraviti celoten gib. Impedančno strategijo je možno uporabiti tudi za razgibavanje oseb v zgodnji fazi po poškodbi. Strategija pomoči je impedančno vodenje preko ustrezne togosti k in dušenja B. Impedančni model haptične pomoči pri seganju opišeta enačbi

$$F_h = k(p_{h,obj} - p_{h,rob})(1 - p_{g,obj}) - Bv_{h,rob}$$
(3.1)

$$F_{v} = k(p_{v,obj} - p_{v,rob})(1 - p_{g,obj}) - Bv_{v,rob},$$
(3.2)

kjer je $[p_{h,obj}, p_{v,obj}, p_{g,obj}]$ pozicija objekta, $[p_{h,rob}, p_{v,rob}, p_{g,rob}]$ pozicija robota in $[v_{h,rob}, v_{v,rob}, v_{g,rob}]$ hitrost robota v horizontalni smeri, vertikalni smeri ter smeri proti uporabniku. Horizontalna sila F_h se izračuna na podlagi sile navidezne vzmeti, ki je pripeta med točko ujemanja in vrhom robota, skaliramo pa jo s faktorjem $1 - p_{g,obj}$. Ko je objekt v navideznem okolju po smeri od uporabnika oddaljen 1 m, je faktor enak 0. Ko pa je objekt v tej smeri v izhodišču $(p_{g,obj} = 0)$, je faktor enak 1. Vmes faktor linearno narašča. Ta faktor povzroči, da je za objekte bližje osebi sila pomoči večja.

Ko je uporabnik že na pravem mestu in čaka na prijem objekta, ga sila pomoči preko navidezne vzmeti zadržuje v tej točki. Podobno kot vodenje v horizontalni smeri se izračunava sila vodenja v vertikalni smeri F_v . Slika 3.1 prikazuje delovanje pomoči pri seganju, kjer je $dp_h = p_{h,obj} - p_{h,rob}$ in $dp_v = p_{v,obj} - p_{v,rob}$. Haptična pomoč pri seganju začne prikazovati silo, ko objekt doseže delovni prostor robota, in preneha, ko objekt zapusti delovni prostor. Tako ima oseba na začetku seganja čas, da doseže mesto ujemanja, medtem ko sila pomoči v večji meri vpliva šele proti koncu časovnega intervala seganja.

Pomoč pri seganju je izvedena kot objekt v Simulink okolju. Tako jo je mogoče enostavno vključiti v katerikoli haptični model razvit v Simulink okolju in v celoten rehabilitacijski sistem. Terapevt lahko vklopi in izklopi pomoč pred vadbo ali pa med samo vadbo na sistemu. S spreminjanjem togosti in dušenja lahko spreminjamo s kolikšno silo deluje robot med haptično pomočjo. Povečanje togosti ter zmanjšanje dušenja poveča silo v smeri proti ciljni točki in obratno. Tako bi lahko terapevt



Slika 3.1: Pomoč pri seganju osebi prikazuje navidezne sile v smeri proti točki ujema glede na razliko pozicije točke ujema in trenutne pozicije vrha robota v navideznem okolju.

prilagodil silo pomoči vsaki osebi posebej. Splošni cilj je, da bi oseba opravljala nalogo brez haptične pomoči. Vendar v primeru nezmožnosti seganja, to nalogo opravi robot in oseba se lahko posveti ostalim delom naloge v rehabilitacijskem sistemu.

3.2 Pomoč pri prijemanju

Pri nalogah v navideznem okolju imajo osebe na večih sistemih možnost prijemanja, prenašanja ali odlaganja navideznih objektov [68, 69, 70]. Preko ustreznega mehanizma, v katerem je vpeta roka, ali naprave, ki jo oseba drži ali stiska, oseba izvaja prijemanje. Prijemala so lahko pasivni mehanizmi [97], aktivni mehanizmi [99], različna prijemala s senzorji pritiska [53] ali različne rokavice [100].

V našem že razvitem sistemu imamo napravo za prijemanje, ki je pasivni mehanizem z dvema prostostnima stopnjama (palec, ostali prsti). Izmerjeni sili vsake prostostne stopnje se seštejeta v silo prijema. V navideznem okolju smo implementirali namenski objekt, ki vsebuje algoritme za zaznavanje in izvrševanje prijema. Prijem objekta se izvrši takrat, ko je pozicija robota enaka poziciji objekta in izmerjena sila prijema preseže določen prag. Ta prag se lahko pred ali med vadbo nastavlja na želene vrednosti. Ko je zaznan prijem, se objekt preko ustrezne togosti in dušenja navidezno pritrdi na vrh robota. Sila interakcije, ki se izračuna med vrhom robota in objektom, deluje tako na objekt kot tudi na uporabnika. Objekt tako sledi poziciji robota, uporabnik pa zaznava povratno silo teže objekta. Ko sila prijema pade pod referenčno vrednost, se izvrši spust objekta. Takrat se prekine navidezna pritrditev objekta na vrh robota. Če je objekt v navideznem gravitacijskem polju, začne padati.

Pomoč pri prijemanju je realizirana tako, da se objekt, ki ga je potrebno prijeti, samodejno prilepi na vrh robota v navideznem okolju. Tako osebi ni potrebno stisniti prijemala, ampak samo doseže mesto prijemanja. Takrat se objekt sam prilepi na vrh robota in ostane prilepljen, dokler oseba ne doseže mesta odlaganja. Te dogodke opiše slika 3.2.



Slika 3.2: Shematski prikaz pomoči pri prijemanju. Ko oseba doseže mesto, kjer se nahaja objekt, se objekt samodejno prilepi na vrh robota v navideznem okolju. Ko oseba doseže mesto odlaganja, se objekt samodejno spusti.

Delovanje programske kode, ki je implementirana za prijemanje in pomoč pri prijemanju, opisuje naslednji algoritem:

```
določimo togost k in dušenje b

Če pomoč izključena

Če vrh robota v objektu In sila prijema večja od praga Ali

objekt je že prijet

Če objekt ni prijet

primi objekt

izračunaj razdaljo med vrhom robota in objektom dP

izračunaj razliko hitrosti dV

izračunaj navidezno silo, ki deluje med objektoma F

F = k \ dP - b \ dV
```

```
Če objekt je prijet In sila prijema manjša od praga
spusti objekt
Če pomoč vključena
Če pozicija vrha robota v objektu Ali objekt je že prijet
Če objekt ni prijet
primi objekt
izračunaj razdaljo med vrhom robota in objektom dP
izračunaj razliko hitrosti dV
izračunaj navidezno silo, ki deluje med objektoma F
F = k \ dP - b \ dV
Če objekt je prijet In objekt je na mestu odlaganja
spusti objekt.
```

Predstavljena pomoč je enostavna za izvedbo in uporabo. Terapevt med vadbo tako lahko le vklopi ali izklopi pomoč, možnost pa je tudi spreminjanje praga sile prijema, ki ga mora preseči oseba za prijem objekta. Ta možnost je uporabna za relativno majhen odstotek oseb, saj je prednastavljeni prag (10 N) sile dovolj nizek, da ga večina oseb lahko preseže. Tiste osebe, ki imajo bolj okvarjeno motorično sposobnost roke, pa praktično niso sposobne nadzorovati prijema. Če lahko primejo navidezni objekt, jim ta lahko pade med prenašanjem. Zato osebi vključimo pomoč, da se potem lahko bolj posveti samemu gibanju in ostalim delom naloge v navideznem okolju.

3.3 Haptični tunel

V rehabilitacijskih nalogah gre pogosto za aktivnost primi in odloži. V predpostavljeni nalogi za rehabilitacijski sistem je po ujetju žoge potrebno žogo odložiti na izbrano mesto. Pri tem se izvede gib od točke do točke in na koncu žoga izpusti. Pomoč pri spuščanju žoge je izvedena v pomoči pri prijemanju, za gibe od točke do točke pa je potrebno uvesti nov primitiv. Ustrezna možnost je haptični tunel [66], ki je kot princip bolj podrobno prikazan v [101].

Pri haptičnem tunelu je naprej potrebno določiti referenčno trajektorijo. V navideznem okolju je potrebno opraviti različno kompleksne gibe: daljši ali krajši gibi, različne smeri gibov ali izogibanje oviram med gibanjem. Referenčno ali želeno trajektorijo v haptičnem tunelu dobimo na podlagi baze izmerjenih gibov zdravih oseb. Pet zdravih oseb je izvedlo več gibov v delovnem področju robota HapticMaster in tako je bila dobljena baza gibov za načrtovanje trajektorij [66].

Za sledenje trenutni točki na želeni trajektoriji je uporabljena impedančna regulacija s togostjo k in dušenjem b, kot opisuje enačba

$$\mathbf{F} = k(\mathbf{p_{ref}} - \mathbf{p_{rob}}) + b(\mathbf{v_{ref}} - \mathbf{v_{rob}}), \tag{3.3}$$

kjer je $\mathbf{p_{ref}}$ trenutna točka na referenčni trajektoriji in $\mathbf{v_{ref}}$ trenutna hitrost referenčne točke.

Haptični tunel ima okoli želene trajektorije dodan radij, ki se lahko spreminja in v njegovem območju ni navidezne sile na osebo. Tako lahko ustvarimo področje trajektorij, v katerem se lahko giblje oseba, hkrati pa lahko kompleksen haptični tunel služi tudi kot samostojna naloga v navideznem okolju. Vzdolž tunela oseba lahko napreduje oziroma nazaduje povsem prosto, omejena je le trajektorija giba (slika 3.3). Vendar haptični tunel vsebuje tudi možnost vođenja po tunelu od začetne do končne točke (slika 3.4). Vrh robota je preko impedančne regulacije navidezno pripet na trenutno točko na referenčni trajektoriji. Če oseba zaostaja za referenčno točko, navidezna sila potiska osebo naprej vzdolž haptičnega tunela. Če pa oseba v katerem delu prehiteva referenčno točko, navidezna sila zaustavlja osebo pri gibanju naprej vzdolž tunela.



Slika 3.3: Haptični tunel zadržuje osebo na referenčni trajektoriji, tako da navidezno silo prikazuje v smeri pravokotno na trajektorijo proti trenutni referenčni točki na tunelu. Vzdolž tunela se oseba lahko giblje prosto naprej in nazaj.

Pri osebah, ki niso sposobne samostojno izvajati gibov, jim pomoč haptičnega tunela omogoči izvedbo gibov od prijema objekta do spusta objekta. Pri tem ima



Slika 3.4: Vodenje po haptičnem tunelu. Navidezna sila potiska ali zavira osebo pri gibanju vzdolž tunela glede na pozicijo vrha robota in trenutno referenčno točko.

terapevt več možnosti pri dodajanju pomoči: lahko povsem izklopi pomoč tunela, lahko vključi samo impedančno regulacijo na referenčno trajektorijo, lahko pa impedančni regulaciji doda še vođenje po trajektoriji, ki samodejno vodi osebo proti koncu tunela. V skrajnem primeru pa bi terapevt lahko spreminjal tudi togost k in dušenje b, vendar v večini primerov to ni potrebno, saj ustrezno izbrane togosti ustrezajo večini oseb.

Različne pomoči, ki so bile predstavljene v tem poglavju, lahko združujemo glede na zmožnost oseb, ki vadijo na sistemu. Tako lahko vadijo povsem samostojno, robot pri tem deluje povsem pasivno, ali jim prikazujemo različne kombinacije pomoči glede na njihove potrebe. V skrajnem primeru jim damo vse omenjene pomoči, tako da robot opravi praktično vse delo, oseba pa je lahko povsem pasivna. 4

Raziskava vpliva haptičnih pomoči

Robotski sistemi se čedalje bolj vključujejo v rehabilitacijo oseb po možganski kapi. Zadnje študije kažejo [88, 89, 90], da lahko uporaba rehabilitacijskih robotov izboljša funkcijo zgornjih ali spodnjih ekstremitet. V raziskavi, ki smo jo opravili v tem poglavju, smo analizirali vpliv različnih haptičnih pomoči v navidezni nalogi na uspešnost osebe, ki vadi na sistemu, kot tudi na različne haptične parametre, ki izhajajo iz interakcije človek-robot. Multimodalni sistem MIMICS vključuje robot HapticMaster in navidezno nalogo lovljenja žoge. Cilj je ujeti žogo in jo odložiti v koš. V raziskavi so raziskani vplivi pomoči pri seganju, pomoči haptičnega tunela in pomoči prijemanja na naslednje parametre: uspešnost seganja, uspešnost postavljanja, srednje vrednosti sil pri seganju, napako odklona, delo v interakciji človek-stroj ter korelacijo med silo prijema in silo obremenitve.

Cilj te raziskave je evalvacija vplivov treh pomoči na podlagi različnih parametrov evalvacije. Glavni namen pomoči je omogočiti pacientu, da uspešno konča del naloge ali celotno nalogo, če sam tega ni sposoben. Za primerno ovrednotenje pomoči v haptičnem okolju in sámo spremljanje uspešnosti, gibanja in prijemanja pacienta so predlagani ustrezni parametri za ocenjevanje, ki kažejo na razlike in uporabnost haptičnih pomoči v navideznih nalogah. Predvsem nas zanima, če je pacient uspešno opravil nalogo in če lahko vključena pomoč nadomesti del naloge ali opravi gib, ki ga pacient sam ni zmožen opraviti.

4.1 Eksperiment

Pri raziskavi vpliva haptičnih pomoči smo uporabili nalogo lovljenja in odlaganja. V navideznem okolju je prikazan prostor, v katerem je na sredini postavljena miza z naklonom 10°. Na začetku mize se pojavi žoga, ki se začne kotaliti proti osebi (slika 4.1a). Ko žoga doseže delovni prostor haptičnega vmesnika, jo lahko oseba ujame. Če oseba žoge ne ujame, žoga pade z mize. Če pa je pri seganju uspešna (ujame žogo), se prikaže nad mizo koš, v katerega je potrebno postaviti žogo (slika 4.1b). Žoga se prične kotaliti iz naključne pozicije v smeri širine mize. Torej, lahko se prikotali po sredini mize, bolj levo ali bolj desno po mizi. Tudi lega koša je izbrana naključno v horizontalni ravnini in v delovnem področju haptičnega vmesnika. Poskus traja od začetka kotaljenja žoge do uspešno odložene žoge (slika 4.1c) ali dokler žoga ne pade z mize. Ko je žoga uspešno odložena, zvočniki predvajajo aplavz. Po uspešnem ali neuspešnem poskusu se prične nov poskus. Oseba lahko preko robota zaznava in občuti povratno silo objektov (žoga, miza in koš) v navideznem okolju.

Pred začetkom študije sta bili pridobljeni soglasji Komisije Republike Slovenije za medicinsko etiko in Komisije za medicinsko etiko URI–Soča o etični ustreznosti razvojno-raziskovalnega projekta. Navidezno nalogo so pacienti opravili v namenski sobi na Univerzitetnem Rehabilitacijskem Institutu Republike Slovenije v Ljubljani, kjer je bil postavljen celoten sistem za rehabilitacijo. Pri merjenju oseb so bile v sobi prisotne tri osebe: pacient, delovni terapevt in eksperimentator. Na robotu je bila nameščena naprava za prijemanje, v napravo pa smo vpeli roko pacienta. Pacient je udobno sedel na stolu, pred njim pa je bilo projekcijsko platno velikosti 1,4 m x 1,4 m, na katerem se je izrisovalo navidezno okolje. Prostorski zvočniki so bili vključeni za predvajanje zvokov navidezne naloge. Nad pacientom je bil nameščen sistem za kompenzacijo gravitacije teže roke, uporabljen je bil po potrebi. Slika 4.2 prikazuje osebo pri vadbi z robotom HapticMaster.

Pred samim merjenjem vadbe so osebe najprej opravile nekaj poskusov, da so se seznanile z nalogo. Pri poskusni vadbi, ki je po navadi trajala približno 2 minuti, smo glede na potrebe oseb dodali različne haptične pomoči: pomoč pri seganju, pomoč pri prijemanju ali pomoč haptičnega tunela. Vsako izmed njih je terapevt oziroma eksperimentator po potrebi vklopil. Tako izbrane pomoči so ostale vklopljene do konca vadbe. Osebe so vadile na sistemu dvakrat po tri minute z vmesnim premorom po tri minute. Celotno vadbo so osebe ponovile dvakrat, povprečni čas med vadbama pa je bil 14 dni. Tako je vsaka oseba vadila štirikrat po tri minute. Pacientom je bilo dano navodilo, naj se čim bolj trudijo, vendar naj se pri tem izognejo bolečinam ali preveč izčrpljujoči aktivnosti.

V raziskavi so sodelovale tri skupine udeležencev, kot prikazuje tabela 4.1. V prvi skupini je bilo 23 bolnikov v subakutnem obdobju po možganski kapi, v drugi



Slika 4.1: Naloga lovljenja žog v navideznem okolju. Žoga se prikotali po mizi (a), oseba mora ujeti žogo (b) in jo odložiti v koš nad mizo (c). Če oseba žoge ne ulovi, ta pade z mize in prične se nov poskus.



Slika 4.2: Oseba med vadbo na rehabilitacijskem sistemu. Roko ima vpeto v napravo za prijemanje, ki je nameščena na robot HapticMaster. Manšete naprave za kompenzacijo gravitacije podpirajo težo roke.

skupini 10 bolnikov v kroničnem obdobju po možganski kapi in v tretji, kontrolni skupini, je bilo 23 zdravih oseb brez okvar možganov. Kot posledico poškodbe po kapi je imelo 13 bolnikov v subakutnem obdobju po možganski kapi hemiparezo na levi strani in 10 bolnikov hemiparezo na desni strani. Šest bolnikov v kroničnem obdobju po možganski kapi je imelo hemiparezo na levi strani in 4 na desni strani. Bolniki po možganski kapi so opravljali rehabilitacijo motoričnih sposobnosti na Univerzitetnem Rehabilitacijskem Institutu Republike Slovenije v Ljubljani. Vsi bolniki so imeli pred možgansko poškodbo dominantno desno roko. Vse zdrave osebe so imele prav tako dominantno desno roko. Za boljše ujemanje skupine v subakutnem obdobju po možganski kapi in kontrolne skupine je 13 zdravih oseb nalogo opravilo z levo roko.

Tabela 4.1: Skupine udeležencev, ki so sodelovali v raziskavi vpliva haptičnih pomoči: bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi (Bolniki-S), bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi (Bolniki-K) ter kontrolna skupina (zdravi).

	število	moški	ženske	starost [leta]	razpon let	čas po kapi
Bolniki-S	23	16	7	$51,0 \pm 13,3$	23-69	154 \pm 79 dni
Bolniki-K	10	8	2	$45,6 \pm 13,0$	30 - 71	74 ± 48 mesecev
zdravi	23	16	7	$50{,}5\pm12{,}6$	24 - 68	/

Omeniti je potrebno, da je vzporedno s tem eksperimentom potekala tudi raziskava vpliva motilnih faktorjev na psihofiziološka merjenja v rehabilitaciji, ki jo je opravil D. Novak. Meritve obeh raziskav so potekale istočasno na istih osebah, s tem da so pri raziskavi vpliva motilnih faktorjev na psihofiziološka merjenja opravili merjenci še dodatne naloge, kot je opisano v objavi [10]. Tako so imeli merjenci med vadbo na sebi tudi opremo za merjenje psihofizioloških parametrov, ki naj ne bi vplivala na meritve biomehanskih parametrov v tej študiji.

4.2 Parametri evalvacije

V predstavljenem haptičnem sistemu z robotom HapticMaster merimo sile na vrhu robota in pozicije vrha robota. To so glavni viri signalov za izračun parametrov evalvacije. Sile in pozicije opišejo haptično interakcijo človek-haptični vmesnik, vendar ne v obliki mere, ki bi bila primerna za prikaz kot rezultat vadbe ali za spreminjanje navideznega okolja med vadbo. Z izračunanimi merami ali parametri za ocenjevanje dobimo objektivne podatke o samem gibanju osebe ter posledično motoričnih sposobnostih. V ocenjevanju smo obravnavali naslednje parametre: uspešnost pri nalogi, trende sile v določenih časovnih intervalih, odstopanja trajektorije giba od želene trajektorije, opravljeno mehansko delo v interakciji med merjencem in haptičnim robotom, sile prijemanja, čase vzpona sile prijemanja ter korelacijo med silo prijema in silo obremenitve.

Med vadbo so pozicije robota in izmerjene sile zglajene s filtrom uteženega povprečja (25 uteženih vzorcev, vse uteži so enake 1/25). Zanka programskega teka vodenja robota se izvaja s frekvenco 2500 Hz, vendar se 25 zaporednih vzorcev uporabi za izračun povprečja, tako da je efektivna frekvenca vzorčenja 100 Hz.

4.2.1 Parametra uspešnosti

Pri vadbi želimo ugotoviti, ali oseba uspešno opravlja nalogo ali pa pri tem ni uspešna. Pri navidezni nalogi za rehabilitacijo ima oseba dve aktivnosti, ki jih mora opraviti. Prvi gib je seganje do žoge. To je premik iz trenutne pozicije do točke ujemanja. Drugi gib je odlaganje žoge v koš, kjer mora merjenec opraviti gib od mesta prijema žoge do mesta odlaganja (angleško: pick to place). Za oba giba izračunamo uspešnost: uspešnost seganja in uspešnost odlaganja. Uspešnost seganja US je odstotek števila ujetih žog n_u deljeno s številom vseh žog n_v (enačba 4.1). Število vseh žog je enako številu poskusov med vadbo. Uspešnost odlaganja UO je odstotek števila odloženih žog n_o deljeno s številom ujetih žog n_u (enačba 4.2).

US
$$[\%] = 100 \frac{n_u}{n_v}$$
 (4.1)

UO
$$[\%] = 100 \frac{n_o}{n_u}$$
 (4.2)

S parametroma uspešnosti lahko primerjamo uspešnost vadbe različnih skupin in med osebami s pomočjo ter osebami brez pomoči robota. Tako lahko ugotovimo, ali pomoči vplivajo na parametra uspešnosti. Iz tega bi lahko sklepali, če lahko uporabimo ta dva parametra že med samo vadbo, kjer bi na podlagi izračunanih vrednosti lahko nalogo ustrezno prilagodili osebi.

4.2.2 Srednja vrednost sile pri seganju

Med vadbo je eden izmed ciljev ujeti žogo, ki prihaja proti osebi. Pri tem ima lahko vključeno pomoč pri seganju. Želimo pa vedeti, ali pri vključeni pomoči oseba skuša sama opraviti gib ali pa je povsem pasivna in robot opravi celotno delo. Srednja vrednost sile pri seganju SS lahko daje informacijo o smeri želenega gibanja osebe. Srednja vrednost sile interakcije med uporabnikom in robotom je izračunana iz vzorcev izmerjenih vrednosti sil od takrat, ko pride žoga na sredino mize, do trenutka ujema žoge. Predznak sile je postavljen glede na pozicijo žoge na mizi. Pozitivni predznak predstavlja silo proti žogi, medtem ko negativni predznak predstavlja silo stran od žoge (slika 4.3). Samo horizontalna komponenta v smeri levo-desno je upoštevana pri izračunu, kajti oseba mora za ujem žoge roko premakniti v levo ali desno smer. Iz srednje vrednosti sile bi lahko ugotovili, ali oseba skuša ujeti žogo ali pusti robotu, da ga ta vodi do mesta ujema.



Slika 4.3: Pozitivni predznak sile pri seganju predstavlja silo proti žogi, medtem ko negativni predznak predstavlja silo stran od žoge.

4.2. PARAMETRI EVALVACIJE

Enačba 4.3 prikazuje izračun parametra SS. $p_{h,obj}$ je pozicija žoge v horizontalni smeri, $p_{h,rob}$ je pozicija robota v horizontalni smeri in F_h je sila interakcije med osebo in robotom v horizontalni smeri. Indeks *i* označuje *i*-ti vzorec, celotno število vzorcev v fazi seganja je N.

SS [N] =
$$\frac{\sum_{i=1}^{N} F_h(i) \, sgn(p_{h,obj}(i) - p_{h,rob}(i))}{N}$$
 (4.3)

4.2.3 Napaka odklona

Pri drugem tipu giba, od mesta ujema do mesta odlaganja, lahko osebi robot pomaga ali ga vodi s pomočjo haptičnega tunela. Želimo pa si neko mero, ki bi opisala po kakšni trajektoriji se giblje oseba. Napaka odklona (NO) je odstotek maksimalnega odstopanja izmerjene trajektorije giba p_{gib} od referenčne trajektorije p_{ref} normalizirana z dolžino referenčne trajektorije. Referenčna trajektorija je sredinska trajektorija haptičnega tunela. Ta se izračuna tudi, če oseba ni imela vklopljene pomoči haptičnega tunela. S to mero vidimo, kako daleč od referenčne trajektorije se oddalji oseba med gibom od ujema do odlaganja (slika 4.4). Primerjamo lahko gibe brez pomoči in z vključeno haptično pomočjo. Pričakujemo večja odstopanja pri gibih brez pomoči, saj se takrat oseba giblje v praznem prostoru in gib ni omejen s haptičnim tunelom. Če bo napaka odklona med skupinami podobna in relativno majhna, pomeni, da se skupine oseb gibljejo podobno blizu referenčnih trajektorij.



Slika 4.4: Maksimalno odstopanje trajektorije giba od referenčne trajektorije je mera za odklon opravljenega giba od predpostavljene referenčne trajektorije.

NO [%] = 100
$$\frac{\max_{i=1,\dots,k}\{|p_{gib}(i) - p_{ref}(i)|\}}{\sum_{i=2,\dots,k}\{|p_{ref}(i) - p_{ref}(i-1)|\}}$$
 (4.4)

4.2.4 Delo v interakciji človek-robot

Pomoč haptičnega tunela vsebuje tudi vodenje po tunelu od začetne do končne točke tunela. Pri tem gibu prav tako želimo vedeti ali je oseba pri gibu aktivna ali pa je povsem pasivna in robot opravi celotno delo. Mehansko delo, ki ga lahko izračunamo iz izmerjene sile v interakciji človek-robot in izmerjenih pozicij, lahko pokaže aktivnost osebe, ki vadi na sistemu. Poudariti je potrebno, da to ni celotno mehansko delo, ki ga opravi oseba, ampak delo v interakciji med robotom in osebo. Pri izračunu ločimo dve vrsti dela (slika 4.5). Prvo je delo proti cilju, torej delo v gibanju proti koncu tunela. Izračun dela proti cilju DPC kaže enačba 4.5, kjer je F_t sila v smeri tangentno na referenčno trajektorijo, integracija pa poteka po opravljeni trajektoriji giba C. Drugo pa je delo stran od cilja DSC, torej delo v gibanju proti začetku tunela (enačba 4.6). Sila F_t ima pozitivni predznak v smeri proti koncu tunela, negativni predznak pa v smeri proti začetku tunela.

DPC
$$[\mathbf{J}] = \int_{C} |F_t| \,\mathrm{d}s, \ F_t \ge 0$$
 (4.5)

DSC
$$[\mathbf{J}] = \int_{C} |F_t| \,\mathrm{d}s, \ F_t < 0$$
 (4.6)



Slika 4.5: Pri delu v interakciji človek-robot ločimo delo proti cilju (smer proti koncu tunela) in delo stran od cilja (smer proti začetku tunela).

Ovrednotiti želimo obe vrsti dela, saj delo proti cilju kaže pozitivno delo, ki ga oseba mora opraviti za uspešno izvedbo odlaganja. Delo stran od cilja pa pokaže delo, ki je pri gibanju odveč. Parametra dela v interakciji človek-robot bosta prikazala, ali oseba sodeluje pri vadbi, ko je vklopljena pomoč haptičnega tunela. Pokažeta tudi razliko v vloženem delu med posameznimi skupinami: med skupino s pomočjo in skupino brez pomoči tunela ter med skupinama bolnikov in skupino zdravih oseb.

4.2.5 Čas prijema in čas spusta

Osebi se ni potrebno osredotočiti na prijemanje, ko je pomoč prijemanja vključena, saj se takrat žoga samodejno prilepi na vrh robota. V primeru izključene pomoči mora oseba prijeti žogo. To stori tako, da v ustreznem trenutku stisne in zadrži stisnjeno napravo za prijemanje. V tem dogodku lahko zaznamo čas prijema, ki je čas vzpona sile prijema. To je čas, ki je potreben, da sila prijema naraste od 10 % do 90 % nastavljene referenčne vrednosti. Nasprotno mora oseba na mestu odlaganja popustiti prijem, da se objekt odlepi z vrha robota v navideznem okolju. V tem delu naloge lahko iz zajetih sil prijema določimo čas spusta, ki pa je čas padca sile prijema. V tem času sila prijema pade iz 90 % začetne vrednosti na 10 % začetne vrednosti. Časa prijema in spusta sta označena na sliki 4.6. Čas vzpona sile prijema in čas spusta sile prijema sta poleg drugih mer že večkrat uporabljeni meri pri opisovanju sposobnosti prijemanja oseb po različnih poškodbah [96].

4.2.6 Korelacija med silo prijema in silo obremenitve

Sila prijemanja, izmerjena med gibom od prijema do odlaganja, je ločena na tri faze: faza prijema, faza transporta in faza spusta (slika 4.6). Vsaka faza ima svojo karakteristično točko, na podlagi katere določimo fazo. Karakteristična točka faze prijema je začetna točka časa prijema. Karakteristična točka faze transporta je središčna točka med končno točko časa prijema in začetno točko časa spusta. Karakteristična točka faze spusta pa je začetna točka časa spusta. Ker faze trajajo različno dolgo, se pri izračunu korelacije upošteva samo ena sekunda faze: začne se pol sekunde pred karakteristično točko in konča pol sekunde po karakteristični točki.

Sila obremenitve je navpična komponenta izmerjene sile na vrhu robota v interakciji človek-robot. Pearsonova korelacija je izračunana med silo prijema in silo obremenitve za vse faze pri vsakem poskusu. Ta mera se uporablja kot občutljiv parameter za natančnost sklopitve med silo prijema in silo obremenitve [96]. To se vidi pri gibih različnih dolžin in v različnih smereh kot je pokazano v [102]. Korelacija se primerja samo med skupinami z izključeno pomočjo pri prijemanju: bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi brez pomoči prijemanja, bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi brez pomoči prijemanja in zdravimi osebami.



Slika 4.6: Tipičen primer poteka sile prijemanja za en poskus. Označena sta čas prijema in čas spusta ter tri faze: faza prijema, faza transporta in faza spusta. Za vsako fazo je s krožcem označena karakteristična točka.

Predstavljene parametre smo analizirali z dvema analizama variance. Enosmerna analiza variance (ANOVA) [103] z eno neodvisno spremenljivko (skupine udeležencev) je bila uporabljena za primerjavo treh skupin brez pomoči: osebe v subakutnem obdobju po možganski kapi, osebe v kroničnem obdobju po možganski kapi in skupina zdravih oseb. Dvosmerna ANOVA [103] z dvema neodvisnima spremenljivkama (pomoč x skupina) je bila uporabljena za evalvacijo vpliva haptičnih pomoči (vključeno/izključeno) na posamezne parametre dveh skupin (osebe v subakutnem obdobju po možganski kapi/osebe v kroničnem obdobju po možganski kapi). Bonferroni popravki [103] so bili uporabljeni v post-hoc testih. Kontrolna skupina zdravih oseb ni bila vključena v dvosmerni analizi variance, saj so vsi imeli izključene haptične pomoči. Statistično signifikantna razlika obstaja, če je p-vrednost (pove, ali je razlika med aritmetičnima sredinama statistično značilna, ali ne) nižja od praga pomembnosti (p < 0,05).

4.3 Rezultati meritev

Med izvajanjem naloge so imele štiri osebe v subakutnem obdobju po možganski kapi pomoč pri prijemanju, pet oseb je imelo pomoč pri seganju in sedem oseb je imelo pomoč haptičnega tunela. Pri osebah v kroničnem obdobju po možganski kapi je sedem oseb imelo pomoč pri prijemanju, štiri osebe so imele pomoč pri seganju in pet oseb je imelo pomoč haptičnega tunela. Kontrolna skupina zdravih oseb je opravila nalogo brez kakršnihkoli pomoči. Vse osebe z vključeno pomočjo tunela so imele vključeno tudi vodenje po haptičnem tunelu.

4.3.1 Seganje

Tabela 4.2 prikazuje uspešnost seganja in srednjo vrednost sile pri seganju. Primerjava treh skupin brez pomoči seganja (Bolniki-S bPS, Bolniki-K bPS, zdravi bPS) je pokazala statistično signifikantno razliko pri uspešnosti seganja in pri srednjih vrednostih sil pri seganju. Pri uspešnosti seganja so post-hoc testi pokazali, da so osebe v kontrolni skupini (zdravi) ujele več žog kot bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi (p < 0,001), medtem ko razlika med kontrolno skupino in bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi ni bila statistično signifikantna. Kontrolna skupina je imela manjše srednje vrednosti sil kot bolniki v kroničnem (p = 0,004) in bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi (p = 0,003). Dvosmerna ANOVA (pomoč seganja x skupina) je pokazala statistično signifikanten vpliv pomoči pri seganju (vključeno/izključeno) na uspešnost pri seganju (p = 0,037) brez statistično signifikantne razlike med skupinama bolnikov (Bolniki-S, Bolniki-K). Prav tako ni izkazanih statistično signifikantnih vplivov v interakciji skupina-pomoč pri seganju.

Tabela 4.2: Rezultati (srednja vrednost \pm standardni odklon) izračunanih uspešnosti pri seganju (US) in srednjih vrednosti sil pri seganju (SS) med fazo seganja v navidezni nalogi. Bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi (Bolniki-S) in kroničnem obdobju po možganski kapi (Bolniki-K) so ločeni v skupini s pomočjo pri seganju (PS) in brez pomoči pri seganju (bPS). N je število oseb v skupini.

	Bolniki-S bPS	Bolniki-S PS	Bolniki-K bPS	Bolniki-K PS	Zdravi bPS
	(N = 18)	(N = 5)	(N = 6)	(N = 4)	(N = 23)
US [%]	63 ± 17	86 ± 14	62 ± 21	78 ± 27	86 ± 13
SS[N]	$0,\!26\pm0,\!26$	$-0,28 \pm 0,51$	$0{,}11\pm0{,}15$	$-0,42 \pm 0,43$	$0{,}03\pm0{,}07$

4.3.2 Gibanje

V tabeli 4.3 so prikazani rezultati za uspešnost pri odlaganju, napako odklona, dela proti cilju in dela stran od cilja za vse skupine. Primerjava treh skupin brez pomoči haptičnega tunela (Bolniki-S bPT, Bolniki-K bPT, zdravi bPT) je pokazala statistično signifikantno razliko pri uspešnosti odlaganja, napaki odklona in delu

Tabela 4.3: Rezultati (srednja vrednost \pm standardni odklon) uspešnosti odlaganja (UO), napake odklona (NO), dela proti cilju (DPC) in dela stran od cilja (DSC). Bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi (Bolniki-S) in kroničnem obdobju po možganski kapi (Bolniki-K) so ločeni v skupini s pomočjo haptičnega tunela (PT) in brez pomoči haptičnega tunela (bPT). N je število oseb v skupini.

	Bolniki-S bPT	Bolniki-S PT	Bolniki-K bPT	Bolniki-K PT	Zdravi bPT
	(N = 16)	(N = 7)	(N = 5)	(N = 5)	(N = 23)
UO [%]	79 ± 14	98 ± 6	78 ± 16	100 ± 0	91 ± 9
NO [%]	$37{,}9\pm16{,}4$	$6{,}9\pm1{,}8$	$29{,}4\pm18{,}2$	$7{,}4\pm3{,}4$	$39{,}4\pm26{,}8$
DPC [J]	$1{,}39\pm0{,}65$	$0{,}12\pm0{,}38$	$1{,}87 \pm 1{,}55$	$0{,}01\pm0{,}17$	$1{,}23\pm0{,}91$
DSC [J]	$0{,}02\pm0{,}40$	$0{,}18\pm0{,}28$	$0{,}19\pm0{,}38$	$0,\!66\pm0,\!83$	$0{,}03\pm0{,}27$

proti cilju. Post-hoc testi so pokazali, da je kontrolna skupina opravila več uspešnih gibov od mesta ujema do mesta odlaganja kot bolniki v subakutnem (p < 0,001) in kroničnem (p < 0,001) obdobju po možganski kapi. Bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi so imeli manjšo napako odklona in so opravili več dela proti cilju kot skupina bolnikov v subakutnem obdobju po možganski kapi (p < 0,001) in kontrolna skupina zdravih (p < 0,001).

Slika 4.7 prikazuje napako odklona za vse bolnike po možganski kapi s pomočjo in brez pomoči haptičnega tunela kot tudi napako odklona za kontrolno skupino zdravih oseb. Sila interakcije na vrhu robota, hitrost vrha robota, delo proti cilju in delo stran od cilja so prikazani na sliki 4.8. Poteki parametrov in signalov so prikazani za osebo v subakutnem obdobju po možganski kapi brez pomoči tunela, drugo osebo v subakutnem obdobju po možganski kapi s pomočjo tunela in eno zdravo osebo. Čas od začetka do konca giba je normaliziran od 0 do 100. Slika 4.9 prikazuje delo v interakciji človek-robot opravljeno v smeri proti cilju za vse skupine, medtem ko slika 4.10 prikazuje delo v interakciji človek-robot, opravljeno v smeri stran od cilja za vse skupine. Izračunana je vrednost parametra za posamezen gib od točke ujema do točke odlaganja.

Dvosmerna ANOVA (pomoč haptičnega tunela x skupina) pokaže statistično signifikanten vpliv pomoči tunela (vključeno/izključeno) na uspešnost postavljanja (p = 0,011), napako odklona (p < 0,001), dela proti cilju (p < 0,001) in dela stran od cilja (p < 0,001). Statistično signifikanten je vpliv skupine (Bolniki-S, Bolniki-K) na delo proti cilju (p = 0,003) in delo stran od cilja (p < 0,001). Statistično signifikantni vplivi v interakciji skupina-pomoč tunela so izkazani tudi pri delu proti cilju (p = 0,003) in delu stran od cilja (p < 0,001).



Slika 4.7: Napaka odklona giba od ujema do odlaganja z ozirom na referenčno trajektorijo. Rezultati so prikazani za bolnike v subakutnem (Bolniki-S) in kroničnem obdobju (Bolniki-K) po možganski kapi ter zdrave osebe brez pomoči tunela (bPT). Prikazani so tudi rezultati za bolnike v subakutnem in kroničnem obdobju po možganski kapi s pomočjo tunela (PT). Za vsako skupino je prikazan škatlični diagram. Rdeča črta v škatličnem diagramu označuje mediano, modra robova pravokotnika označujeta spodnji in zgornji kvartil (četrtina vzorcev), črni črti pa označujeta skrajni točki podatkov. Izstopajoče vrednosti bodo označene z rdečim križcem.



Slika 4.8: Primerjava izmerjenih parametrov gibanja bolnika v subakutnem obdobju po možganski kapi brez pomoči tunela, bolnika v subakutnem obdobju po možganski kapi s pomočjo tunela in zdrave osebe. Prikazani parametri so sila interakcije na vrhu robota, hitrost vrha robota, delo proti cilju (DPC) in delo stran od cilja (DSC). Parametri so izračunani v tangencialni smeri na referenčno trajektorijo giba. Posamezne črte predstavljajo različne poskuse iste osebe.



Slika 4.9: Primerjava dela proti cilju za bolnike v subakutnem (Bolniki-S) in kroničnem obdobju (Bolniki-K) po možganski kapi ter zdrave osebe brez pomoči tunela (bPT). Prikazani so tudi rezultati za bolnike v subakutnem in kroničnem obdobju po možganski kapi s pomočjo tunela (PT).



Slika 4.10: Primerjava dela stran od cilja za bolnike v subakutnem (Bolniki-S) in kroničnem obdobju (Bolniki-K) po možganski kapi ter zdrave osebe brez pomoči tunela (bPT). Prikazani so tudi rezultati za bolnike v subakutnem in kroničnem obdobju po možganski kapi s pomočjo tunela (PT).

4.3.3 Prijemanje

Slika 4.11 prikazuje sile prijema in sile obremenitve med gibom od seganja do mesta odlaganja za enega bolnika v subakutnem obdobju po možganski kapi. Sile so ločene na fazo prijema, fazo transporta in fazo spusta. Pearsonov koeficient korelacije je izračunan za vsak gib in vsako fazo (tabela 4.4). Korelacije za vse skupine so prikazane tudi na sliki 4.12. Upoštevane so samo osebe z izključeno pomočjo pri prijemanju. Medtem ko so korelacije razpršene od -1 do 1 v fazi prijemanja in fazi transporta, obstaja korelacija med silo prijema in silo obremenitve v fazi spusta. Ta ugotovitev velja za vse tri skupine. Med skupinami ni statistično signifikantnih razlik v fazi prijema in fazi spusta (p = 0,210; p = 0,218), je pa statistično signifikantna razlika med kontrolno skupino in ostalima dvema skupinama v fazi transporta (p < 0,001 za oba primera).

Tabela 4.4: Časi prijema (CP), časi spusta (CS), korelacija med silo prijema in silo obremenitve v fazi prijemanja (KFP), v fazi transporta (KFT) in v fazi spusta (KFS). Predstavljene skupine so imele izključeno pomoč pri prijemanju (bPP): bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi (Bolniki-S), bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi (Bolniki-K) ter zdravi. N je število oseb v skupini.

	Bolniki-S bPP	Bolniki-K bPP	Zdravi bPP
	(N = 16)	(N=3)	(N = 23)
CP[s]	$0{,}14\pm0{,}45$	$0{,}47\pm0{,}40$	$0{,}17\pm0{,}34$
CS [s]	$0{,}33\pm0{,}30$	$0{,}54\pm0{,}15$	$0{,}29\pm0{,}39$
KFP	$0{,}03\pm0{,}58$	$0{,}23\pm0{,}58$	$0{,}12\pm0{,}58$
KFT	$0{,}01\pm0{,}51$	$-0,36 \pm 0,59$	$0{,}41\pm0{,}58$
KFS	$0{,}90\pm0{,}40$	$0{,}88\pm0{,}42$	$0{,}89\pm0{,}30$

Obstaja statistično signifikantna razlika v časih prijema med bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi in zdravimi osebami (p = 0,004). Časi prijema so daljši pri bolnikih v kroničnem obdobju po možganski kapi kot pri zdravih osebah (p < 0,001) ali bolnikih v subakutnem obdobju po možganski kapi (p < 0,001). Podobne razmere so pri časih spusta. Ne obstaja statistično signifikantna razlika med bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi in zdravimi osebami (p = 0,481), medtem ko so imeli bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi daljše čase spustov v primerjavi z bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi (p < 0,001) in kontrolno skupino (p < 0,001).



Slika 4.11: Sila prijema in sila obremenitve med gibanjem od točke ujema do točke postavljanja sta razdeljeni na fazo prijema (FP), fazo transporta (FT) in fazo spusta (FS). Gibe je opravil bolnik v subakutnem obdobju po možganski kapi brez pomoči prijemanja. Posamezna črta predstavlja en gib od točke ujema do točke postavljanja.


Slika 4.12: Korelacija med silo prijema in silo obremenitve za fazo prijema (FP), fazo transporta (FT) in fazo spusta (FS). Sila obremenitve je navpična komponenta izmerjene sile na vrhu robota v interakciji človek-robot. Rezultati so prikazani za bolnike v subakutnem obdobju po možganski kapi (Bolniki-S), bolnike v kroničnem obdobju po možganski kapi (Bolniki-K) in zdrave osebe. Vse osebe so imele izključeno pomoč pri prijemanju.

4.4 Diskusija

Kot smo pričakovali, so imeli bolniki po možganski kapi manjšo uspešnost seganja kot zdrave osebe. So pa dosegli bolniki po možganski kapi podobno uspešnost kot zdravi, ko so imeli vključeno pomoč pri seganju. Tako se pomoč pri seganju kaže kot obetaven primitiv v določeni fazi rehabilitacije za povečanje uspešnosti tudi, če je realiziran z enostavno impedančno strategijo vodenja. Srednje vrednosti sil so pokazale, da je sila interakcije kazala v nasprotno smer od gibanja robota, ko je bila vključena pomoč pri seganju. V večini primerov to pomeni, da so osebe brez kakršnegakoli truda pustile pomoči, da opravi celoten gib. Torej so bile osebe pasivne med izvajanjem tega dela naloge, kar pa prvotno želimo preprečiti, če je le oseba sposobna opraviti že manjše gibanje. Razlog za tako majhne srednje vrednosti sil pri seganju kontrolne skupine je v tem, da so te osebe izvedle gib hitro in so dosegle mesto seganja že preden je žoga dosegla območje seganja. Tako so samo še počakali žogo brez kakršnegakoli gibanja. Kompleksnejši adaptivni algoritmi [47] bi lahko izboljšali rezultate za parameter srednjih vrednosti sil. Adaptivni algoritmi vodenja bi lahko prilagodili parametre vodenja glede na izmerjeno uspešnost oseb med samo vadbo. Tako bi bila pomoč prilagojena vsaki osebi posebej glede na njene individualne sposobnosti in potrebe.

Razmerja med skupinami pri uspešnosti odlaganja so podobna kot pri uspešnosti seganja, s tem da je uspešnost odlaganja večja. Iz tabele 4.3 vidimo, da imajo bolniki v kroničnem in subakutnem obdobju po možganski kapi brez pomoči podobno uspešnost pri odlaganju. Zdrave osebe so bile uspešnejše. So pa imeli bolniki s pomočjo skoraj popolno uspešnost. Tu velja omeniti, da so te osebe imele poleg pomoči tunela vključeno tudi pomoč pri prijemanju (12 oseb) in tako med gibanjem ni bilo možnosti za spuščanje žoge. Tako je parameter uspešnosti odlaganja odvisen od pomoči tunela kot tudi od pomoči pri prijemanju.

Napaka odklona je pokazala, da haptični tunel močno omeji gibanje, medtem ko so imele osebe brez pomoči tunela veliko večji razpon vrednosti parametra napake odklona. Kontrolna skupina, bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi in bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi, vsi brez pomoči tunela, so izvedli gibe, ki so oddaljeni od referenčne trajektorije gibanja. Te ugotovitve kažejo, da omejitev gibov od prijema do postavljanja s haptičnim tunelom ni najboljši tip pomoči vsaj za to navidezno nalogo. Presenetljivo je, da so imele zdrave osebe največjo napako odklona (slika 4.7). V največji meri je to posledica prostega gibanja od prijema do odlaganja. Zdrave osebe so v nekaterih poskusih opravile poti, ki potekajo pod košem ali okoli koša. Takrat je bila napaka odklona nekajkrat večja kot v primeru direktne poti. Bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi in bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi brez pomoči pa so opravili bolj direktne poti do odlaganja in imajo tako manjše napake odklona kot zdravi.

Na sliki 4.8 vidimo višje vrednosti izmerjenih sil pri bolniku v subakutnem obdobju po možganski kapi brez pomoči tunela in zdravi osebi kot pri bolniku v subakutnem obdobju po možganski kapi s pomočjo tunela. Pozitivna in negativna sila sta pri bolniku v subakutnem obdobju po možganski kapi s pomočjo tunela v enakem razmerju, medtem ko sta osebi brez pomoči tunela imeli večino pozitivnih vrednosti izmerjenih sil. Tudi vrhovi izmerjenih hitrosti gibanja v smeri proti cilju so višji pri osebah brez pomoči kot pri bolniku s pomočjo. Profili hitrosti so bolj linearni pri osebi, ki je imela pomoč haptičnega tunela. Pomoč haptičnega tunela torej omeji hitrost gibanja od točke ujema do točke postavljanja. Največ dela proti cilju so opravili bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi. Opazno manj dela so opravili bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi in zdrave osebe. Kadar pa je vključena pomoč tunela pri bolnikih, se delo proti cilju za večkrat zmanjša. Obratno je pri delu stran od cilja, kjer osebe brez pomoči opravijo minimalno delo, osebe s pomočjo pa več dela. Tako je delo v smeri stran od cilja prevladalo nad delom proti cilju pri bolnikih z vključeno pomočjo tunela. Robot opravi večino giba, oseba pa je pasivna pri gibanju.

Še vedno ostaja vprašanje, ali naj bo vključeno vodenje po haptičnem tunelu [104, 105]. Če oseba ni sposobna opraviti ustreznega giba, je pomoč vodenja v haptičnem tunelu vsekakor potrebna. Drugi študiji sta pokazali [104, 88], da bi adaptivna pomoč vodenja lahko predstavljala boljšo možnost. Je pa haptični tunel dobra izbira za pomoč v začetni fazi rehabilitacije motoričnih sposobnosti. Predvsem zaradi možnosti vodenja po trajektoriji, kjer robot opravi večino dela ali celotno delo in robot lahko s to pomočjo tudi samo razgibava roko. Osebe, ki potrebujejo pomoč, bi nadalje lahko vadile lažje navidezne naloge. Lažje navidezne naloge predstavljajo boljšo rešitev, kot pa da imajo osebe s haptično pomočjo občutek, da same izvajajo gibe, medtem ko robot opravi celotno delo pri gibu.

Parametri prijemanja so bili pregledani za osebe brez pomoči prijemanja. Bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi so imeli daljše čase prijema in spusta kot ostali dve skupini (bolniki v subakutnem obdobju, zdravi). Rezultati časov prijema in spusta bolnikov v subakutnem obdobju po možganski kapi in zdravih oseb so primerljivi. Večina bolnikov v subakutnem obdobju ne potrebuje pomoči pri prijemanju in lahko uspešno opravlja nalogo. Krajši časi pa kažejo tudi, da imajo te osebe hitro in dinamično motorično funkcijo prijema. Rezultati so pokazali, da obstaja korelacija med silo prijema in silo obremenitve v fazi spusta. Ta korelacija ni izražena v ostalih dveh fazah: fazi prijema in fazi transporta. Ti rezultati so specifični za to vrsto dinamične naloge, medtem ko ostale študije kažejo večjo korelacijo med celotnimi gibi [94, 70]. Seveda so imele te študije drugačne navidezne naloge kot v naši raziskavi, kar kaže na to, da je korelacija odvisna od vrste naloge.

Trenutna pomoč pri prijemanju ne more pokazati razlik med skupinama z vključeno pomočjo, saj objekt samodejno prime in spusti ter tako osebam omogoči popolno pasivnost pri prijemanju. Je pa pomoč pri prijemanju omogočila ostalim bolnikom v kroničnem obdobju, ki so imeli pomoč, da so lahko opravili gibanje v navidezni nalogi, tudi če niso bili sposobni prijema. Drugačna strategija pri izbiri pomoči bi lahko bila primernejša. Predvsem bi kazalo vključiti vmesne stopnje pomoči pri prijemanju, ne samo vključitev/izključitev. Terapevt bi lahko med vadbo prilagajal stopnjo pomoči ali pa bi se pomoč pri prijemanju sama adaptivno prilagajala osebi med vadbo. Pomoč pri prijemanju je tako izkazala največje pomankljivosti med vsemi pomočmi, ki so izvedene v navideznem okolju.

Ce primerjamo rezultate med skupinami brez pomoči, so imeli bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi primerljive rezultate z zdravimi osebami pri napaki odklona, delu proti cilju, delu stran od cilja, časih prijema in spusta ter korelaciji med silo prijema in silo obremenitve v fazi spusta. Bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi so imeli v večini težave s prijemanjem oziroma prenašanjem žoge v navidezni nalogi. Bolniki v kroničnem obdobju so bolj odstopali od ostalih skupin, vendar je število oseb v tej skupini majhno. Vse osebe, ki so sodelovale v raziskavi, so uspešno opravile vadbo na rehabilitacijskem sistemu. Večinoma so vadile brez pomoči, tiste s slabšimi motoričnimi sposobnostmi pa s pomočjo robota. Osebe niso izkazovale nezadovoljstva nad sistemom in navidezno nalogo. Je pa proti koncu vadbe ta lahko postala monotona. Zato bi kazalo vključiti več različnih nalog v sistem oziroma dopolniti navidezno nalogo z novimi primitivi, da bi povečali motivacijo pri vadbi. Ena izmed možnosti, ki se kažejo, je lahko vključitev površinskih lastnosti objektov in površin materialov. V naslednjih poglavjih je prikazana vključitev površinskih lastnosti in nato na zdravih osebah raziskana uspešnost in interakcija s haptičnim sistemom.

5

Haptične površine

Raziskava v prejšnjem poglavju je pokazala, da različne haptične pomoči v navideznih okoljih rehabilitacijske robotike izboljšajo uspešnost in fizično aktivnost uporabnikov. Znano je tudi, da lahko multimodalna okolja z več primitivi povečajo motivacijo in izboljšajo motorično sposobnost pri zahtevnih gibih [106]. Kot primitiv, ki lahko obogati uporabniško izkušnjo in vadbo v navideznih okoljih, se kaže prikazovanje lastnosti površin, kot so trenje in teksture.

Zanimivo navidezno okolje z vključenimi navideznimi površinskimi lastnostmi bi lahko obogatilo haptično zaznavanje oseb po možganskih okvarah. To bi vodilo tudi k povečani motivaciji teh oseb med vadbo na rehabilitacijskih robotskih sistemih. Osebe bi lahko razločevale med posameznimi objekti ter tudi lažje manipulirale z objekti. Navidezne površine bi bile vključene v tridimenzionalna navidezna okolja skupaj z ostalimi haptičnimi primitivi, kot so tridimenzionalni gibi, navidezni objekti, haptične pomoči. Vsi primitivi bi lahko bili združeni v eni nalogi ali pa razdeljeni v različne enostavne naloge, ki bi bile primerne v zgodnejši fazi rehabilitacijske vadbe.

V tem poglavju je predstavljeno modeliranje površinskih lastnosti materialov kot prvi korak pri vključitvi modelov površin v navidezne naloge z vključeno haptično interakcijo z robotom. Izmerili smo lastnosti stika z različnimi materiali. Izmerjene sile in s tem lastnosti kontakta so nato matematično opisane z dinamičnim modelom trenja, kasneje pa razširjene z modeloma lepenja in tekstur ter pripadajočimi parametri. Takšna identifikacija površinskih lastnosti nam omogoča izvedbo teh primitivov v navidezna okolja in kasneje tudi v rehabilitacijske sisteme.

5.1 Modeli trenja

Klasični modeli trenja so sestavljeni iz različnih komponent, odvisno od tega, katere pojave upoštevamo pri sili trenja. Lepenje, elastičnost, Stribeck učinek, premik pred trenjem in histereza so primeri pojavov pri trenju. V najbolj osnovnem pristopu trenje nasprotuje gibanju, magnituda je neodvisna od hitrosti in površine stika. Ta opis trenja imenujemo Coulombov model trenja. Primeri statičnih modelov trenja so prikazani na sliki 5.1. Na sliki 5.1a vidimo model Coulombovega trenja, medtem ko slika 5.1b prikazuje Coulombovo in viskozno trenje. Na sliki 5.1c je dodana sila statičnega lepenja in slika 5.1d prikazuje, kako se sila trenja zvezno zmanjšuje od nivoja sile statičnega lepenja do viskoznega trenja.



Slika 5.1: Statični modeli trenja s prikazanimi pojavi, ki se izkazujejo pri trenju: Coulombovo trenje (a), viskozno trenje (b), lepenje (c) in Stribeck efekt (d).

Za modeliranje trenja je bilo v preteklosti razvitih več modelov, ki se kažejo kot primerni za izvedbo v haptičnem okolju [107, 108, 109, 110]. Dahl model [107] je bil razvit za namen simulacije sistemov vodenja, ki vključujejo trenje. Osnova za model je napetostno-deformacijska krivulja iz klasične mehanike in je modelirana z diferencialno enačbo

$$\frac{dF}{dx} = \sigma (1 - \frac{F}{F_C} sgn \ v)^{\alpha}, \tag{5.1}$$

kjer je x odmik, v hitrost, F sila trenja, F_C sila Coulombovega trenja, σ koeficient togosti in α je parameter, ki določa obliko napetostne-deformacijske krivulje. Največkrat se uporablja $\alpha = 1$, kar bomo uporabili tudi v našem primeru. V tem modelu je sila trenja odvisna samo od odmika in predznaka hitrosti. Če upoštevamo še časovno domeno, dobimo

$$\frac{dF}{dt} = \frac{dF}{dx}\frac{dx}{dt} = \sigma(1 - \frac{F}{F_C}sgn\ v)v.$$
(5.2)

Dahl model je med dinamičnimi modeli trenja eden enostavnejših. Več pojavov pri trenju pa upoštevajo bolj kompleksni modeli, kot so model s ščetinami, Bliman-Sorine model, LuGre model in drugi.

Bliman in Sorine [108] sta razvila dinamični model, kjer je trenje le funkcija poti. Model je linearni sistem (enačbi 5.4 in 5.5), kjer je časovna spremenljivka t zamenjana s prostorsko spremenljivko s preko transformacije (enačba 5.3).

$$s = \int_0^t |v(\tau)| \mathrm{d}\tau, \tag{5.3}$$

$$\frac{dx_s}{ds} = Ax_s + B \, sgn(v), \quad F = Cx_s \,, \tag{5.4}$$

$$A = \begin{pmatrix} -1/(\eta \varepsilon_f) & 0\\ 0 & -1/\varepsilon_f \end{pmatrix}, B = \begin{pmatrix} f_1/(\eta \varepsilon_f)\\ -f_2/\varepsilon_f \end{pmatrix}, C = \begin{pmatrix} 1 & 1 \end{pmatrix}.$$
 (5.5)

Bliman-Sorine model si lahko predstavljamo tudi kot paralelno povezavo počasnega in hitrega Dahl modela trenja. Hitri model ima v mirovanju večje trenje kot počasnejši model. Silo počasnejšega modela odštejemo od sile hitrejšega modela in tako dobimo vrh sile lepenja.

Haessig in Friedland [109] sta predstavila model trenja s ščetinami (ang. bristle model), ki opisuje mikroskopsko dogajanje med dotikom dveh površin. Število dotikov na površini in njihove lokacije so naključni. Vsak dotik je predstavljen kot vez med dvema fleksibilnima ščetinama. Ko se površini relativno premikata ena proti drugi, se napetost poveča in ščetine delujejo kot vzmeti. To povzroči silo trenja, ki je dana kot

$$F = \sum_{i=1}^{N} \sigma_0(x_i - b_i), \tag{5.6}$$

kjer je N število ščetin, σ_0 je togost ščetin, x_i je relativna pozicija ščetin in b_i je lokacija, kjer se naredi vez med ščetinama. Ko razdalja $|x_i - b_i|$ preseže določeno vrednost, se vez prekine in pojavi se nova ščetina na naključni lokaciji. Kompleksnost modela narašča s številom ščetin N. Togost ščetin σ_0 je lahko odvisna od hitrosti. Prednost tega modela je, da vsebuje naključno naravo trenja. Vendar zahteva kompleksno simulacijo in gibanje lahko postane oscilatorno, ker v modelu ni dušenja. LuGre model trenja [110] je povezan z interpretacijo trenja kot model ščetin in je modeliran kot povprečen upogib sile elastične vzmeti z. Ščetine se odklonijo kot vzmeti, ko je prisotna tangencialna sila. Ko je odklon velik, začnejo ščetine drseti. Model ima obliko

$$\frac{dz}{dt} = v - \sigma_0 \frac{|v|}{g(v)} z , \qquad (5.7)$$

$$F = \sigma_0 z + \sigma_1 \dot{z} + B v , \qquad (5.8)$$

kjer je z povprečen odklon ščetin. Parameter σ_0 je togost ščetin, parameter σ_1 pa dušenje ščetin, ter *B* dušenje. Model se obnaša kot vzmet za majhne odmike.

Bliman-Sorine model in LuGre model sta razširitvi Dahl modela. Dahl model je enostaven in zajema manj aspektov trenja. Zato ga lahko uporabimo za osnovni model trenja. Vendar model ne vključuje lepenja. Bliman-Sorine model in LuGre model pa vsebujeta tudi pojav lepenja. V Bliman-Sorine modelu je to realizirano s pomočjo dveh paralelnih Dahl modelov (enačba 5.5), pri LuGre modelu pa s pomočjo koeficienta g(v), ki je hitrostno odvisen (enačba 5.7).

V tem delu smo uporabili tri modele trenja, ki so bili že večkrat uporabljeni na različnih področjih: (i) Dahl model, (ii) Bliman-Sorine model in (iii) LuGre model. Naslednji parametri so izbrani za opis posameznega modela: (i) F_C in σ za Dahl model, (ii) f_1 , f_2 , η in ε_f za Bliman-Sorine model ter (iii) σ_0 , σ_1 , C_f in B za LuGre model, $g(v) = C_f$.

5.2 Preliminarno modeliranje trenja

Prva izmerjena lastnost površine različnih vzorcev je trenje. Trenje pri različnih dotikih je najprej preliminarno modelirano. S preliminarnimi meritvami želimo preveriti modele trenja in ugotoviti, kako se kažejo parametri pri različnih pogojih meritev. Cilj je ugotoviti, kateri model trenja primerno opiše realne površine in je hkrati primeren za izvedbo na haptičnem robotu. Preliminarne meritve trenja so bile izvedene na industrijskem robotu Staubli RX90. Na vrh robota je bil nameščen senzor sile JR3 67M25A3, ki omogoča merjenje sil in navorov med vrhom robota in površino. V Matlab/Simulink okolju so bile zgrajene ustrezne sheme vodenja robota, ki so omogočale pozicijsko vodenje robota in so se izvajale na xPC Target operacijskem sistemu. Programska zanka se je izvajala s frekvenco 4 kHz, medtem ko je bilo vzorčenje merilnih signalov prav tako s frekvenco 4 kHz. Resolucija pozicije robota Staubli RX90 je 0,01 mm, resolucija JR3 senzorja sile pa 0,01 N. Merilno območje senzorja sile je -100 N do 100 N. Šolska goba velikosti 195 mm x 110 mm je vpeta na vrh robota, obrnjena navzdol in lahko drsi po horizontalno postavljeni mizi (slika 5.2).



Slika 5.2: Sistem za preliminarno merjenje trenja z robotom Staubli RX90 (1) in JR3 senzorjem sile, pritrjenim na vrh robota (2). Šolska goba (3) drsi vzdolž horizontalno pozicionirane mize (4).

S pozicijskim vodenjem, kjer v vertikalni smeri določimo globino stiska gobe ob podlago, pri tem pa se robot pozicijsko premika v horizontalni smeri, smo identificirali trenje vzporedno s podlago. Izmerjene sile na robotu so bile ustrezno transformirane in pretvorjene v silo vzporedno s podlago. S pomočjo optimizacije smo iz izmerjenih sil vzporedno s podlago identificirali parametre modelov trenja za različne podlage pri različnih pogojih. Med različnimi modeli trenja je izbran tisti model, ki opiše karakteristike trenja z najmanjšo napako. S primerjanjem in obdelavo identificiranih parametrov trenja dobimo matematične modele trenja, ki opisujejo trenje.

Za prilagajanje parametrov modelov na vrednosti izmerjenih sil v horizontalni smeri pomikanja je bila uporabljena optimizacija. Optimizacija poišče minimum cenilke, ki je funkcija večih spremenljivk, začne pa pri podanih začetnih vrednostih parametrov. V splošnem je to neomejena nelinearna optimizacija [111]. Kvaliteto prilagajanja modela trenja F na izmerjene sile F_m ocenimo s cenilko FP. Cenilka FP je vsota kvadratov napake vzorcev normalizirana z amplitudo gibanja A in številom vzorcev N.

$$FP = \frac{\sum_{i=0}^{N} (F(i) - F_m(i))^2}{A N}$$
(5.9)

Preliminarne meritve trenja so bile izmerjene pod različnimi pogoji. Želeli smo zajeti čim bolj različne kontaktne površine. V prvi skupini meritev suha šolska goba drsi po vodoravni suhi mizi s sinusoidnim gibanjem v eni horizontalni smeri. V drugi skupini meritev smo šolsko gobo in mizo zmočili z vodo, v tretji skupini pa smo gobo in mizo naoljili z jedilnim oljem. Sinusoidno gibanje je bilo izbrano, ker smo želeli vključiti zvezno vse hitrosti do maksimalne hitrosti, saj so modeli trenja odvisni od hitrosti. Amplituda sinusoidnega gibanja je bila 0,1 m. Za vsako skupino je bilo opravljenih dvanajst poskusov: šest različnih amplitud hitrosti (0.025 m/s,0,05 m/s, 0,1 m/s, 0,2 m/s, 0,3 m/s, 0,4 m/s) pri konstantni globini stiska gobe 3 mm in šest različnih globin stiska gobe (1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm) pri konstantni amplitudi hitrosti 0,1 m/s. Pri izbranih amplitudah hitrosti so frekvence sinusoidnega signala enake 0,25 Hz, 0,5 Hz, 1 Hz, 2 Hz, 3 Hz in 4 Hz. Vzorčna frekvenca izmerjenih pozicij in sil je bila pri obdelavi podatkov znižana na 100 Hz. Razlog za znižanje frekvence je resolucija izračunane hitrosti gibanja, ki je odvod pozicije gibanja. V tem primeru je resolucija hitrosti enaka 1 mm/s. Za vsak eksperiment smo s pomočjo optimizacije izračunali parametre Dahl modela, Bliman-Sorine modela in Lugre modela.

S pomočjo izračunanih parametrov modelov lahko modele primerjamo med seboj, primerjamo pa lahko tudi cenilko FP. Glede na vrednosti parametrov modelov pa lahko ugotovimo primernost modela za uporabo v modelih haptičnega vodenja. Želeli bi si konstanten oziroma monoton potek parametrov glede na naraščajočo hitrost in naraščajočo globino stiska. Na sliki 5.3 so prikazane izmerjene vrednosti sile med gibanjem in posamezni ocenjeni modeli, izračunani na podlagi izmerjenih vednosti sil pri poskusu v odvisnosti od hitrosti. Prikazan je poskus pri suhi podlagi (slika 5.3a), mokri podlagi (slika 5.3b) in oljnati podlagi (slika 5.3c). Pri vseh prikazanih poskusih je maksimalna globina stiska (6 mm), amplituda hitrosti pa je enaka 0,1 m/s.



Slika 5.3: Izmerjene vrednosti sile in trije ocenjeni modeli za suho podlago (a), mokro podlago (b) in oljnato podlago (c). Rdeča črta prikazuje Lugre model, zelena črta prikazuje Bliman-Sorine model in črna črta prikazuje Dahl model. Pri prikazanih poskusih je globina stiska 6 mm, amplituda hitrosti pa je enaka 0,1 m/s.

Vrednosti parametrov za vse amplitude hitrosti in globine stiska so prikazane na slikah 5.4, 5.5 in 5.6, ki so razdeljene v skupine glede na pogoje podlage: suho, mokro in oljnato. Amplitude hitrosti v stolpcu od leve proti desni so enake 0,025 m/s, 0,05 m/s, 0,1 m/s, 0,2 m/s, 0,3 m/s in 0,4 m/s, globine stiska v stolpcu pa so enake 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm in 6 mm. Slika 5.4 prikazuje vrednosti štirih parametrov (σ_0 , σ_1 , C_f in B), ki opisujejo Lugre model trenja. Slika 5.5 prikazuje vrednosti štirih parametrov (f_1 , f_2 , η in ε_f), ki opisujejo Bliman-Sorine model trenja. Slika 5.5 pa prikazuje vrednosti dveh parametrov (F_C in σ), ki opišeta Dahl model trenja.



Slika 5.4: Vrednosti parametrov pri različnih amplitudah hitrosti v in globinah stiska gobe d za Lugre model. Lugre model opišejo parametri: σ_0 (a), σ_1 (b), C_f (c) in B(d). Prvi stolpec predstavlja suho gobo s spremenljivo globino stiska, drugi stolpec predstavlja suho gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti, tretji stolpec predstavlja mokro gobo s spremenljivo globino stiska, četrti stolpec predstavlja mokro gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti, peti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo globino stiska in šesti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti v stolpcu od leve proti desni so enake 0,025 m/s, 0,05 m/s, 0,1 m/s, 0,2 m/s, 0,3 m/s in 0,4 m/s, globine stiska v stolpcu pa so enake 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm in 6 mm.



Slika 5.5: Vrednosti parametrov pri različnih amplitudah hitrosti v in globinah stiska gobe d za Bliman-Sorine model. Model opišejo parametri: f_1 (a), f_2 (b), η (c) in ε_f (d). Prvi stolpec predstavlja suho gobo s spremenljivo globino stiska, drugi stolpec predstavlja suho gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti, tretji stolpec predstavlja mokro gobo s spremenljivo globino stiska, četrti stolpec predstavlja mokro gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti, peti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo globino stiska in šesti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti v stolpcu od leve proti desni so enake 0,025 m/s, 0,05 m/s, 0,1 m/s, 0,2 m/s, 0,3 m/s in 0,4 m/s, globine stiska v stolpcu pa so enake 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm in 6 mm.



Slika 5.6: Vrednosti parametrov pri različnih amplitudah hitrosti v in globinah stiska gobe d za Dahl model. Dahl model opišeta parametra: σ (a) in F_c (b). Prvi stolpec predstavlja suho gobo s spremenljivo globino stiska, drugi stolpec predstavlja suho gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti, tretji stolpec predstavlja mokro gobo s spremenljivo globino stiska, četrti stolpec predstavlja mokro gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti, peti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo globino stiska in šesti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo globino stiska in šesti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo globino stiska in šesti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti. Amplitude hitrosti v stolpcu od leve proti desni so enake 0,025 m/s, 0,05 m/s, 0,1 m/s, 0,2 m/s, 0,3 m/s in 0,4 m/s, globine stiska v stolpcu pa so enake 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm in 6 mm.

Za oceno prilagajanja posameznega modela na izmerjene vrednosti smo izračunali cenilko za vsak poskus. Na sliki 5.7 so prikazane vrednosti cenilke za Lugre model, Bliman-Sorine model in Dahl model. Ponovno so prikazane vrednosti razdeljene v skupine glede na pogoje podlage: suho, mokro in oljnato. Prvi stolpec predstavlja suho gobo s spremenljivo globino stiska, drugi stolpec predstavlja suho gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti, tretji stolpec predstavlja mokro gobo s spremenljivo globino stiska, četrti stolpec predstavlja mokro gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti, peti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo globino stiska, šesti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti.

Kot vidimo na sliki 5.3, vsi trije modeli podobno opišejo izmerjene vrednosti trenja z minimalnimi razlikami pri vseh treh pogojih: suho, mokro in oljnato. Torej, kljub različnim uporabljenim modelom in kljub temu da smo pri enem modelu uporabili dva parametra, pri ostalih dveh pa štiri parametre, modeli izkazujejo podobne poteke. S tega stališča ni opazne razlike pri opisu trenja, če imamo različne modele. Na sliki 5.3b vidimo zanimiv pojav pri maksimalni hitrosti gibanja, ko imamo pri enaki hitrosti interval izmerjenih vrednosti sile. Na sliki 5.8a je prikazan poskus pri mokrih pogojih z amplitudo hitrosti 0,4 m/s in globino stiska 3 mm. Pri tem poskusu imamo maksimalno hitrost gibanja. Višje od hitrosti 0,1 m/s je večje področje izmerjenih sil, kjer je izrazit ta pojav. Tega pojava ni mogoče opisati z uporabljenimi modeli, saj so vsi modeli enolični. Te ugotovitve kažejo na to, da mokri pogoji niso primerni za opis trenja teh površinskih lastnosti in haptično izvedbo. Tudi za oljnato podlago je na sliki 5.8b prikazan poskus z maksimalno amplitudo hitrosti 0,4 m/s in globino stiska 3 mm. Pri teh pogojih se pokaže značilna karakteristika dušenja, kjer je sila linearno odvisna od hitrosti. Ta pojav je matematično mogoče opisati z dodanim idealnim dušenjem. V tem primeru se kaže dušenje pri vseh izmerjenih hitrostih, kar kaže na to da bi bilo smiselno v modele vključiti dušenje, ki je linearno odvisno od hitrosti.

Ce pogledamo potek parametrov za posamezno skupino meritev, želimo čim bolj monotono zvezo (naraščajoča ali padajoča) med vrednostjo parametrov in naraščajočo hitrostjo gibanja ali naraščajočo globino stiska gobe. Na sliki 5.4 vidimo, da ima Lugre model monotono zvezo za parameter C_f , manj za parameter σ_0 in B ter zelo razpršene vrednosti parametra σ_1 . Slika 5.5 prikazuje vrednosti parametrov za Bliman-Sorine model. Za vse parametre lahko opazimo slabo monotonost, posebej parameter ε_f ima nekaj vrednosti povsem izven območja večine vrednosti (slika 5.5d, drugi in četrti stolpec). Najbolj monotone poteke vrednosti parametrov pa izkazu-



Slika 5.7: Vrednosti cenilke FP pri različnih amplitudah hitrosti v in globinah stiska gobe d za Lugre model (a), Bliman-Sorine model (b) in Dahl model (c). Prvi stolpec predstavlja suho gobo s spremenljivo globino stiska, drugi stolpec predstavlja suho gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti, tretji stolpec predstavlja mokro gobo s spremenljivo globino stiska, četrti stolpec predstavlja mokro gobo s spremenljivo amplitudo hitrosti, peti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo globino stiska in šesti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo globino stiska in šesti stolpec predstavlja oljnato gobo s spremenljivo desni enake 0,025 m/s, 0,05 m/s, 0,1 m/s, 0,2 m/s, 0,3 m/s in 0,4 m/s, globine stiska v stolpcu pa so enake 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm in 6 mm.

jeta oba parametra (σ in F_c) pri Dahl modelu trenja, kar prikazuje slika 5.6. Oba parametra imata opazno linearno ali kvadratno odvisnost od globine stiska ali od amplitude hitrosti, kar kaže na primernost Dahl modela za haptično izvedbo, kjer je zaželen čim bolj monoton potek parametrov. Ti parametri so lahko odvisni od globine stika ali od sile obremenitve, ki jo oseba izvaja v normalni smeri na površino.



Slika 5.8: Izmerjene vrednosti sil v odvisnosti od hitrosti pri mokrih pogojih (a) in oljnatih pogojih (b). Amplituda hitrosti gibanja je maksimalna (0,4 m/s), globina stiska gobe pa je enaka 3 mm. Pri višjih hitrostih se kažeta pojava neenoličnosti pri mokrih pogojih (a) in dušenja pri oljnatih pogojih (b).

S cenilko FP ocenimo kakovost prilagajanja modela trenja na izmerjene sile. Vrednosti cenilke so izračunane za vse poskuse pri treh uporabljenih modelih. S to cenilko ne moremo primerjati prilagajanja izvedenih meritev na modele trenja z drugimi raziskavami in meritvami. Prav tako ni znanih ali podanih nekih splošnih mer in parametrov za oceno kakovosti prilagajanja v dosedanjih študijah. Tudi same absolutne vrednosti cenilke nimajo prave vrednosti, saj so zelo odvisne od frekvence vzorčenja meritev in ostalih pogojev vođenja (hitrost, globina stiska gobe). Lahko pa uporabimo cenilko za primerjavo med tremi uporabljenimi modeli. Iz slike 5.7 vidimo, da imajo vsi trije modeli vrednosti cenilke v podobnem območju, kar pomeni, da vsi s podobno kakovostjo opišejo potek sile trenja. Kar lahko še opazimo je povečanje cenilke s povečanjem amplitude hitrosti pri mokri in oljnati podlagi za Bliman-Sorine model in Dahl model (slika 5.7, četrti in šesti stolpec). Cenilka FP ne izpostavi modela trenja, ki bi izmerjene površinske lastnosti opisal z večjo kakovostjo.

V preliminarnih meritvah so bili na izmerjenih podatkih uporabljeni trije modeli: LuGre model, Bliman-Sorine model in Dahl model. Vsi trije modeli podobno dobro opišejo izmerjene karakteristike trenja, kar se je izkazalo tudi pri cenilki FP. Za nadaljnjo uporabo s ciljem izvedbe v haptičnem okolju smo izbrali Dahl model, ker je izkazal najbolj monotono zvezo med ocenjenimi vrednostmi parametrov in globino stiska. Globina stiska pa ima monotono zvezo tudi s silo obremenitve v normalni smeri na površino. Model lahko izvedemo tako, da se med samo nalogo parametri spreminjajo v odvisnosti od normalne sile obremenitve, ki jo izvaja oseba.

5.3 Modeliranje trenja

V prejšnjem podpoglavju smo opisali preliminarne meritve, ki so vodile do izbire modela trenja za haptično predstavitev površin. V tem podpoglavju je opisana izbira materialov za prikazovanje navideznih površin, meritve trenja s površinami različnih materialov in samo modeliranje trenja. Modeli bodo nato uporabljeni v eksperimentih ločevanja navideznih in realnih površin različnih materialov.

Sistem za merjenje trenja (slika 5.9) sestavljajo haptični vmesnik Phantom Premium 1.5 (SensAble Technologies, Inc.) s tremi prostostnimi stopnjami, namensko razviti tri-osni senzor sile z ojačevalnikom in xPC Target okolje (The MathWorks, Inc.), ki omogoča povezavo simulacijskih modelov s fizičnimi sistemi in izvajanje v realnem času. Frekvenca izvajanja programske zanke je 8 kHz in dovoljuje zajemanje signalov do frekvence 8 kHz. Na vrh robota je pritrjen senzor sile, ki meri sile med zadnjim segmentom robota in podlago v treh smereh. Na vrhu robota je vpeta kroglica s premerom 10 mm. Vpenjalo omogoča menjavanje kroglic, ki so lahko iz različnih materialov. V meritvah je bila uporabljena kovinska kroglica.

Pri teh novih meritvah površin materialov smo namesto robota Staubli RX90 uporabili robot Phantom. Robot Phantom je manjši robot, vendar primeren za haptično prikazovanje navideznih okolij kot tudi za merjenje površin materialov [93, 84]. Prva lastnost, ki ga odlikuje, je majhna preostala masa in vztrajnost na vrhu robota, tako da uporabniku lahko prikaže prazen navidezni prostor. Druga prednost je enostavna izvedba vođenja po sili zaradi impedančne zasnove vođenja robota.

Princip vodenja robota temelji na hibridnem vodenju, kjer je robot pozicijsko voden v dveh horizontalnih smereh, medtem ko je v vertikalni smeri robot voden po sili. Pri tem lahko nastavimo silo obremenitve na podlago v normalni smeri, s katero robot pritiska na podlago. Robot se pri merjenju materialov giba v ravni črti s sinusoidnim hitrostnim profilom. Amplituda hitrosti sinusoidnega gibanja je 0,01 m/s, medtem ko je frekvenca gibanja enaka 0,5 Hz. Pet ponovitev je opravljenih za vsak material pri različnih silah obremenitve: 0,5 N, 1 N, 1,5 N, 2 N in 2,5 N. Ena ponovitev je sestavljena iz dveh period sinusoidnega giba. Pozicije in sile so med opravljanjem naloge vzorčene s frekvenco 200 Hz. Glavni razlog za tako nizko



Slika 5.9: Sistem za merjenje trenja z robotom Phantom in senzorjem sile ter primeri materialov pritrjenih na lesenih ploščicah.

frekvenco je izračun hitrosti z odvajanjem pozicije, kjer manjša vzorčna frekvenca pomeni večjo ločljivost hitrosti.

V preliminarnih meritvah trenja smo na podlagi ocenjenih modelov za nadaljnje meritve in izvedbo izbrali Dahl model trenja. Na podlagi ugotovitev preliminarnih meritev je model nadgrajen z upoštevanjem dušenja in serijsko vezane vzmeti. Model opišeta enačbi

$$\frac{dF_d}{dt} = \sigma (1 - \frac{F_d}{F_c} sgn(v))v, \qquad (5.10)$$

$$F = F_d + bv + kx + F_{off}, (5.11)$$

kjer je x odmik, v je hitrost, σ predstavlja koeficient togosti v Dahl modelu, F_c predstavlja Coulombovo trenje in F_d je sila Dahl modela trenja. Konstanta vzmeti je označena s k in dušenje z b. F_{off} predstavlja odmik histereze sile trenja, ki je posledica odmika senzorja sile.

Za prilagajanje parametrov modela na vrednosti izmerjenih sil v horizontalni smeri pomikanja je ponovno uporabljena optimizacija. Optimizacija poišče minimum cenilke, ki je funkcija večih spremenljivk, začne pa pri podanih začetnih vrednostih parametrov. Izbrani parametri optimizacije so σ , F_c , k in b. V drugem koraku, kjer model izvedemo v haptičnem okolju, se parametri površin vsakega materiala zvezno spreminjajo med nalogo glede na izmerjeno silo obremenitve. Kvadratna funkcija je prilagojena med točke parametrov, ki so izmerjene pod različnimi vrednostmi sile obremenitve. Tako je parameter F_C izračunan kot

$$F_c(F_n) = a_{1,F_c} + a_{2,F_c}F_n + a_{3,F_c}F_n^2.$$
(5.12)

 F_n je sila obremenitve v normalni smeri in a_{j,F_c} je *j*-ti koeficient parametra F_C . Enak pristop je uporabljen za izračun parametrov σ , k in b v Dahl modelu.

Izmerjen je kontakt materialov s kovinsko kroglico, ki je vpeta na vrhu robota. Lastnosti površinskega kontakta so izmerjene na 6 različnih vzorcih:

- les (smreka),
- majica (kolesarski dres, poliester),
- hlače (kolesarski dres, Lycra),
- pisarniški papir (80 g/m^2) ,
- pisarniški papir (160 g/m^2) ,
- steklo.

Materiali so pritrjeni na leseno ploščico velikosti 10 cm x 10 cm, nato pa vpeti na vodoravno podlago v horizontalni ravnini. Robot izvaja gibe vzdolž vzorcev. Tako so bili izmerjeni les, oba tipa pisarniškega papirja in steklo. Vzorca tkanin sta napeta čez leseno ploščico (slika 5.9), za podlago med lesom in tekstilijo je uporabljenih več plasti pisarniškega papirja (80 g/m²), da površinski profil lesa minimalno vpliva na merjene sile vzdolž površine. Površinski profil papirja na vpliva na merjenje sile vzdolž površine, saj je že sama debelina papirja približno 0,1 mm. Enako je za podlago med papirjem in leseno ploščico več plasti pisarniškega papirja.

Izmerjene vrednosti sile so prikazane kot modre točke, ocenjen Dahl model pa je prikazan kot polna rdeča črta na slikah 5.10, 5.11, 5.12, 5.13, 5.14 in 5.15 za materiale les, majica, hlače, papir 80 g/m², papir 160 g/m² in steklo. Prikazane so meritve pri različnih silah obremenitve: 0,5 N, 1 N, 1,5 N in 2 N. Iz slik 5.10 do 5.15 se jasno vidi, da sila trenja narašča z naraščajočo silo obremenitve v vseh primerih. Hkrati pa so vidni različni poteki histerez za različne materiale. Iz slik 5.10 in 5.15 vidimo, da novi model opiše značilno karakteristiko dušenja, kjer je sila linearno odvisna od hitrosti gibanja. To smo dosegli z dodanim parametrom dušenja b. Identificirane karakteristike kontakta z materiali so prikazane na sliki 5.16, kjer so podane vrednosti ocenjenih parametrov Dahl modela. σ opiše obliko krivulje modela, F_c opiše amplitudo sile trenja, b opiše viskozno trenje in k opiše togost.



Slika 5.10: Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela s togostjo in dušenjem (polna rdeča črta) glede na izmerjene vrednosti (modre točke) v grafu sil v odvisnosti od hitrosti. Sile obremenitve v normalni smeri so enake 0,5 N, 1 N, 1,5 N in 2 N, prikazani so poskusi za les.



Slika 5.11: Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela s togostjo in dušenjem (polna rdeča črta) glede na izmerjene vrednosti (modre točke) v grafu sil v odvisnosti od hitrosti. Sile obremenitve v normalni smeri so enake 0,5 N, 1 N, 1,5 N in 2 N, prikazani so poskusi za majico.



Slika 5.12: Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela s togostjo in dušenjem (polna rdeča črta) glede na izmerjene vrednosti (modre točke) v grafu sil v odvisnosti od hitrosti. Sile obremenitve v normalni smeri so enake 0,5 N, 1 N, 1,5 N in 2 N, prikazani so poskusi za hlače.



Slika 5.13: Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela s togostjo in dušenjem (polna rdeča črta) glede na izmerjene vrednosti (modre točke) v grafu sil v odvisnosti od hitrosti. Sile obremenitve v normalni smeri so enake 0,5 N, 1 N, 1,5 N in 2 N, prikazani so poskusi za papir 80 g/m².



Slika 5.14: Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela s togostjo in dušenjem (polna rdeča črta) glede na izmerjene vrednosti (modre točke) v grafu sil v odvisnosti od hitrosti. Sile obremenitve v normalni smeri so enake 0,5 N, 1 N, 1,5 N in 2 N, prikazani so poskusi za papir 160 g/m².



Slika 5.15: Krivulje ocenjenega razširjenega Dahl modela s togostjo in dušenjem (polna rdeča črta) glede na izmerjene vrednosti (modre točke) v grafu sil v odvisnosti od hitrosti. Sile obremenitve v normalni smeri so enake 0,5 N, 1 N, 1,5 N in 2 N, prikazani so poskusi za steklo.

5. HAPTIČNE POVRŠINE



Slika 5.16: Vrednosti parametrov σ , F_c , k in b za šest različnih materialov v odvisnosti od sile obremenitve. V prvem stolpcu so parametri, ocenjeni za les, v drugem stolpcu so parametri, ocenjeni za majico, v tretjem stolpcu so parametri, ocenjeni za hlače, v četrtem stolpcu so parametri, ocenjeni za papir 80 g/m², v petem stolpcu so parametri, ocenjeni za papir 160 g/m² in v šestem stolpcu so parametri, ocenjeni za steklo.

Coulombov parameter F_c narašča s silo obremenitve (slika 5.16). Ta pojav je evidenten za vse materiale. Odvisnost je skoraj povsem linearna. Ta ugotovitev se sklada s Coulomb-ovim modelom trenja, kjer je trenje opisano le s koeficienta trenja.

Koeficient σ nima tako izrazitega trenda. V večini pada z naraščajočo silo, toda ne pri vseh meritvah. Majhna odstopanja najdemo pri minimalni sili obremenitve za les, papir 80 g/m², večje odstopanje pa za papir 160 g/m² (slika 5.16, parameter σ , peti stolpec, prva točka). Možnost za tako odstopanje je, da optimizacija vrne lokalni minimum, ne pa globalnega. Ista meritev je bila optimizirana večkrat z drugačnimi začetnimi vrednostmi, vendar se vrnjena vrednost parametra ne razlikuje. Kasneje smo papir 160 g/m² še dvakrat izmerili, tokrat sta bili vrednosti parametra σ pri najmanjši obremenitvi podobni vrednostim pri višjih obremenitvah. Torej je bilo to odstopanje posledica slabše meritve ali spremenjenih pogojev pri meritvah. Predvsem pri minimalnih obremenitvah so se pokazale slabosti uporabljenega LR senzorja sile: ničelni odmik in odmik pri obremenitvi/razbremenitvi.

Togost k ima naraščajoč trend za tretji material (hlače) in manjši naraščajoč trend pri papirju 80 g/m². Elastična lastnost tretjega materiala, ki je primeren za športna oblačila, je izrazita. Ta parameter ima minimalne vrednosti za ostale materiale, kjer se lahko upošteva, da je enak nič.

Parameter *b*, ki na splošno opisuje viskozno trenje, večinoma narašča s silo obremenitve, toda vrednosti so bolj razpršene kot pri ostalih parametrih. Iz ocenjenih parametrov so z uporabo kvadratne funkcije, ki je prilagojena med točke parametrov izmerjenih pod različnimi vrednostmi sile obremenitve, izračunani koeficienti prileganja. Koeficienti prileganja za vse štiri parametre so podani v tabeli 5.1. Tako dobljeni koeficienti parametrov predstavljajo osnovo za haptično izvedbo trenja v navidezna okolja.

Rezultati so pokazali (slika 5.16), da se vsi parametri modela spreminjajo z naraščajočo silo obremenitve in jih je smiselno uporabiti v haptičnem modelu trenja. Slike 5.10 do 5.15 kažejo različne poteke trenja za različne materiale pri enakih silah obremenitve. Ta ugotovitev podpira naš cilj, da je lahko en splošni model trenja uporaben za prikazovanje trenja različnih materialov.

5. HAPTIČNE POVRŠINE

i	σ	F_c	k	b
Les				
$a_{w1,i}$	1394	0,01	-1,38	-4,31
$a_{w2,i}$	570	0,11	2,26	$18,\!89$
$a_{w3,i}$	249	$0,\!03$	-0,66	$-4,\!44$
Majica				
$a_{j1,i}$	1677	0,00	-0,54	$1,\!67$
$a_{j2,i}$	-274	0,19	1,13	4,32
$a_{j3,i}$	22	0,01	-0,38	0,12
Hlače				
$a_{s1,i}$	1348	0,00	-0,44	$1,\!08$
$a_{s2,i}$	-242	0,18	1,09	$7,\!56$
$a_{s3,i}$	40	0,01	-0,58	-0,96
Papir80				
$a_{p1,i}$	791	0,00	-0,65	-0,35
$a_{p2,i}$	373	0,08	0,41	12,5
$a_{p3,i}$	-137	$0,\!03$	0,25	$1,\!22$
Papir160				
$a_{r1,i}$	121	-0,01	-0,20	$-3,\!49$
$a_{r2,i}$	1461	$0,\!12$	0,41	$11,\!95$
$a_{r3,i}$	-455	$0,\!05$	-0,13	$-3,\!08$
Steklo				
$a_{g1,i}$	932	-0,01	-1,23	$13,\!57$
$a_{g2,i}$	371	0,16	1,27	$-13,\!98$
$a_{g3,i}$	-145	0,01	-0,69	6,75

Tabela 5.1: Vrednosti koeficientov prileganja za parametre razširjenega Dahl modela (σ , F_c , k in b) pri šestih različnih izmerjenih materialih.

5.3.1 Uporaba izmerjenih modelov za izvedbo tornih površinskih lastnosti

Opisane matematične modele trenja smo izvedli na haptičnem robotu. Primerna sta robota HapticMaster in Phantom. Modeli trenja so izvedeni kot primitivi v haptičnem okolju in jih je možno vključiti v že razvite naloge in v prihodnje razvite navidezne naloge. Za nove naloge bodo pripravljena nova grafična okolja, ki bodo primerna za vključitev v vadbo z rehabilitacijskimi sistemi.

Glavni poudarek pri haptičnih površinah je na horizontalni komponenti kontakta človek-robot. Pri tem se mora haptični model obnašati stabilno in ponovljivo. Prav tako ne smemo prikazovati vrednosti parametrov, ki so v nasprotju s fizikalno razlago modela, kot je na primer negativna togost. V tem primeru imamo v modelu naslednje omejitve: $\sigma > 0$, $F_c > 0$ ter $k \ge 0$. Parameter dušenja b je omejen tudi z maksimalno vrednostjo zaradi nizke resolucije hitrosti robota. Hitrost robota izračunamo iz pozicij robota z odvajanjem v diskretnem prostoru. Torej je resolucija hitrosti odvisna od resolucije pozicije robota (Phantom: 0,03 mm, HapticMaster: 0,004 mm) in vzorčne frekvence programskega teka (Phantom: 5 kHz do 10 kHz, HapticMaster: 2,5 kHz). Maksimalna resolucija hitrosti pri robotu Phantom je tako 0,15 m/s. Zato je pri robotu Phantom omejitev $6 > b \ge 0$, pri HapticMaster robotu pa $15 > b \ge 0$. Pri višjih vrednostih zaznamo nestabilno vođenje robota. Izmerjena sila obremenitve je omejena v območju od 0 do 3 N, saj smo v tem območju merili površinske lastnosti materialov.

Normalna komponenta dotika pravokotno na površino je lahko v enostavnem primeru modelirana kot navidezna vzmet s togostjo. Tako je povratna sila, ki jo prikaže robot, odvisna od togosti in pozicije robota. Togost površin materialov se lahko oceni iz izmerjenih sil in pozicij robota v vertikalni smeri od točke, ko robot pritisne na površino. Ocenjene vrednosti togosti so vse v območju 1500–2500 N/m. Togost haptičnega robota Phantom je točno v tem območju (3500 N/m, dejansko okoli 2000 N/m), kar pomeni, da lahko prikažemo togost le do 2000 N/m, medtem ko so izmerjeni realni materiali lahko bolj togi. Zato smo nastavili togost vseh objektov v normalni smeri na 2000 N/m, sami materiali pa so dejansko za več razredov bolj togi.

5.4 Preliminarni eksperiment ločevanja navideznega trenja

V preliminarnem eksperimentu ločevanja smo želeli preveriti, kako uspešno osebe ločujejo haptično trenje različnih izmerjenih površin materialov. Haptično trenje je implementirano v navidezno nalogo in preko haptičnega robota Phantom predstavljeno osebam. Osebe so opravile nalogo ločevanja površin v navideznem in realnem okolju. Za ugotavljanje sposobnosti oseb pri ločevanju so pregledani pravilni in nepravilni odgovori.

5.4.1 Navidezna naloga

Navidezna naloga z modeli površin je osebam prikazana preko haptičnega vmesnika Phantom, ki je manjši robot, ali preko haptičnega vmesnika HapticMaster, ki je večji robot. Grafično prikazovanje je generirano z Unity 3D (Unity Technologies) programskim okoljem. Navidezna naloga razvita za raziskavo ločevanja površin je prikazana na sliki 5.17. V prostoru so tri enako velike kocke (1, 2, 3) z dimenzijo 10 cm x 10 cm. Trenutna pozicija robota je predstavljena kot modra točka (4) v prostoru. Zgornja ploskev vsake kocke je haptično predstavljena z modelom trenja. Med izvajanjem naloge oseba z vrhom robota navidezno drsi po površinah kock da bi ugotovila, katera izmed dveh kock (2 ali 3) ima enako površino kot referenčna kocka (1). Izbrani odgovor poda s pritiskom na gumb (5 ali 6) nad izbrano kocko. Za pravilen odgovor se prikaže signal zelene barve, za napačen odgovor pa rdeče barve. Po pravilnem ali napačnem odgovoru se zamenjajo površine na objektih in oseba lahko začne nov poskus. V vsakem poskusu je vedno ena izmed ostalih dveh površin enaka referenčni površini (1). Odgovori in vrste materialov so vzorčeni med celotno nalogo.

5.4.2 Eksperiment

V preliminarnem eksperimentu ločevanja površin na podlagi modela trenja je sodelovalo osem zdravih oseb (starost 26,7 let \pm 2,4 let, razpon starosti 24 let do 32 let, 8 moških). Preden se je eksperiment začel, je bil osebam predstavljen sam eksperiment in postopek, na voljo so imele nekaj poskusov za seznanitev z navidezno nalogo. Osebe so opravile 15 poskusov ločevanja površin materialov z različnimi lastnostmi trenja. Kasneje so osebe opravile enako nalogo kot v navideznem okolju, le da so takrat opravljale nalogo v realnem okolju (slika 5.18). Uporabljeni so bili enaki materiali, le da so bile površine materialov realne. Realni materiali so bili



Slika 5.17: Navidezna naloga ločevanja površin. Oseba z vrhom robota (4) navidezno drsi po površini treh kock. Površina druge ali tretje kocke (2 in 3) je enaka površini referenčne kocke (1). Oseba odgovori s pritiskom na enega izmed gumbov nad kockama (5 ali 6).



Slika 5.18: Realna naloga v preliminarnem eksperimentu ločevanja površin. Na desni strani so materiali z različnimi površinskimi lastnostmi (2), ki so bili med poskusi postavljeni pod leseno desko (6), da jih osebe niso videle (3, 4, 5). Osebe (1) so imele nameščene glušnike (7).

postavljeni pod leseno mizico, da osebe niso videle samih materialov. Oseba je v roki držala vpenjalo za kroglice, v katerega je bila vpeta kovinska kroglica s premerom 10 mm. Oseba je nato podrgnila po površini, po želji lahko tudi večkrat. Prav tako so osebe nosile glušnike, da je bil eliminiran povratni zvočni učinek kontakta s površino. Algoritem izbire materialov v posameznem poskusu je bil enak kot v navidezni nalogi. Eksperimentator je v realnem okolju zamenjal materiale med vsakim poskusom tako, da oseba ni videla samih materialov. Vrstni red nalog je bil menjan, tako da je polovica oseb najprej opravila navidezno nalogo, druga polovica oseb pa najprej realno nalogo.

5.4.3 Rezultati

Med navidezno nalogo je bila v vsakem poskusu shranjena informacija o predstavljenih materialih skupaj z odgovorom (pravilno, nepravilno). Enako so bile zabeležene kombinacije materialov in odgovori pri realni nalogi. Odstotek pravilnih odgovorov v navidezni nalogi je znašal 66 %, pri realni nalogi pa 97 %. To kaže, da so bile osebe veliko bolj uspešne v ločevanju materialov pri realni nalogi kot pa pri navidezni nalogi, kjer je bila uspešnost ločevanja navideznih haptičnih površin veliko nižja.

Med eksperimenti so bile vsebovane različne kombinacije materialov. Pri ugotavljanju katere kombinacije materialov je težko ločiti, smo pregledali odstotek nepravilnih odgovorov za vse možne kombinacije materialov. Slika 5.19 kaže nepravilne prepoznave za vse kombinacije materialov z različnimi površinskimi lastnostmi v navidezni nalogi. Podobno so na sliki 5.20 prikazani nepravilni odgovori za kombinacije materialov v realni nalogi. Opisa "material *a*"in "material *b*" na slikah sta materiala, ki sta bila predstavljena osebi kot možni izbiri za odgovor (slika 5.17, (2) in (3)). Nepravilni odgovori so enakomerno razdeljeni med vse materiale v navidezni nalogi. V realni nalogi je le nekaj nepravilnih odgovorov, v večini pa je vključen material 4 (papir 80 g/m²).

Odstotek pravilnih odgovorov je pokazal, da so osebe imele boljše rezultate v realni nalogi kot v navidezni nalogi. Zakaj je pri navidezni nalogi tako nizek rezultat? Prvi razlog je zagotovo omejitev robota pri prikazovanju navideznih sil trenja. Robot z omejeno togostjo, vztrajnostjo, pozicijsko resolucijo in maksimalno silo lahko meri in posledično prikaže samo do maksimalne togosti, dušenja in sile. Trdni objekti, kot na primer steklo, imajo veliko večjo togost, kot jo lahko prikaže robot. Ta eksperiment smo opravili z zavedanjem vseh omejitev, ki jih prinaša haptični robot.



Slika 5.19: Odstotek nepravilnih odgovorov pri ločevanju tornih površinskih lastnosti v navidezni nalogi. Material a in material b sta materiala, ki sta bila predstavljena kot možna odgovora v posameznem poskusu (1 - les, 2 - majica, 3 - hlače, 4 - papir 80 g/m², 5 - papir 160 g/m², 6 - steklo).



Slika 5.20: Odstotek nepravilnih odgovorov pri ločevanju tornih površinskih lastnosti v realni nalogi. Material a in material b sta materiala, ki sta bila predstavljena kot možna odgovora v posameznem poskusu (1 - les, 2 - majica, 3 - hlače, 4 - papir 80 g/m², 5 - papir 160 g/m², 6 - steklo).

Osebe niso storile nobenih napak pri ločevanju stekla od drugih materialov pri realni nalogi (slika 5.20, material *a*, vrsta 6). V navideznem okolju so osebe napravile več napak pri ločevanju stekla od ostalih materialov (slika 5.19, material *a*, vrsta 6), kar lahko ponovno kaže na nizko prikazano togost haptičnega robota. Tudi osebe same so večkrat potrdile, da je realno steklo bolj togo kot občutek, prikazan v navideznem okolju.

Rezultati so pokazali, da osebe lahko ločijo različne površine v realnem okolju. V navideznem okolju so jih slabše ločevali. Prvi testi pri ločevanju površin v navideznem in realnem okolju so tako pokazali, da bi morali bolj poudariti površinske lastnosti, da bi povečali zaznavanje različnih materialov. Zato bodo v nadaljevanju pri modeliranju površin vključeni modeli lepenja in tekstur. Pričakujemo, da bodo na podlagi večih modelov osebe lažje ločevale različne površine v navideznem okolju. Če se to izkaže tudi v rezultatih novega eksperimenta, bi tako nadalje lahko haptične lastnosti površin vključili v navidezne naloge in jih združili z ostalimi primitivi, kot so na primer tridimenzionalni gibi, prikazovanje okolja in haptični objekti.

5.5 Izbira materialov in rezultati modeliranja trenja

Lastnosti materialov so matematično lahko opisane z različnimi modeli. Te modele lahko ločimo glede na to, katere fizikalne pojave opisujejo. V preliminarnih meritvah trenja smo pregledali najbolj opazne torne karakteristike različnih materialov. Pri tem moramo upoštevati, da bi bili neizraziti pojavi pri meritvah lahko tudi posledica omejitev eksperimentalnega sistema. Ugotovljeno je bilo, da bi morali bolj poudariti površinske lastnosti, da bi povečali zaznavanje različnih materialov. Tako so materiali nadaljnje predstavljeni z naslednjimi lastnostmi: trenje, lepenje in teksture. V tem primeru je tekstura variacija profila oziroma fizične višine površine. V haptično okolje sta izvedena modela lepenja in tekstur, kar je potrebno najprej ustrezno modelirati.

V naslednjem koraku je izbranih deset materialov, ki jih bomo uporabili pri raziskavi ločevanja površin. Lastnosti dotika s površinami so izmerjene za: les (smreka), majica (kolesarski dres; poliester), hlače (kolesarske hlače, Lycra), papir 80 g/m², papir 160 g/m², steklo, brusni papir (zrnatost P100), brusni papir (zrnatost P40), pena in beton. Šest materialov je iz preliminarnega eksperimenta, dodani so štirje materiali. Pena je vključena kot zelo mehak material, brusni papir in beton pa kot materiala s katerimi bi lahko izmerili in modelirali teksture.

Vsi izbrani materiali so v pilotnih meritvah izmerjeni in pregledani za vse tri površinske lastnosti. Kot sistem za merjenje površinskih lastnosti je ponovno uporabljen Phantom sistem, enako kot v preliminarnem modeliranju trenja. Nekaterih materialov, kot na primer betona, ni bilo mogoče izmeriti s tem sistemom, saj robot pri vođenju po sili ni zmožen zagotoviti ustrezne sile obremenitve. Prejšnji namensko razviti senzor sile je nadomeščen z novim ATI FT Nano 17 senzorjem sile. Nekatere površinske lastnosti so bile bolj izražene v izmerjenih podatkih kot ostale lastnosti. Na koncu smo izbrali le eno ali dve lastnosti za matematični opis površinskih lastnosti vsakega materiala. Tabela 5.2 prikazuje, katere od treh lastnosti so po pilotnih meritvah izbrane in izvedene za posamezen material.

Material	N	Trenje	Lepenje	Teksture
Les	1		х	
Hlače	2	х		
Majica	3	х	х	
Papir 80 g/m ²	4	х	х	
Papir 160 g/m^2	5	х		
Steklo	6			
Brusni papir P100	7		х	
Brusni papir P40	8			х
Pena	9	х		
Beton	10			х

Tabela 5.2: Izbrane lastnosti površin (trenje, lepenje, teksture) za vsak material, ki so opisane z ustreznimi modeli in pripadajočimi parametri modela.

5.5.1 Primerjava senzorjev sile

V preliminarnem modeliranju trenja in preliminarnem eksperimentu ločevanja navideznega trenja smo uporabili namensko razviti senzor sile (LR). Zaradi velike mase uporabljenega senzorja, ničelnega odmika in odmika pri obremenitvi/razbremenitvi smo v nadaljevanju priredili zadnji segment robota Phantom in zamenjali prejšnji senzor sile z ATI FT Nano 17 senzorjem (poglavje 2). V prvotnih meritvah senzor sile ATI še ni bil na voljo za uporabo v haptičnem sistemu. Sliki 5.21 in 5.22 kažeta dva primera meritev primerjave obeh uporabljenih senzorjev sil. Slika 5.21 prikazuje izmerjena poteka sile trenja z ATI (rdeča črta) in LR senzorjem sile (modra črta) za majico pri enakih pogojih (sila obremenitve 2,5 N). Podobno prikazuje slika 5.22, le da za material hlače. Slika 5.23 prikazuje vrednosti parametra FP, kadar so izmerjene površine ocenjene z razširjenim Dahl modelom trenja. Prikazani so primeri za pet različnih materialov (les, hlače, majica, papir 80 g/m² in papir 160 g/m²), ko merimo z LR senzorjem sile (črne točke) in ko merimo z ATI senzorjem sile (rdeče točke).



Slika 5.21: Primerjava vrednosti izmerjenih sil za ATI senzor (rdeča črta) in senzor razvit v Laboratoriju za robotiko (modra črta). Slika prikazuje primer meritve majice pri sili obremenitve 2,5 N.

ATI senzor ima manjše izmerjene amplitude, kar pomeni, da namensko razviti LR senzor ni povsem dobro umerjen (medsebojni vplivi osi). ATI senzor je umerjen po kalibraciji SI-25-0.25, ki je skladna s standardom ISO 9001. Ugotovljen je tudi velik odmik pri obremenitvi/razbremenitvi in večji odmik pri ocenjenem modelu za LR senzor. Resolucija ATI senzorja sile (\pm 25 N, 16 bitov) je mnogo večja od LR senzorja (\pm 10 N, 12 bitov), za naše meritve sta obe resoluciji povsem dovolj. Poteki signalov so podobni, značilnosti materialov razvidne iz sil, so podobne. ATI senzor ima več izmerjenega šuma pri poteku sil. V manjši meri je to posledica večjega šuma na samem senzorju, v večji meri pa posledica tresenja robota pri pozicijskem vođenju zaradi manjše mase ATI senzorja in posledično mase vrha robota. ATI senzor ima maso 10 g, medtem ko ima LR senzor maso 70 g.


Slika 5.22: Primerjava vrednosti izmerjenih sil za ATI senzor (rdeča črta) in senzor razvit v Laboratoriju za robotiko (modra črta). Slika prikazuje primer meritve hlač pri sili obremenitve 2,5 N.



Slika 5.23: Vrednosti cenilke FP, kadar so izmerjene površine ocenjene z razširjenim Dahl modelom trenja. Prikazani so primeri meritev z LR senzorjem sile (črne točke) in meritev z ATI senzorjem sile (rdeče točke) za materiale: les, hlače, majica, papir 80 g/m^2 in papir 160 g/m².

Pri LR senzorju na Phantom robota dodamo tudi utež na motor, da je robot ustrezno uravnovešen. Večja masa na vrhu robota stabilizira pozicijsko vodenje pri meritvah. Pri haptičnem prikazovanju pa manjša masa boljše prikaže prazen prostor in samo dinamiko prikazovanja sil uporabniku, kar je poleg velikega odmika pri obremenitvi/razbremenitvi LR senzorja glavni razlog za vključitev manjšega ATI senzorja. Parameter FP izkazuje manjše vrednosti pri uporabi senzorja ATI v primerjavi s senzorjem LR, kadar so enaki pogoji pri meritvah. To pomeni, da matematični model bolje opiše izmerjene vrednosti, če merimo silo z ATI senzorjem.



Slika 5.24: Izmerjena sila v vertikalni smeri, ko je robot v vertikalni smeri voden po referenčnih silah 0,5 N, 1 N, 1,5 N, 2 N in 2,5 N. Prikazani so poskusi za majico in steklo.

Izmerjene sile obremenitve z ATI senzorjem sile v vertikalni smeri za majico in steklo so prikazane na sliki 5.24 pri referenčnih silah 0,5 N, 1 N, 1,5 N, 2 N ter 2,5 N. Na sliki 5.24 se vidi, da vođenje robota ustrezno regulira silo v normalni vertikalni smeri dotika s površino. Pri majici izmerjena sila zaniha pri spremembi smeri gibanja, pri steklu pa je zaradi bolj toge površine regulacija nekoliko slabša (več nihanja med celotnim gibanjem).

5.5.2 Ponovno modeliranje trenja

V nadaljevanju so bile opravljene ponovne meritve za modeliranje trenja. Celotna metodologija meritev in ocenjevanja parametrov je enaka kot v preliminarnem modeliranju trenja, le da smo tokrat uporabili nov senzor sile ATI, ocenjenih pa je bilo pet izbranih materialov iz tabele 5.2 (majica, hlače, papir 80 g/m², papir 160 g/m² in pena). V tabeli 5.3 so podane vrednosti ocenjenih koeficientov parametrov razširjenega Dahl modela za vseh pet materialov. Te vrednosti se ponovno implementirajo v navidezno nalogo, ki bo uporabljena v nadaljnji raziskavi ločevanja.

Slika 5.25 prikazuje identificirane karakteristike kontakta z materiali, kjer so primerjane vrednosti ocenjenih parametrov Dahl modela za meritve z ATI senzorjem sile (rdeče točke) in LR senzorjem sile (črne točke). Prikazani so materiali, ki so bili uporabljeni v prvotnih in novih meritvah: hlače, majica, papir 80 g/m² in papir 160 g/m². Če primerjamo vrednosti parametra F_c , se ti minimalno razlikujejo med obema senzorjema. Parameter k je nižji za material hlače pri ATI senzorju (slika 5.25, parameter k, drugi stolpec). Nižje vrednosti parametra b so pri novem senzorju za majico, hlače in papir 80 g/m², podobne pa za papir 160 g/m². Parameter σ pa je občutno nižji pri novih meritvah za vse materiale. Razlog za višje vrednosti pri prejšnjem LR senzorju je, da senzor LR ni umerjen, medtem ko je ATI senzor umerjen skladno s standardom ISO 9001. Pomemben razlog pa je tudi v sami izvedbi in teži senzorja (LR senzor 70 g, ATI senzor 10 g), kjer togost in masa senzorja vplivata na izmerjene sile.

, maee, papir ee 8/ m , papir ree 8/ m m pener							
i	σ	F_c	k	b			
Majica							
$a_{1,i}$	401	0,01	-0,22	-2,41			
$a_{2,i}$	160	0,14	0,12	7,08			
$a_{3,i}$	-53	0,02	$0,\!33$	-2,01			
Hlače							
$a_{1,i}$	290	-0,05	0,12	1,06			
$a_{2,i}$	87	0,26	$0,\!55$	$3,\!15$			
$a_{3,i}$	-13	-0,02	$0,\!16$	$0,\!19$			
Papir 80 g/m^2							
$a_{1,i}$	865	-0,02	-0,25	1,06			
$a_{2,i}$	-395	$0,\!13$	$0,\!30$	$3,\!15$			
$a_{3,i}$	90	0,01	-0,08	$0,\!19$			
Papir 160 g/m^2							
$a_{1,i}$	966	0,17	-7,30	0,06			
$a_{2,i}$	-432	-0,35	$16,\!63$	2,51			
$a_{3,i}$	64	$0,\!27$	-7,17	$2,\!43$			
Pena							
$a_{1,i}$	544	-0,05	0,26	3,48			
$a_{2,i}$	121	0,48	-1,20	$5,\!66$			
$a_{3,i}$	-30	0,09	$0,\!59$	2,34			

Tabela 5.3: Vrednosti ocenjenih koeficientov parametrov razširjenega Dahl modela trenja za majico, hlače, papir 80 g/m², papir 160 g/m² in peno.



Slika 5.25: Vrednosti parametrov σ , F_c , k in b, kadar so izmerjene površine ocenjene z razširjenim Dahl modelom trenja. Prikazani so primeri meritev z LR senzorjem sile (črne točke) in meritev z ATI senzorjem sile (rdeče točke) za materiale: hlače, majica, papir 80 g/m² in papir 160 g/m².

5. HAPTIČNE POVRŠINE

5.6 Modeliranje lepenja

Nekateri materiali pri meritvah trenja izkazujejo pojav lepenja-drsenja (angleško stick-slip), kar želimo vključiti v modele površin, da bi povečali uspešnost ločevanja med površinami. Matematično lepenje opiše Karnopp model [112].

$$F(F_n) = \begin{cases} -F_{dy}(F_n) & v < -D_v \\ max(-F_s(F_n), F_a) & -D_v < v < 0 \\ min(F_s(F_n), F_a) & 0 < v < D_v \\ F_{dy}(F_n) & v > D_v \end{cases}$$
(5.13)
$$F_s(F_n) = a_1 + a_2F_n + a_3F_n^2$$
(5.14)

$$dF = F_s(F_n) - F_{dy}(F_n) \tag{5.15}$$

Parametri modela so maksimalna sila lepenja F_s , sila dinamičnega Coulombovega trenja F_{dy} in omejeno območje hitrosti v področju lepenja-drsenja D_v . Maksimalna sila lepenja in Coulombovo trenje se zvezno spreminjata med nalogo glede na silo obremenitve F_n . Parameter D_v je konstanten za vse materiale ter vse normalne sile in je nastavljen na vrednost 0,01 m/s, kar je večkrat uporabljana vrednost v literaturi [112, 113]. F_s parameter je potrebna sila robota, da ta začne drseti, F_{dy} je sila ko vrh robota drsi po podlagi. F_a je vsota vseh sil, ki delujejo na sistem in ne izvirajo iz trenja. Parametra F_s in F_{dy} se spreminjata v odvisnosti od sile obremenitve (enačbi 5.14 in 5.15).

Ponovno je na vrhu robota vpeta kovinska kroglica. Vodenje robota pri merjenju lepenja je vodenje po sili. Robot je voden po sili v horizontalnih in vertikalni smeri, medtem ko so sile in pozicije vzorčene s frekvenco 200 Hz. Ko se meritev prične, robot pritisne z nastavljeno silo obremenitve v normalni smeri, medtem ko je horizontalna sila enaka nič. Po nekaj sekundah začne horizontalna sila v eni smeri linearno naraščati. Ko se zazna gibanje robota (premik 0,2 mm), merimo še nadaljnji dve sekundi in zaključimo meritev. Za večino materialov je bilo ugotovljeno, da do 0,2 mm pozicija postopoma počasi narašča, od 0,2 mm naprej pa linearno narašča s časom. Pri zaznanem gibanju robota izmerimo silo lepenja F_s , kar prikazuje slika 5.26. Referenčne sile obremenitve so enake 0,5 N, 1 N, 1,5 N, 2 N in 2,5 N. Izračunani so koeficienti kvadratne funkcije, prilagojene med točke parametrov, ki so bile izmerjene pod različnimi vrednostmi sile obremenitve. Parameter F_{dy} je iz meritev razviden kot sila v ustaljenem stanju. Ocenjene vrednosti koeficientov in parametra dF, ki je povprečna vrednost razlike parametrov F_s in F_{dy} , so podani v tabeli 5.4. Za površinske karakteristike lepenja so izmerjeni štirje materiali: les, majica, papir 80 g/m² in brusni papir P100.



Slika 5.26: Prikazani sta izmerjena sila v horizontalni smeri (zgoraj) in izmerjena pozicija v horizontalni smeri (spodaj) v odvisnosti od časa. Pri zaznanem gibanju robota (premik 0,2 mm, rdeča točka) določimo silo lepenja F_s pri enakem času (modra točka).

Tabela 5.4: Vrednosti ocenjenih koeficientov a_i in parametra dF za Karnopp model. Izbrani materiali so les, majica, papir 80 g/m² in brusni papir P100.

	Les	Majica	Papir 80 g/m^2	P100
a_1	-0,03	-0,12	-0,07	0,80
a_2	0,12	0,40	$0,\!18$	0,21
a_3	0,02	-0,06	0,04	0,43
dF(N)	0,05	0,1	0,1	0,7

5.7 Modeliranje tekstur

Druga površinska lastnost, ki je dodana v navidezno okolje za povečanje uspešnosti ločevanja med materiali, je tekstura. Pri teh meritvah z robotskim sistemom Phantom smo uporabili dva nastavka na vrhu robota: kovinsko kroglico premera 10 mm in 1 mm točkasto kovinsko konico. Vodenje robota po sili je enako kot v primeru merjenja trenja. Referenčni sili obremenitve sta 0,1 N in 0,2 N. Pri modeliranju tekstur na objektih kockaste oblike je dodana sinusna funkcija v dveh smereh na ravno površino objekta. Višina površine h je tako opisana kot

$$h(p_x, p_y) = h_a + Asin(2\pi(\frac{p_x}{p_f})) + Asin(2\pi(\frac{p_y}{p_f})),$$
(5.16)

kjer je h_a višina roba kocke, A je amplituda sinusnega profila, p_x in p_y sta trenutni horizontalni poziciji vrha robota glede na objekt in p_f je vrednost, ki loči valovitost profila in hrapavost profila. Ta vrednost je klasično izbrana 0,08 mm [114]. V našem primeru želimo prikazati valovitost površine. Vrednosti parametra valovitosti profila so izmerjene s kovinsko kroglico premera 10 mm in koničastim nastavkom premera 1 mm, vpetima na vrhu robota. Iz izmerjenih podatkov izračunamo srednjo kvadratno vrednost (angleško RMS - root mean square) višine profila S_q in maksimalno višino S_z . Srednja kvadratna vrednost višine profila je standardna deviacija distribucije višine profila oziroma RMS hrapavost površine. Maksimalna višina je razlika med najvišjim vrhom profila in najnižjo dolino profila. Za modeliranje tekstur sta izmerjena dva materiala: brusni papir P40 in beton. Slika 5.27 prikazuje višinski profil površine brusnega papirja P40, izmerjen z robotom Phantom, slika 5.28 pa višinski profil površine betona. Izmerjene sile obremenitve v vertikalni smeri za brusni papir P40 in beton so prikazane na slikah 5.29 in 5.30 pri referenčnih silah 0,1 N ter 0,2 N.



Slika 5.27: Višinski profil površine brusnega papirja P40, izmerjen z robotom Phantom. Zgoraj je prikazana meritev s kovinsko kroglo premera 10 mm pri silah obremenitve 0,1 N in 0,2 N. Spodaj je prikazana meritev s kovinsko konico premera 1 mm pri silah obremenitve 0,1 N in 0,2 N.



Slika 5.28: Višinski profil površine betona. Zgoraj je prikazana meritev s kovinsko kroglo premera 10 mm pri silah obremenitve 0,1 N in 0,2 N. Spodaj je prikazana meritev s kovinsko konico premera 1 mm pri silah obremenitve 0,1 N in 0,2 N.



Slika 5.29: Izmerjena sila v vertikalni smeri, ko je robot v vertikalni smeri voden po referenčnih silah 0,1 N in 0,2 N. Prikazani so poskusi za brusni papir P40.



Slika 5.30: Izmerjena sila v vertikalni smeri, ko je robot v vertikalni smeri voden po referenčnih silah 0,1 N in 0,2 N. Prikazani so poskusi za beton.

5.7. MODELIRANJE TEKSTUR

Izračunane vrednosti parametrov, dobljene iz meritev, so primerjane z vrednostmi iz literature [114, 115] v tabeli 5.5. Iz tabele vidimo obseg vrednosti parametrov S_q in S_z izmerjenih s kroglico in konico pri silah obremenitve 0,1 N in 0,2 N. Pri izvedbi tekstur v navideznem okolju potrebujemo vrednost amplitude sinusnega profila A. Amplitudo materiala izračunamo iz povprečja parametrov S_q in polovičnih vrednosti S_z (enačba 5.17). S_z parameter opiše maksimalno višino v celotnem vzorcu, modelirana sinusoidna površina s to amplitudo bi imela po celotnem modelu maksimalne višine. Tako smo dodali še srednjo kvadratno višino in izmerjene vrednosti povprečili. Dobili smo neko srednjo višino med obema parametroma, ki po našem mnenju dovolj dobro opiše višinski profil vzorca. Amplituda A brusnega papirja P40 je enaka 140 μ m, amplituda betona pa je enaka 200 μ m.

$$A = \frac{\sum S_q + \sum (\frac{S_z}{2})}{8}$$
(5.17)

Tabela 5.5: Parametri tekstur za brusni papir P40 in beton. Izmerjene vrednosti srednje kvadratne vrednosti višine S_q in maksimalne višine S_z so primerjane z vrednostmi iz literature [114, 115], kjer so uporabili laserski profilometer (LP) in mehanski profilometer (MP).

		P40		Beton	
	$F_n(\mathbf{N})$	$S_q(\mu m)$	$S_z(\mu m)$	$S_q(\mu m)$	$S_z(\mu m)$
kroglica	0,1	68	316	132	550
	0,2	116	458	121	515
konica	0,1	86	401	109	517
	0,2	83	374	140	663
lit.	LP	154	1220	300	1400
	MP	/	/	150	850

V tabeli 5.5 so razlike med izmerjenimi vrednostmi in vrednostmi iz literature precejšnje. Predvsem vrednosti izmerjene z laserskim profilometrom odstopajo precej. Vendar je to brezkontaktna metoda merjenja profila, v našem primeru pa je kontaktna metoda merjenja profila, kjer konica ali kroglica drsi po profilu. Jasno je, da tako dobimo precej manjše vrednosti parametrov. Vrednosti iz literature dobljene z mehanskim profilometrom so pa le malo večje kot v naših meritvah. Merjeni vzorci iz literature in iz naših meritev pa se lahko močno razlikujejo, predvsem beton, kjer je profil odvisen tudi od vrste površinske obdelave [114]. Pri modeliranju profila moramo upoštevati tudi togost materialov v normalni smeri na površino. Višinski profil vzorca je opisan s sinusoidnim potekom, sam model kontakta s površino pa je modeliran kot navidezna vzmet s togostjo. Na ta način je dejanska amplituda profila, ki jo občuti oseba lahko še večja kot je vrednost amplitude materiala. Maksimalna togost robota HapticMaster je 50000 N/m. Vrednosti togosti realnih materialov so lahko še večkrat večje, če jih izračunamo iz Youngovega modula [116]. Z upoštevanjem te ugotovitve je bila togost materialov pri izvedbi na robotu HapticMaster razporejena na naslednji način: 5000 N/m za les, 2000 N/m za hlače in majico, 3000 N/m za papir, 10000 N/m za steklo, 8000 N/m za brusni papir, 800 N/m za peno in 8000 N/m za beton. Togost materialov pri navidezni nalogi na robotu Phantom je nastavljena na 2000 N/m, razen pri peni je togost 800 N/m. Pri tem se moramo zavedati, da se te vrednosti ne ujemajo s pravimi podatki o togosti realnih materialov, vendar pa omogočijo evalvacijo različnih prestavljenih togosti površin v navideznih okoljih. 6

Raziskava ločevanja haptičnih površin

Manjkajoči člen v obstoječih rehabilitacijskih sistemih ter cilj našega dela je izvedba haptičnih površin v kompleksnem navideznem okolju in evalvacija implementiranih modelov glede na sposobnost oseb pri ločevanju površin. V tej raziskavi so površine različnih realnih objektov opisane z modeli trenja, tekstur in lepenja ter kasneje haptično prikazane v navidezni nalogi. Uspešnost ločevanja in trajanje poskusov sta izbrana indikatorja uspešnosti pri nalogi. Čas dotika z materialom, povprečna moč, vrsta giba in število ponovitev giba so pregledani parametri v interakciji človekrobot. To raziskavo smo opravili z zavedanjem vseh omejitev komercialnih robotov. Vendar pa ti roboti omogočijo prikazovanje različnih tridimenzionalnih navideznih okolij z vključenimi ostalimi haptičnimi objekti in primitivi.

Raziskavo sestavljajo naslednji koraki. Najprej so bile s haptičnim robotom izmerjene lastnosti površin. Parametri modelov trenja, lepenja in tekstur so bili ocenjeni iz izmerjenih podatkov. Modeli z ocenjenimi parametri so bili implementirani v navidezni nalogi z robotom Phantom in robotom HapticMaster. V tem poglavju je predstavljena raziskava, kjer je dvanajst oseb opravilo navidezno nalogo ločevanja materialov z različnimi površinskimi lastnostmi. Na koncu so ocenjeni učinki površinskih lastnosti s parametri evalvacije: uspešnost ločevanja, nepravilni odgovori, čas poskusa, čas dotika s površino materiala, povprečna moč, vrsta gibanja in število gibov.

6.1 Opis eksperimenta

Dvanajst zdravih oseb (starost 28,8 let \pm 3,8 let, starostni razpon 24 let do 37 let, 12 moških) je sodelovalo v raziskavi. Uporabljen je enak sistem in enaka navidezna naloga kot v preliminarnem eksperimentu ločevanja tornih površin. Uporabljenih je deset materialov z različnimi površinskimi lastnostmi, ki so predstavljeni v tabeli 5.2. Pred začetkom eksperimenta je bila osebam predstavljena naloga. Pred meritvijo so osebe opravile tudi nekaj poskusov za seznanitev z nalogo in sistemom. Osebe so opravile 26 poskusov ločevanja v navideznem okolju na robotu Phantom (NP) in 26 poskusov v navideznem okolju na robotu HapticMaster (NH). Zaporedje površin je bilo definirano vnaprej. Odgovori poskusov in tipi materialov, uporabljeni v trenutnem poskusu, so bili vzorčeni med nalogo. Nato so osebe opravile še 26 poskusov ločevanja površin različnih materialov v realnem okolju (NR). Vse površine materialov so bile enake, kot so bile uporabljene v navidezni nalogi, le da so bile v tem primeru površine materialov realne.

Realni vzorci materialov so postavljeni na leseno desko, kjer so površine materialov enako velike ter z enako postavitvijo treh vzorcev kot v navidezni nalogi. V tem primeru osebe držijo robot Phantom z dodanim senzorjem sile. S tem so med meritvijo vzorčene pozicije roke in sile v interakciji med vrhom robota in površinami vzorcev. Robot je v tem primeru programiran tako, da predstavlja prazen prostor, medtem ko oseba v delovnem prostoru robota drsi po realnih površinah. Vse osebe so nosile glušnike, da so eliminirani vsi zvoki dotikov med materiali in kroglico, ki drsi po površini. Vzorce materialov eksperimentator postavlja med posameznimi poskusi tako, da oseba ne vidi vzorcev. Slike 6.1, 6.2 in 6.3 prikazujejo posamezne naloge v tej raziskavi. Vrstni red nalog je bil mešan, tako da je tretjina oseb opravila najprej nalogo na Phantom robotu, tretjina oseb je najprej opravila nalogo.



Slika 6.1: Navidezna naloga ločevanja različnih površinskih lastnosti materialov na robotu Phantom. Na zaslonu je prikazana navidezna naloga ločevanja površin.



Slika 6.2: Naloga ločevanja na robotu HapticMaster. Oseba drži prijemalo na vrhu robota in tako preko robota dobi povratno informacijo o silah navideznega okolja. Navidezna naloga je prikazana na zaslonu pred osebo.



Slika 6.3: Naloga ločevanja različnih površin realnih materialov. Materiali in robot so zakriti z zaveso, oseba pa opazuje navidezno okolje na LCD zaslonu. Phantom robot je v načinu prikazovanja praznega prostora.

6.2 Parametri evalvacije

Zaenkrat še ni bilo predstavljenih standardnih mer, ki bi evalvirale implementirane modele površin ali same haptične vmesnike v primerjavi z realnim okoljem. Samur et al. [117] so podrobno raziskali študije, ki evalvirajo haptično prikazovanje. Nekatere teh študij vsebujejo načrtovanje vođenja, validacije algoritmov in primerjavo haptičnega prikazovanja. Druge študije so evalvirale haptične naprave glede na mere tehničnih lastnosti [118]. Mere uspešnosti pri izvajanju nalog in mere, ki temeljijo na gibanju in silah, so bile že uporabljane v rehabilitacijski robotiki, kjer se je raziskovalo vplive različnih primitivov [92]. Te mere pripadajo skupini psihofizične evalvacije interakcije človek-stroj, kot je prikazano pri razdelitvi različnih tehnik haptičnega prikazovanja [117]. Tip navidezne naloge igra prav tako pomembno vlogo pri prikazovanju navideznega okolja preko haptičnega vmesnika.

Za analizo vadbe pri nalogi ločevanja so pregledani naslednji parametri:

- Uspešnost ločevanja Uspešnost ločevanja je število pravilnih odgovorov deljeno s številom vseh odgovorov. Ta parameter pove, kakšen uspeh so dosegle osebe pri posamezni nalogi.
- Nepravilni odgovori Ta parameter je vsota vseh nepravilnih odgovorov za posamezen material, seštet pa je za vse osebe. Oba materiala, ki sta bila na voljo za odgovor v posameznem poskusu, sta bila upoštevana kot nepravilni odgovor, če je oseba pri poskusu odgovorila nepravilno. Ta parameter pokaže, koliko napak so osebe napravile pri ločevanju materialov.
- Čas poskusa Čas poskusa je čas od prvega dotika katerekoli površine, do pritiska enega izmed gumbov za odgovor. Povprečna vrednost časov poskusov je izračunana za vsako nalogo in za vsako osebo.
- Čas dotika s površino materiala Ta parameter je celoten čas dotika z materialom. To je vsota vseh časovnih intervalov, ko je bila oseba v dotiku s površino posameznega materiala. To je indikator, ki lahko pokaže, s katerimi materiali bi osebe lahko imele težave pri ločevanju tega materiala od ostalih materialov, če bi bili za določen material časi dotika daljši.
- **Povprečna moč** Povprečna moč je celotno delo, ki ga oseba opravi v haptični interakciji deljeno s časom dotika s površino istega materiala. Izračunana povprečna moč ni povprečna mehanska moč, ki jo opravi oseba, pač pa povprečna

moč, ki se pojavi v interakciji človek-robot. To je posledica izmerjene sile, ki jo senzor sile izmeri med osebo in vrhom robota.

- Vrsta gibanja Ta parameter pokaže tip giba, ki ga oseba opravi: linearni ali krožni gib. Skriti model Markova z uporabo mešanice Gaussovih verjetnostnih porazdelitev (2 stanji, 2 mešanici) je bil uporabljen za razpoznavo vrste gibanja [119]. Učna množica in validacijska množica gibov sta bili izmerjeni pred samo raziskavo. Tri osebe so dobile navodilo, da z vrhom robota Phantom opravijo deset linearnih in deset krožnih gibov na eni izmed kock v navidezni nalogi ločevanja materialov. Med gibanjem so bile vzorčene pozicije vrha robota. Učna množica tako sestoji iz 10 krožnih gibov in 10 linearnih gibov ene osebe. Validacijska množica gibov dveh drugih oseb sestoji iz 20 krožnih in 20 linearnih gibov. V tej fazi validacije je bil le en linearni gib prepoznan kot krožni gib, vsi ostali gibi pa so bili pravilno razpoznani. Vrsta gibanja pokaže, kakšen pristop pri gibanju ima posamezna oseba kadar razločuje površine materialov. Lahko pa bi tudi razpoznali, ali ima parameter vrste gibanja vpliv pri razpoznavanju površin materialov.
- Število gibov Število gibov pokaže, koliko ponovitev giba je posamezna oseba opravila v vsakem poskusu. En gib je en linearni gib (na primer od leve proti desni, od spredaj nazaj) ali krožni gib. Povprečna vrednost tega parametra je izračunana za vsak posamezen material. Parameter omogoča primerjavo opravljenih gibov med materiali in med posameznimi nalogami (NP, NH, NR). Tako lahko pokaže, s katerimi materiali bi osebe lahko imele težave pri ločevanju tega materiala od ostalih materialov, če bi se pokazalo veliko število gibov za določeni material.

Prva dva parametra evalvacije (uspešnost ločevanja, čas poskusa) sta bila analizirana z enosmerno analizo variance (ANOVA) za primerjavo treh nalog: naloga na robotu Phantom, naloga na robotu HapticMaster in naloga z realnimi materiali. Ostali parametri evalvacije so bili analizirani z dvosmerno analizo variance (naloga x material) za evalvacijo vpliva naloge (naloga na robotu Phantom, naloga na robotu HapticMaster in naloga z realnimi materiali) na posamezne parametre različnih materialov (deset materialov predstavljenih v tabeli 5.2). Prag za statistično signifikantno razliko je nastavljen na p = 0,05. Statistično signifikantne razlike so poročane, medtem ko nekateri rezultati s p > 0,05 niso poročani.

6.3 Rezultati eksperimenta

Uspešnost oseb je bila opazovana s številom pravilnih odgovorov pri nalogi na Phantom robotu, nalogi na HapticMaster robotu in realni nalogi. Osebe so dosegle uspešnost 96,1 % \pm 3,7 % pri nalogi na Phantom robotu, 93,9 % \pm 4,5 % pri nalogi na HapticMaster robotu in 97,8 % \pm 1,9 % pri realni nalogi (slika 6.4). pvrednost ANOVE (p = 0,033) je blizu praga za statistično signifikantno razliko, medtem ko parna primerjava med nalogami ni pokazala statistično signifikantnih razlik (p = 0,350, p = 0,076, p = 0,349).



Slika 6.4: Uspešnost vseh oseb pri ločevanju različnih površin za tri naloge: naloga na Phantom robotu (NP), naloga na HapticMaster robotu (NH) in realna naloga (NR).

Slika 6.5: Časi poskusov vseh oseb pri ločevanju različnih površin za tri naloge: naloga na Phantom robotu (NP), naloga na HapticMaster robotu (NH) in realna naloga (NR).

Časi poskusov so bili enaki 8,8 s \pm 2,8 s za nalogo na Phantom robotu, 13,0 s \pm 4,2 s za nalogo na HapticMaster robotu in 8,7 s \pm 2,4 s za realno nalogo. Slika 6.5 prikazuje škatlični diagram za vse tri naloge. Obstaja statistično signifikantna razlika med nalogama na Phantom in HapticMaster robotih (p < 0,001) in med nalogo na Haptic
Master robotu in realno nalogo (p < 0,001). Ni pa statistično signifikant
ne razlike med nalogo na Phantom robotu in realno nalogo (p = 0,997).

Slika 6.6 kaže število nepravilnih odgovorov za vsak material. Nepravilni odgovori vseh oseb so sešteti skupaj in prikazani na sliki. Opazimo lahko, da je večina napak med materiali 2, 3 in 4 (hlače, majica in papir 80 g/m²). To je opazno pri vseh treh nalogah. Splošno so osebe napravile največ napak v nalogi na HapticMaster robotu, manj na Phantom robotu in najmanj v realni nalogi.





Slika 6.6: Število nepravilnih odgovorov pri ločevanju različnih površin za posamezen material. Zgornji graf prikazuje rezultate naloge na Phantom robotu (NP), srednji graf naloge na HapticMaster (NH) robotu in spodnji graf realne naloge (NR).

Slika 6.7: Celoten čas dotika pri ločevanju različnih površin za posamezen material. Zgornji graf prikazuje rezultate naloge na Phantom robotu (NP), srednji graf naloge na HapticMaster (NH) robotu in spodnji graf realne naloge (NR).

Slika 6.7 prikazuje celoten čas dotika med vrhom robota in površino materiala za vsako nalogo. Najdaljši časi so bili pri nalogi na HapticMaster robotu, krajši na Phantom robotu in najkrajši v realni nalogi. Razvidno je, da so med različnimi materiali najdaljši časi na materialih 2, 3 in 4. Analiza variance je pokazala statistično signifikantno razliko za oba faktorja znotraj oseb: naloga in material (p < 0,001 in p < 0,001).

Sliki 6.8 in 6.9 prikazujeta povprečno moč v interakciji človek-robot za vsak material posebej. To je moč v interakciji med osebo, ki vadi na robotu, in med vrhom robota. Slika 6.8 kaže povprečno moč v xy horizontalni ravnini, medtem ko slika 6.9 prikazuje povprečno moč v vertikalni z smeri. Povprečna moč v xy ravnini je evidentno nižja v nalogi na Phantom robotu kot na HapticMaster robotu. V realni nalogi so vrednosti povprečne moči med vrednostmi ostalih dveh nalog bližje nalogi na Phantom robotu. Statistično signifikantna razlika je prisotna pri obeh faktorjih znotraj oseb: naloga (p < 0,001) in material (p < 0,001). Razmerje med nalogama na Phantom in HapticMaster robotih je podobno v z smeri (slika 6.9). Toda večja povprečna moč je opazna pri realni nalogi, v večini celo večja kot pri nalogi na HapticMaster robotu. Ponovno sta statistično signifikantni razliki za faktorja znotraj oseb: naloga (p < 0,001) in material (p < 0,001).

68 % ± 29 % gibov vseh oseb je bilo prepoznanih kot krožni gibi v nalogi na Phantom robotu, 77 % ± 24 % v nalogi na HapticMaster robotu in 73 % ± 18 % v realni nalogi. Osebe so opravile več krožnih kot pa linearnih gibov pri ločevanju različnih površin, kar vidimo na sliki 6.10. Tako so se osebe odločile med nalogo same in ne na podlagi vnaprejšnjega navodila. Ne obstaja statistično signifikantna razlika za faktor naloge znotraj oseb (p = 0, 351), medtem ko je p-vrednost blizu praga signifikantne razlike pri faktorju material znotraj oseb (p = 0, 033).

Osebe so opravile $3,3 \pm 0,5$ krožnih ali linearnih gibov v nalogi na Phantom robotu, $3,4 \pm 0,9$ v nalogi na HapticMaster robotu in $3,2 \pm 0,6$ v realni nalogi. Število ponovitev gibov za vse naloge in materiale je prikazano na sliki 6.11. Ne obstaja statistično signifikantna razlika za faktor naloge znotraj oseb (p = 0,445). Obstaja pa statistično signifikantna razlika za faktor material znotraj oseb (p < 0,001).

Slika 6.12 prikazuje število dotikov s površino v odvisnosti od časa dotika za vse osebe. Ti grafi lahko pokažejo trajanje dotika osebe s površino med posameznimi poskusi pri različnih nalogah. Vsak dotik s površino traja določen čas. V posameznem poskusu ločevanja so bili predvideni dotiki s tremi objekti, vseh poskusov je 26. Vseh predvidenih dotikov je torej 78. Število dotikov nato s časom upada do časa trajanja najdaljšega dotika. Tako dobimo časovno porazdelitev dotikov, ki upada s časom. Slika 6.12c prikazuje tipično porazdelitev dotikov pri vseh treh nalogah. Najkrajši časi dotikov so v realni nalogi, daljši v nalogi na Phantom robotu in najdaljši v nalogi na HapticMaster robotu. Večina oseb je imela to tipično porazdelitev (slika 6.12: (b), (c), (č), (f), (h), (i), (j) in (k)). Manj oseb je imelo netipično porazdelitev, kjer relacije med posameznimi nalogami niso jasno vidne (slika 6.12: (a), (d), (e) in (g)). Vendar so za vse osebe najkrajši časi vedno opazni v realni nalogi.



Slika 6.8: Povprečna moč v *xy* ravnini pri ločevanju različnih površin za posamezen material. Zgornji graf prikazuje rezultate naloge na Phantom robotu (NP), srednji graf naloge na HapticMaster (NH) robotu in spodnji graf realne naloge (NR).

Slika 6.9: Povprečna moč v z smeri pri ločevanju različnih površin za posamezen material. Zgornji graf prikazuje rezultate naloge na Phantom robotu (NP), srednji graf naloge na HapticMaster (NH) robotu in spodnji graf realne naloge (NR).



Slika 6.10: Verjetnost krožnega giba pri ločevanju različnih površin za posamezen material. Zgornji graf prikazuje rezultate naloge na Phantom robotu (NP), srednji graf naloge na HapticMaster (NH) robotu in spodnji graf realne naloge (NR).

Slika 6.11: Število ponovitev giba pri ločevanju različnih površin za posamezen material. Zgornji graf prikazuje rezultate naloge na Phantom robotu (NP), srednji graf naloge na HapticMaster (NH) robotu in spodnji graf realne naloge (NR).



Slika 6.12: Število dotikov s površino v odvisnosti od časa dotika za vse osebe: (a) do (k). Rdeča črta prikazuje potek dotikov za nalogo na Phantom robotu, zelena črta potek dotikov za nalogo na HapticMaster robotu in modra črta potek dotikov za realno nalogo.

6.4 Diskusija

V tej raziskavi smo najprej modelirali površine, nato pa izvedli eksperiment ločevanja različnih površin v navideznem in realnem okolju. Pri osebah smo pričakovali podobne sposobnosti razpoznavanja različnih materialov. Vpliv samega haptičnega vmesnika na razpoznavanje površin je bil tudi del naše študije.

Parameter uspešnosti ločevanja je pokazal podobno uspešnost pri navideznih nalogah in realni nalogi. V navideznih nalogah so vrednosti bolj razpršene kot v realni nalogi. V primerjavi s preliminarnim eksperimentom ločevanja površin, kjer je bil implementiran le model trenja, so osebe dosegle boljše rezultate uspešnosti v navideznih nalogah nove raziskave z implementiranimi modeli trenja, lepenja in tekstur. Uspešnost v navideznih nalogah se tako, glede na rezultate, lahko primerja z uspešnostjo v realni nalogi, kar je bil prvi cilj nove študije. Tako lahko ugotovimo, da vključitev različnih modelov površin dvigne uspešnost pri ločevanju površin različnih materialov v navideznih nalogah. Časi poskusov so pokazali podobne vrednosti v nalogi na robotu Phantom in v realni nalogi, medtem ko so v nalogi na HapticMaster robotu potrebovali več časa. Možen razlog je lahko navidezna masa vrha robota HapticMaster. Večja navidezna masa lahko omeji pospešek gibanja ter tako poveča čas poskusa. Tudi nekatere osebe so poročale to opažanje v zaznavanju.

Večina napak pri ločevanju navideznih površin je bila storjenih v prisotnosti materialov 2, 3 in 4 (slika 6.6). Ti materiali so bili vsi predstavljeni z enakim modelom trenja, toda z različnimi parametri. Prav tako je večina napak pri teh materialih prisotnih tudi v realni nalogi. To kaže na podobnost površin realnih materialov 2, 3 in 4. Parameter časa dotika z materialom je pokazal največje vrednosti na materialih 2, 3 in 4 za vse naloge (slika 6.7). Ta ugotovitev korelira s številom napak pri teh materialih. Prav tako so osebe potrebovale več časa do nepravilnega odgovora. Tako so podobna razmerja za napake, podobni časi poskusov in podobne uspešnosti prisotne v navideznih nalogah in realni nalogi. Tako lahko zaključimo, da modelirane površine niso izvor napak pri nalogi ločevanja.

Analiza variance ANOVA je pokazala statistično signifikantno razliko za oba faktorja znotraj oseb (naloga in material) za parameter povprečne moči. Osebe so opravile največ dela v xy horizontalni ravnini v nalogi na HapticMaster robotu, najmanj v nalogi na Phantom robotu, medtem ko so bile vrednosti povprečne moči v realni nalogi med navideznima nalogama (slika 6.8). Ta parameter nakazuje kateri izmed robotov, majhen robot z majhnimi maksimalnimi silami ali večji robot z večjo maso, bi bil primernejši za prikazovanje navideznih površin. Če pogledamo povprečno delo v vertikalni z smeri, so največje vrednosti v realni nalogi podobne ali nižje vrednosti v nalogi na HapticMaster robotu in absolutno najnižje v nalogi na Phantom robotu (slika 6.9). Tako vidimo, da je povprečna moč interakcije v z smeri, ki je normalna smer na površino, zelo majhna, kadar osebe uporabljajo Phantom robota.

Parameter vrste giba je pokazal več krožnih kot linearnih gibov v vseh nalogah. Največ krožnih gibov je bilo opravljenih v nalogi na robotu HapticMaster. Nekatere osebe so v nekaterih nalogah opravile samo linearne gibe. Tako vidimo, da so imele osebe različen pristop h gibanju pri ločevanju površin. Število gibov kaže, da so osebe opravile v povprečju od 3 do 5 gibov. Materiali 2, 3 in 4 so imeli več prepoznanih gibov kot pa ostali materiali. Ta ugotovitev se ponovno sklada z ugotovitvijo pri napakah v nalogah in s časi dotikov površin materialov ter s tem povezano negotovostjo prepoznavanja.

Predstavljeni rezultati parametrov direktno ne kažejo, kateri izmed robotov je primernejši za uporabo prikazovanja površin z uporabljenimi modeli. Tudi osebe same niso enotne pri izbiri haptičnega vmesnika. Po opravljenih vseh treh nalogah so bile osebe vprašane, katerega izmed haptičnih vmesnikov predlagajo glede na nalogo ločevanja površin. Polovica oseb je izbrala Phantom robota, druga polovica pa HapticMaster robota. Te izjave so sicer subjektivno mnenje oseb, toda glede na izmerjene objektivne parametre lahko zaključimo, da je Phantom robot primernejši za prikazovanje površin v tangencialni smeri. Na drugi strani pa je robot HapticMaster evidentno boljša izbira, kadar hočemo prikazovati toge objekte in večje sile, predvsem v normalni smeri dotika s površinami.

V tej raziskavi smo ocenili parametre modelov površin za deset različnih materialov. Modeli trenja, lepenja in tekstur so pravilno opisali površinske lastnosti materialov. Razvita je bila navidezna naloga ločevanja površin za uporabo na dveh haptičnih vmesnikih. Prav tako je bila naloga ponovljena v realnem okolju z realnimi materiali. Rezultati evalvacije so pokazali podobno uspešnost oseb v navidezni in realni nalogi. Povprečna moč je pokazala slabosti haptičnih vmesnikov v normalni smeri za en vmesnik in v tangencialni smeri za drug vmesnik. Oba vmesnika pa se lahko uporabita za prikazovanje navideznih površin. 7

Zaključek

Različne klinične študije z rehabilitacijskimi roboti so pokazale, da vadba z robotom lahko izboljša okrevanje po možganski kapi. Robotski rehabilitacijski sistemi ponudijo osebam možnost vadbe motoričnih sposobnosti v interakciji z navideznim okoljem, s svojo zmožnostjo merjenja pa posredujejo objektivne informacije o uspešnosti vadbe. Navidezna okolja vključujejo zanimive in tudi zabavne igre ter tako povečajo motivacijo oseb, v nekaterih primerih pa vadbo spremenijo v zabavno aktivnost. Te naloge vključujejo grafično okolje in v večini tudi haptično okolje, kjer robot posreduje silo navideznega okolja. V haptičnih okoljih se razvijajo novi primitivi, ki obogatijo vadbo na sistemih, v glavnem kot različne strategije haptičnih pomoči osebam. Ostale možnosti razširitve sistemov s primitivi, ki bi ponudili multimodalno okolje in vadbo, so manj raziskane. Pri tem se oziramo na dejstvo, da bi več uporabljenih različnih haptičnih primitivov ponudilo okolje, v katerem lahko oseba z vadbo doseže boljše rezultate pri okrevanju po možganski poškodbi.

V tem delu smo v haptični sistem vključili tri haptične pomoči: pomoč pri seganju, pomoč pri prijemanju in pomoč haptičnega tunela. Nato smo v haptično okolje dodali še površinske lastnosti: trenje, teksture in lepenje. Pomoči so bile implementirane na rehabilitacijskem sistemu z robotom HapticMaster v nalogi lovljenja in odlaganja žoge. Opravljena je bila raziskava vpliva haptičnih pomoči glede na izbrane parametre evalvacije. Uporabljeni so bili parametri uspešnosti in parametri v interakciji človek-robot. V raziskavi so sodelovali bolniki v subakutnem obdobju po možganski kapi, bolniki v kroničnem obdobju po možganski kapi in zdrave osebe.

V naslednjem koraku smo s haptičnim vmesnikom Phantom izmerili in nato modelirali izmerjene površinske lastnosti trenja, lepenja in tekstur. Površinske lastnosti smo izvedli na haptičnem vmesniku Phantom in haptičnem sistemu z robotom HapticMaster. V drugi raziskavi smo opazovali vpliv ločevanja površinskih lastnosti z ozirom na parametre uspešnosti in izbrane parametre v interakciji med človekom in robotom. Nalogo ločevanja površinskih lastnosti so zdrave osebe opravile v navideznem okolju na obeh robotskih sistemih in v realnem okolju z realnimi vzorci površin.

Prva raziskava je namenjena preučevanju vpliva treh robotskih pomoči v dinamičnem navideznem okolju rehabilitacije. Rezultati pregledanih parametrov evalvacije so pokazali statistično signifikantne razlike, ko so bile vključene različne haptične pomoči. Pravilno izbrane strategije pomoči robota so osebam omogočile, da se osredotočijo na posamezne funkcije vadbe, kot so seganje, prijemanje ali koordinirano gibanje s seganjem, prijemanjem in odlaganjem. Pomoč pri seganju se je izkazala kot obetaven primitiv v določeni fazi rehabilitacije za povečanje uspešnosti, čeprav je realizirana z enostavno impedančno strategijo vodenja. So pa parametri na podlagi izmerjenih sil pokazali, da so bile osebe s pomočjo med izvajanjem seganja pasivne, kar pa prvotno želimo preprečiti, če je le oseba sposobna opraviti že manjše gibanje. Parametri dela v interakciji med robotom in človekom so pokazali, da pomoč vodenja po haptičnem tunelu omeji gibanje od točke ujema do točke odlaganja. Delo v smeri stran od cilja je prevladalo nad delom proti cilju, kadar je bila pomoč vodenja vključena. Tako je robot opravil večino giba, oseba pa je bila pasivna pri gibanju. Te ugotovitve kažejo, da omejitev gibov od prijema do postavljanja s haptičnim tunelom ni optimalen tip pomoči. Vprašanje je, ali naj bo vključeno vodenje po haptičnem tunelu. Če oseba ni sposobna opraviti ustreznega giba, je pomoč vodenja v haptičnem tunelu vsekakor primerna. Se pa ta primitiv kaže kot dobra izbira za pomoč v začetni fazi rehabilitacije motoričnih sposobnosti.

Trenutna pomoč pri prijemanju ni izkazala razlik med skupinama z vključeno pomočjo, zato bi bila druga strategija pri izbiri pomoči lahko primernejša. Če primerjamo rezultate med skupinami brez pomoči, so imeli bolniki v subakutnem obdobju po kapi primerljive rezultate z zdravimi osebami. Bolniki v kroničnem obdobju po kapi so imeli v večini težave s prijemanjem oziroma prenašanjem žoge v navidezni nalogi. Bolniki v kroničnem obdobju so bolj odstopali od ostalih skupin. Je pa pomoč pri prijemanju omogočila ostalim bolnikom v kroničnem obdobju, ki so imeli pomoč, da so lahko opravili navidezno nalogo, tudi če niso bili sposobni prijema. Vse osebe, ki so izvajale vadbo na rehabilitacijskem sistemu so uspešno opravile vadbo. In prav to je bil glavni cilj izvedbe haptičnih pomoči. Haptična pomoč nadomesti tiste gibe ali dele naloge, ki jih oseba sama ne zmore, da lahko oseba nadaljuje z

123

opravljanjem ostalih delov navidezne naloge. Zato so vse tri haptične pomoči povsem primerne za uporabo v robotskih rehabilitacijskih sistemih. Če iz ugotovitev te raziskave predlagamo nove rešitve, bi kazalo izvesti in evalvirati tudi adaptivne algoritme vodenja. Ti bi lahko prilagodili parametre vodenja glede na izmerjeno uspešnost oseb med samo vadbo in pomoč bi bila prilagojena vsaki osebi posebej glede na njene individualne sposobnosti in potrebe.

Nadaljevanje tega dela je namenjeno preučevanju vpliva površinskih lastnosti v navideznem in realnem okolju. Rezultati izmerjenih parametrov uspešnosti so pokazali podobno uspešnost pri navideznih nalogah in realni nalogi. Tako se tukaj ne kaže razlika med prikazovanjem realnih in navideznih površinskih lastnosti. Povečani časi poskusov v navidezni nalogi na robotu HapticMaster kažejo na omejitve pospeškov in gibanja zaradi večje navidezne mase robota, kar so pri zaznavanju poročale tudi nekatere osebe. Pri treh vzorcih materialov so podobna razmerja uspešnosti, napak, časov poskusov in števila gibov v obeh navideznih nalogah, iz česar bi lahko sklepali, da uporabljeni modeli teh površin ne opišejo pravilno. Vendar se enaka razmerja kažejo tudi pri realni nalogi. Kar pomeni, da modeli površin niso izvor napak pri nalogi ločevanja. Povprečna moč interakcije v normalni smeri na površino je zelo majhna, kadar osebe uporabljajo Phantom robota. Izkazalo se je, da je robot Phantom primernejši za prikazovanje površin v tangencialni smeri na površino. Na drugi strani pa je robot HapticMaster evidentno boljša izbira, kadar hočemo prikazovati toge objekte in večje sile, predvsem v normalni smeri dotika s površinami. Pokazalo se je, da uporabljeni modeli trenja, lepenja in tekstur ustrezno opišejo površinske lastnosti izbranih materialov, saj so osebe uspešno ločevale med površinami. Prav tako sta se oba uporabljena haptična vmesnika pokazala kot primerna za prikazovanje navideznih površinskih lastnosti.

Zanimivo navidezno okolje z vključenimi navideznimi površinami, kot so obravnavane v tem delu, bi lahko izboljšalo motivacijo in obogatilo dotike v navideznih okoljih. Možna uporaba teh primitivov se kaže v rehabilitacijski robotiki, teleoperacijskih sistemih v medicini ter tudi pri igranju računalniških iger.

V prihodnosti bi kazalo modele površin implementirati na druge haptične sisteme in vmesnike, ki bi lahko še boljše prikazali haptične površine. Predvsem pa se kaže potencial prikazovanja površinskih lastnosti v resničnih nalogah rehabilitacije ter ostalih področjih haptike. Zanimiva možnost, ki bi lahko še boljše pokazala sposobnost ločevanja med površinami, je naloga z mešanimi vzorci, kjer bi bili v posameznih poskusih prisotni navidezni in realni materiali. Omeniti je potrebno še, da so pri tej raziskavi sodelovali zdravi mladi moški. Zato je kasneje primeren korak evalvacija haptičnih površin na bolnikih, kajti zaznavanje bolnikov se lahko zelo razlikuje od zaznavanja zdravih oseb.

Originalni prispevki disertacije

- Celovita predstavitev trenutnega stanja na področju haptičnih pomoči in površin,
- Analiza vpliva pomoči v haptičnem okolju na uspešnost merjenca in trajektorije gibanja,
- Analiza in ovrednotenje parametrov za ocenjevanje uspešnosti vadbe in gibanja,
- Metoda za modeliranje trenja pri dotiku z okolico v okviru aktivnosti vsakodnevnega življenja ter implementacija na haptičnem robotu,
- Analiza ločevanja haptičnih površin na podlagi parametrov za ocenjevanje uspešnosti in gibanja.

Literatura

- J. Alho, "Scenarios, uncertainty and conditional forecasts of the world population," Journal of the Royal Statistical Society: Series A (Statistics in Society), vol. 160, no. 1, str. 71–85, 1997.
- [2] W. Rosamond *et al.*, "Heart disease and stroke statistics—2008 update," *Circulation*, vol. 115, str. 69–171, 2008.
- [3] D. Erol in N. Sarkar, "Coordinated control of assistive robotic devices for activities of daily living tasks," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *IEEE Transactions on*, vol. 16, no. 3, str. 278–285, 2008.
- [4] A. Sunderland, D. Tinson, E. Bradley, D. Fletcher, R. Hewer, in D. Wade, "Enhanced physical therapy improves recovery of arm function after stroke. a randomised controlled trial," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 55, no. 7, str. 530–535, 1992.
- [5] G. Prange, M. Jannink, C. Groothuis-Oudshoorn, H. Hermens, M. IJzerman, et al., "Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke," *Journal of rehabilitation research and* development, vol. 43, no. 2, str. 171, 2006.
- [6] C. Luciano, P. Banerjee, L. Florea, in G. Dawe, "Design of the immersivetouchTM: a high-performance haptic augmented virtual reality system," *Salvendy G: Human Computer International Proceedings*, 2005.
- [7] X. Rodet, J. Lambert, R. Cahen, T. Gaudy, F. Guedy, F. Gosselin, in P. Mobuchon, "Study of haptic and visual interaction for sound and music control in the phase project," v *Proceedings of the 2005 conference on New interfaces* for musical expression, str. 109–114, 2005.
- [8] R. Iglesias, S. Casado, T. Gutierrez, J. Barbero, C. Avizzano, S. Marcheschi, in M. Bergamasco, "Computer graphics access for blind people through a haptic and audio virtual environment," v *Haptic, Audio and Visual Environments*

and Their Applications, 2004. HAVE 2004. Proceedings. The 3rd IEEE International Workshop on, str. 13–18, 2004.

- [9] A. Shirai, L. Dominjon, in M. Takahashi, "Robogamer: development of robotic tv game player using haptic interface and gpu image recognition," v Proceedings of the 2005 ACM SIGCHI International Conference on Advances in computer entertainment technology, str. 5, 2005.
- [10] D. Novak, J. Ziherl, A. Olenšek, M. Milavec, J. Podobnik, M. Mihelj, in M. Munih, "Psychophysiological responses to robotic rehabilitation tasks in stroke," *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 18, no. 4, str. 351–361, 2010.
- [11] P. Kammermeier, A. Kron, J. Hoogen, in G. Schmidt, "Display of holistic haptic sensations by combined tactile and kinesthetic feedback," *Presence: Teleoperators & Virtual Environments*, vol. 13, no. 1, str. 1–15, 2004.
- [12] P. Lum, D. Reinkensmeyer, R. Mahoney, W. Rymer, C. Burgar, et al., "Robotic devices for movement therapy after stroke: current status and challenges to clinical acceptance," *Topics in stroke rehabilitation*, vol. 8, no. 4, str. 40–53, 2002.
- [13] W. Harwin, J. Patton, in V. Edgerton, "Challenges and opportunities for robot-mediated neurorehabilitation," *Proceedings of the IEEE*, vol. 94, no. 9, str. 1717–1726, 2006.
- [14] B. Volpe, H. Krebs, N. Hogan, L. Edelstein, C. Diels, in M. Aisen, "Robot training enhanced motor outcome in patients with stroke maintained over 3 years," *Neurology*, vol. 53, no. 8, str. 1874–1874, 1999.
- [15] S. Fasoli, H. Krebs, J. Stein, W. Frontera, N. Hogan, et al., "Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke," Archives of physical medicine and rehabilitation, vol. 84, no. 4, str. 477–482, 2003.
- [16] D. Liebermann, A. Buchman, in I. Franks, "Enhancement of motor rehabilitation through the use of information technologies," *Clinical biomechanics*, vol. 21, no. 1, str. 8–20, 2006.
- [17] M. Johnson, "Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke.," *Journal of NeuroEngineering* and Rehabilitation, vol. 3, str. 29, 2006.

- [18] E. Vergaro, M. Casadio, V. Squeri, P. Giannoni, P. Morasso, V. Sanguineti, et al., "Self-adaptive robot training of stroke survivors for continuous tracking movements," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 7, no. 1, str. 13, 2010.
- [19] M. Cameirão, S. Badia, E. Oller, P. Verschure, et al., "Neurorehabilitation using the virtual reality based rehabilitation gaming system: methodology, design, psychometrics, usability and validation," *Journal of neuroengineering* and rehabilitation, vol. 7, no. 1, 2010.
- [20] R. Sanchez, J. Liu, S. Rao, P. Shah, R. Smith, T. Rahman, S. Cramer, J. Bobrow, in D. Reinkensmeyer, "Automating arm movement training following severe stroke: functional exercises with quantitative feedback in a gravityreduced environment," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 14, no. 3, str. 378–389, 2006.
- [21] T. Nef, M. Mihelj, G. Colombo, in R. Riener, "Armin-robot for rehabilitation of the upper extremities," v Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on, str. 3152–3157, 2006.
- [22] R. Van der Linde in P. Lammertse, "Hapticmaster-a generic force controlled robot for human interaction," *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 30, no. 6, str. 515–524, 2003.
- [23] J. Oblak, I. Cikajlo, in Z. Matjačić, "Universal haptic drive: A robot for arm and wrist rehabilitation," Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 18, no. 3, str. 293–302, 2010.
- [24] N. Hogan, H. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, in A. Sharon, "Mit-manus: a workstation for manual therapy and training. i," v Robot and Human Communication, 1992. Proceedings., IEEE International Workshop on, str. 161– 165, 1992.
- [25] M. Van der Loos, "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke," Arch Phys Med Rehabil, vol. 83, 2002.
- [26] K. Wisneski in M. Johnson, "Quantifying kinematics of purposeful movements to real, imagined, or absent functional objects: Implications for modelling trajectories for robot-assisted adl tasks," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4, 2007.

- [27] J. Podobnik, M. Munih, in J. Činkelj, "Harmis-hand and arm rehabilitation system," *Proceedings of the 7th ICDVRAT with ArtAbilitation*, str. 237–244, 2008.
- [28] M. Munih, R. Riener, G. Colombo, L. Lunenburger, F. Muller, M. Slater, in M. Mihelj, "Mimics: Multimodal immersive motion rehabilitation of upper and lower extremities by exploiting biocooperation principles," v *Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*, str. 127– 132, 2009.
- [29] D. Reinkensmeyer, L. Kahn, M. Averbuch, A. McKenna-Cole, B. Schmit, W. Rymer, et al., "Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the arm guide," *Journal of rehabili*tation research and development, vol. 37, no. 6, str. 653–662, 2000.
- [30] A. Frisoli, F. Rocchi, S. Marcheschi, A. Dettori, F. Salsedo, in M. Bergamasco, "A new force-feedback arm exoskeleton for haptic interaction in virtual environments," v Eurohaptics Conference, 2005 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. World Haptics 2005. First Joint, str. 195–201, 2005.
- [31] J. He, E. Koeneman, R. Schultz, D. Herring, J. Wanberg, H. Huang, T. Sugar, R. Herman, in J. Koeneman, "Rupert: a device for robotic upper extremity repetitive therapy," v Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the, str. 6844– 6847, 2005.
- [32] R. Sanchez Jr, E. Wolbrecht, R. Smith, J. Liu, S. Rao, S. Cramer, T. Rahman, J. Bobrow, in D. Reinkensmeyer, "A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke: Rationale and mechanical design," v *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, str. 500–504, 2005.
- [33] J. Perry, J. Rosen, in S. Burns, "Upper-limb powered exoskeleton design," Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on, vol. 12, no. 4, str. 408–417, 2007.
- [34] R. Riener, M. Guidali, U. Keller, A. Duschau-Wicke, V. Klamroth, in T. Nef, "Transferring armin to the clinics and industry," *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, vol. 17, no. 1, str. 54–59, 2011.
- [35] S. Hesse, T. Sarkodie-Gyan, in D. Uhlenbrock, "Development of an advanced mechanised gait trainer, controlling movement of the centre of mass, for restoring gait in non-ambulant subjects-weiterentwicklung eines mechanisierten gangtrainers mit steuerung des massenschwerpunktes zur gangrehabilitation rollstuhlpflichtiger patienten," *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 7-8, str. 194–201, 1999.
- [36] S. Jezernik, G. Colombo, T. Keller, H. Frueh, in M. Morari, "Robotic orthosis lokomat: a rehabilitation and research tool," *Neuromodulation: Technology at* the Neural Interface, vol. 6, no. 2, str. 108–115, 2003.
- [37] J. Yoon, B. Novandy, C. Yoon, in K. Park, "A 6-dof gait rehabilitation robot with upper and lower limb connections that allows walking velocity updates on various terrains," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 15, no. 2, str. 201–215, 2010.
- [38] T. Nef, M. Guidali, V. Klamroth-Marganska, in R. Riener, "Armin-exoskeleton robot for stroke rehabilitation," v World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, Munich, Germany, str. 127– 130, 2009.
- [39] M. Guidali, A. Duschau-Wicke, S. Broggi, V. Klamroth-Marganska, T. Nef, in R. Riener, "A robotic system to train activities of daily living in a virtual environment," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 49, no. 10, str. 1213–1223, 2011.
- [40] J. Mehrholz, T. Platz, J. Kugler, in M. Pohl, "Electromechanical and robotassisted arm training for improving arm function and activities of daily living after stroke," *Stroke*, vol. 40, no. 5, str. 392–393, 2009.
- [41] K. Kim, D. Park, B. Ko, J. Lee, S. Yang, J. Kim, in W. Song, "Arm motion analysis of stroke patients in activities of daily living tasks: A preliminary study," v Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE, str. 1287–1291, 2011.
- [42] M. Mihelj, *Haptični roboti*. Založba FE in FRI, 2007.
- [43] J. Brown in J. Colgate, "Physics-based approach to haptic display," v Proceedings ISMCR, vol. 94, 1994.
- [44] H. Hoeg, Development of virtual objects of arbitrary shape. Diplomsko delo, MIT, 1994.

- [45] K. Lundin, B. Gudmundsson, in A. Ynnerman, "General proxy-based haptics for volume visualization," v Eurohaptics Conference, 2005 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. World Haptics 2005. First Joint, str. 557–560, 2005.
- [46] M. Mihelj, D. Novak, in M. Munih, "Emotion-aware system for upper extremity rehabilitation," v Virtual Rehabilitation International Conference, 2009, str. 160–165, 2009.
- [47] L. Marchal-Crespo in D. Reinkensmeyer, "Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury," *Journal of neuroengineering* and rehabilitation, vol. 6, no. 1, 2009.
- [48] P. Lum, C. Burgar, in P. Shor, "Evidence for improved muscle activation patterns after retraining of reaching movements with the mime robotic system in subjects with post-stroke hemiparesis," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 12, no. 2, str. 186–194, 2004.
- [49] B. Volpe, H. Krebs, N. Hogan, L. Edelstein, C. Diels, in M. Aisen, "A novel approach to stroke rehabilitation," *Neurology*, vol. 54, no. 10, str. 1938–1944, 2000.
- [50] H. Krebs, M. Ferraro, S. Buerger, M. Newbery, A. Makiyama, M. Sandmann, D. Lynch, B. Volpe, in N. Hogan, "Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for mit-manus," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 1, no. 1, 2004.
- [51] F. Amirabdollahian, R. Loureiro, E. Gradwell, C. Collin, W. Harwin, in G. Johnson, "Multivariate analysis of the fugl-meyer outcome measures assessing the effectiveness of gentle/s robot-mediated stroke therapy," *Journal* of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 4, no. 1, 2007.
- [52] A. Frisoli, L. Borelli, A. Montagner, S. Marcheschi, C. Procopio, F. Salsedo, M. Bergamasco, M. Carboncini, M. Tolaini, in B. Rossi, "Arm rehabilitation with a robotic exoskeleleton in virtual reality," v *Rehabilitation Robotics*, 2007. *ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, str. 631–642, 2007.
- [53] D. Gijbels, I. Lamers, L. Kerkhofs, G. Alders, E. Knippenberg, P. Feys, et al., "The armeo spring as training tool to improve upper limb functionality in multiple sclerosis: a pilot study," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 8, 2011.

- [54] T. Sukal, M. Ellis, in J. Dewald, "Source of work area reduction following hemiparetic stroke and preliminary intervention using the act 3d system," v Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE, str. 177–180, 2006.
- [55] A. Jackson, P. Culmer, S. Makower, M. Levesley, R. Richardson, A. Cozens, M. Williams, in B. Bhakta, "Initial patient testing of ipam-a robotic system for stroke rehabilitation," v *Rehabilitation Robotics*, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on, str. 250–256, 2007.
- [56] S. Hesse, G. Schulte-Tigges, M. Konrad, A. Bardeleben, in C. Werner, "Robotassisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 84, no. 6, str. 915–920, 2003.
- [57] B. Brewer, R. Klatzky, in Y. Matsuoka, "Initial therapeutic results of visual feedback manipulation in robotic rehabilitation," v Virtual Rehabilitation, 2006 International Workshop on, str. 160–166, 2006.
- [58] J. Yoon, J. Ryu, in K. Lim, "Reconfigurable ankle rehabilitation robot for various exercises," *Journal of Robotic Systems*, vol. 22, no. 1, str. 15–33, 2006.
- [59] M. Johnson, H. Van der Loos, C. Burgar, P. Shor, in L. Leifer, "Design and evaluation of driver's seat: A car steering simulation environment for upper limb stroke therapy," *Robotica*, vol. 21, no. 1, str. 13–23, 2003.
- [60] J. Patton, M. Stoykov, M. Kovic, in F. Mussa-Ivaldi, "Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors," *Experimental Brain Research*, vol. 168, no. 3, str. 368–383, 2006.
- [61] R. Riener, L. Lunenburger, S. Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo, in V. Dietz, "Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 13, no. 3, str. 380–394, 2005.
- [62] H. Krebs, J. Palazzolo, L. Dipietro, M. Ferraro, J. Krol, K. Rannekleiv, B. Volpe, in N. Hogan, "Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy," *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, str. 7–20, 2003.

- [63] T. Flash in N. Hogan, "The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model," *The journal of Neuroscience*, vol. 5, no. 7, str. 1688–1703, 1985.
- [64] M. Kawato, Y. Maeda, Y. Uno, in R. Suzuki, "Trajectory formation of arm movement by cascade neural network model based on minimum torque-change criterion," *Biological Cybernetics*, vol. 62, no. 4, str. 275–288, 1990.
- [65] S. Banala, S. Agrawal, in J. Scholz, "Active leg exoskeleton (alex) for gait rehabilitation of motor-impaired patients," v Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on, str. 401–407, 2007.
- [66] J. Ziherl, J. Podobnik, M. Sikić, in M. Munih, "Pick to place trajectories in human arm training environment," *Technology and Health Care*, vol. 17, no. 4, str. 323–335, 2009.
- [67] E. Wolbrecht, V. Chan, D. Reinkensmeyer, in J. Bobrow, "Optimizing compliant, model-based robotic assistance to promote neurorehabilitation," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 16, no. 3, str. 286–297, 2008.
- [68] N. Yang, M. Zhang, C. Huang, in D. Jin, "Synergic analysis of upper limb target-reaching movements," *Journal of biomechanics*, vol. 35, no. 6, str. 739– 746, 2002.
- [69] V. Antonin, F. Anatol, M. Bradford, in L. Mindy, "Reaching in reality and virtual reality: a comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 1, 2004.
- [70] J. Podobnik in M. Munih, "Robot-assisted evaluation of coordination between grasp and load forces in a power grasp in humans," *Advanced Robotics*, vol. 20, no. 8, str. 933–951, 2006.
- [71] G. Kurillo, A. Zupan, in T. Bajd, "Force tracking system for the assessment of grip force control in patients with neuromuscular diseases," *Clinical Biomechanics*, vol. 19, no. 10, str. 1014–1021, 2004.
- [72] S. Choi in H. Tan, "Toward realistic haptic rendering of surface textures," v ACM SIGGRAPH 2005 Courses, 2005.

- [73] M. Minsky in S. Lederman, "Simulated haptic textures: Roughness," v Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division, vol. 58, str. 421– 426, 1996.
- [74] Y. Ikei in M. Shiratori, "Textureexplorer: A tactile and force display for virtual textures," v Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2002. HAPTICS 2002. Proceedings. 10th Symposium on, str. 327–334, 2002.
- [75] W. Bergmann Tiest in A. Kappers, "Haptic and visual perception of roughness," Acta psychologica, vol. 124, no. 2, str. 177–189, 2007.
- [76] J. Lang in S. Andrews, "Measurement-based modeling of contact forces and textures for haptic rendering," Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on, vol. 17, no. 3, str. 380–391, 2011.
- [77] D. Ruspini, K. Kolarov, in O. Khatib, "Haptic interaction in virtual environments," v IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, vol. 1, str. 128–133, 1997.
- [78] C. Duriez, F. Dubois, A. Kheddar, in C. Andriot, "Realistic haptic rendering of interacting deformable objects in virtual environments," *IEEE Transactions* on Visualization and Computer Graphics, vol. 12, no. 1, str. 36–47, 2006.
- [79] M. Srinivasan in C. Basdogan, "Haptics in virtual environments: Taxonomy, research status, and challenges," *Computers & Graphics*, vol. 21, no. 4, str. 393–404, 1997.
- [80] V. Hayward in B. Armstrong, "A new computational model of friction applied to haptic rendering," *Experimental Robotics VI*, str. 403–412, 2000.
- [81] A. Nahvi, J. Hollerbach, R. Freier, in D. Nelson, "Display of friction in virtual environments based on human finger pad characteristics," v Proc. ASME Dynamic Systems and Control Division, DSC, vol. 64, str. 179–184, 1998.
- [82] W. Mark, S. Randolph, M. Finch, J. Van Verth, I. Taylor, in M. Russell, "Adding force feedback to graphics systems: Issues and solutions," v Proceedings of the 23rd annual conference on Computer graphics and interactive techniques, str. 447–452, 1996.

- [83] C. Richard in M. Cutkosky, "Friction modeling and display in haptic applications involving user performance," v Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA'02. IEEE International Conference on, vol. 1, str. 605–611, 2002.
- [84] S. Jeon, J. Metzger, S. Choi, in M. Harders, "Extensions to haptic augmented reality: Modulating friction and weight," v World Haptics Conference (WHC), 2011 IEEE, str. 227–232, 2011.
- [85] C. Richard, On the Identification and Haptic Display of Friction. Doktorska disertacija, Stanford University, 2000.
- [86] G. Campion, The Synthesis of Three Dimensional Haptic Textures: Geometry, Control, and Psychophysics. Springer Verlag, 2011.
- [87] S. Fasoli, H. Krebs, J. Stein, W. Frontera, R. Hughes, N. Hogan, et al., "Robotic therapy for chronic motor impairments after stroke: Follow-up results," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 85, no. 7, str. 1106–1111, 2004.
- [88] J. Patton in F. Mussa-Ivaldi, "Robot-assisted adaptive training: custom force fields for teaching movement patterns," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 51, no. 4, str. 636–646, 2004.
- [89] H. Krebs, L. Dipietro, S. Levy-Tzedek, S. Fasoli, A. Rykman-Berland, J. Zipse, J. Fawcett, J. Stein, H. Poizner, A. Lo, et al., "A paradigm shift for rehabilitation robotics," *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, *IEEE*, vol. 27, no. 4, str. 61–70, 2008.
- [90] A. Lo, P. Guarino, L. Richards, J. Haselkorn, G. Wittenberg, D. Federman, R. Ringer, T. Wagner, H. Krebs, B. Volpe, *et al.*, "Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke," *New England Journal of Medicine*, vol. 362, no. 19, str. 1772–1783, 2010.
- [91] M. Sivan, R. O'Connor, S. Makower, M. Levesley, in B. Bhakta, "Systematic review of outcome measures used in the evaluation of robot-assisted upper limb exercise in stroke," *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 43, no. 3, str. 181–189, 2011.
- [92] M. Casadio, V. Sanguineti, C. Solaro, in P. Morasso, "A haptic robot reveals the adaptation capability of individuals with multiple sclerosis," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 26, no. 11-12, str. 1225–1233, 2007.

- [93] A. Bardorfer, M. Munih, A. Zupan, in A. Primozič, "Upper limb motion analysis using haptic interface," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 6, no. 3, str. 253–260, 2001.
- [94] K. Rost, D. Nowak, D. Timmann, in J. Hermsdörfer, "Preserved and impaired aspects of predictive grip force control in cerebellar patients," *Clinical neurophysiology*, vol. 116, no. 6, str. 1405–1414, 2005.
- [95] G. Kurillo, M. Gregoric, N. Goljar, in T. Bajd, "Grip force tracking system for assessment and rehabilitation of hand function," *Technology and Health Care-European Society for Engineering and Medicine*, vol. 13, no. 3, str. 137–150, 2005.
- [96] J. Podobnik, Seganje in prijemanje v haptičnih navideznih okoljih. Doktorska disertacija, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2009.
- [97] M. Mihelj, J. Podobnik, in M. Munih, "Henrie-haptic environment for reaching and grasping exercise," v Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on, str. 907– 912, 2008.
- [98] R. Smith, "Open dynamics engine ode," http://www.ode.org, 2007.
- [99] R. Loureiro in W. Harwin, "Reach & grasp therapy: design and control of a 9-dof robotic neuro-rehabilitation system," v Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on, str. 757–763, 2007.
- [100] P. Pyk, D. Wille, E. Chevrier, Y. Hauser, L. Holper, I. Fatton, R. Greipl, S. Schlegel, L. Ottiger, B. Ruckriem, et al., "A paediatric interactive therapy system for arm and hand rehabilitation," v Virtual Rehabilitation, 2008, str. 127–132, 2008.
- [101] J. Ziherl, Združitev haptičnega vmesnika in Ogre knjižnice v navidezni nalogi. Diplomsko delo, Univerza v Ljubljani, Fakulteta za elektrotehniko, 2008.
- [102] J. Flanagan, J. Tresilian, in A. Wing, "Coupling of grip force and load force during arm movements with grasped objects," *Neuroscience letters*, vol. 152, no. 1-2, str. 53–56, 1993.
- [103] T. Hill in P. Lewicki, *Statistics: methods and applications: a comprehensive reference for science, industry, and data mining.* StatSoft, Inc., 2006.

- [104] L. Kahn, P. Lum, W. Rymer, in D. Reinkensmeyer, "Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does?," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 43, no. 5, 2006.
- [105] G. Lewis in E. Perreault, "An assessment of robot-assisted bimanual movements on upper limb motor coordination following stroke," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 17, no. 6, str. 595–604, 2009.
- [106] D. Reinkensmeyer, J. Emken, in S. Cramer, "Robotics, motor learning, and neurologic recovery," Annu. Rev. Biomed. Eng., vol. 6, str. 497–525, 2004.
- [107] P. Dahl, "A solid friction model," tech. rep., DTIC Document, 1968.
- [108] P. Bliman in M. Sorine, "Easy-to-use realistic dry friction models for automatic control," v Proceedings of 3rd European Control Conference, Rome, Italy, str. 3788–3794, 1995.
- [109] D. Haessig in B. Friedland, "On the modeling and simulation of friction," v American Control Conference, 1990, str. 1256–1261, 1990.
- [110] C. Canudas de Wit, H. Olsson, K. Astrom, in P. Lischinsky, "A new model for control of systems with friction," *Automatic Control, IEEE Transactions* on, vol. 40, no. 3, str. 419–425, 1995.
- [111] J. Lagarias, J. Reeds, M. Wright, in P. Wright, "Convergence properties of the nelder-mead simplex method in low dimensions," *Siam journal of optimization*, vol. 9, str. 112–147, 1998.
- [112] D. Karnopp, "Computer simulation of stick-slip friction in mechanical dynamic systems," Journal of dynamic systems, measurement, and control, vol. 107, str. 100–103, 1985.
- [113] P. Dupont, B. Armstrong, in V. Hayward, "Elasto-plastic friction model: contact compliance and stiction," v American Control Conference, 2000. Proceedings of the 2000, vol. 2, str. 1072–1077, 2000.
- [114] A. Garbacz, L. Courard, in K. Kostana, "Characterization of concrete surface roughness and its relation to adhesion in repair systems," *Materials characterization*, vol. 56, no. 4, str. 281–289, 2006.
- [115] B. Mell, "Topography & roughness testing of sandpaper surface," tech. rep., Nanovea, Irvine, CA, 2010.

- [116] D. Askeland, P. Fulay, in W. Wright, The science and engineering of materials. Thomson Engineering, 2010.
- [117] E. Samur, F. Wang, U. Spaelter, in H. Bleuler, "Generic and systematic evaluation of haptic interfaces based on testbeds," v Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on, str. 2113–2119, 2007.
- [118] V. Hayward in O. Astley, "Performance measures for haptic interfaces," v Robotocs research-internaitional symposium, vol. 7, str. 195–206, 1996.
- [119] L. Rabiner, "A tutorial on hidden markov models and selected applications in speech recognition," *Proceedings of the IEEE*, vol. 77, no. 2, str. 257–286, 1989.

Dodatek: Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2010

RESEARCH



Open Access

Evaluation of upper extremity robot-assistances in subacute and chronic stroke subjects

Jaka Ziherl^{*}, Domen Novak, Andrej Olenšek, Matjaž Mihelj, Marko Munih

Abstract

Background: Robotic systems are becoming increasingly common in upper extremity stroke rehabilitation. Recent studies have already shown that the use of rehabilitation robots can improve recovery. This paper evaluates the effect of different modes of robot-assistances in a complex virtual environment on the subjects' ability to complete the task as well as on various haptic parameters arising from the human-robot interaction.

Methods: The MIMICS multimodal system that includes the haptic robot HapticMaster and a dynamic virtual environment is used. The goal of the task is to catch a ball that rolls down a sloped table and place it in a basket above the table. Our study examines the influence of catching assistance, pick-and-place movement assistance and grasping assistance on the catching efficiency, placing efficiency and on movement-dependant parameters: mean reaching forces, deviation error, mechanical work and correlation between the grasping force and the load force.

Results: The results with groups of subjects (23 subacute hemiparetic subjects, 10 chronic hemiparetic subjects and 23 control subjects) showed that the assistance raises the catching efficiency and pick-and-place efficiency. The pick-and-place movement assistance greatly limits the movements of the subject and results in decreased work toward the basket. The correlation between the load force and the grasping force exists in a certain phase of the movement. The results also showed that the stroke subjects without assistance and the control subjects performed similarly.

Conclusions: The robot-assistances used in the study were found to be a possible way to raise the catching efficiency and efficiency of the pick-and-place movements in subacute and chronic subjects. The observed movement parameters showed that robot-assistances we used for our virtual task should be improved to maximize physical activity.

Background

Loss of motor control is a common consequence of stroke [1] and results in many difficulties when performing activities of daily living. Several studies have shown that the use of rehabilitation robotics can improve recovery [2-4]. The benefit of such robots is twofold. First, they can provide objective measurements of the timecourse of changes in motor control of the affected limb [5,6]. Second, robots with active motors can be programmed to implement a variety of highly reproducible, repetitive movements and training protocols, allowing patients to semiautonomously practice their movement training [7]. The first device that provided robotic assistance in rehabilitation was the MIT-Manus [8], a 2-degree-of-freedom system that supports planar movements using an impedance controller. The MIT-Manus is augmented with several game-like virtual environments that transform therapy into a fun activity. A more complex device is the MIME [9], which includes several modes of robot-assisted movement: passive, active-assisted and active-constrained. The MIME allows measurement of interaction forces, kinematics, average work per trial and force directional error. Other wellknown systems are the ARM Guide [10], which measures and applies assistive or resistive forces to linear reaching movements, and the ADLER [11], which is used to measure the natural wrist movement trajectories seen in real-life functional tasks.

Studies with the aforementioned devices showed that robot-assisted therapy can improve recovery in the long run for both subacute and chronic patients [3,12-15].



© 2010 Ziherl et al; licensee BioMed Central Ltd. This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/2.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

^{*} Correspondence: jaka.ziherl@robo.fe.uni-lj.si Laboratory of Robotics, Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Trzaska c. 25, 1001 Ljubljana, Slovenia

Additionally, studies introduced some common measures of performance when using rehabilitation robots as a measuring tool. Casadio et al. [16] estimated the movement duration, linearity of the movement and symmetry of the movement. Harwin et al. [2] listed time to reach a target, the number of velocity peaks, the average or summed interface force with the robot as examples. The study using the MIME robotic device [9] also observed the force in the direction of the movement and average work per trial. If we extend the measures to grasping, the correlation between the grasping and load force has been often employed in research of human motion and grasping [17,18] as a measure of the level of coordination between grasping and movement.

Most of these studies focused on observing the effects of robotic assistance under controlled circumstances. Subjects performed repetitive, predefined arm movements in the robot workspace. Our study includes a complex virtual task: a dynamic environment where movements are subjective and not fully predictable, requiring the subject to be focused and perform considerable physical activity. The aforementioned studies were previously focused on reaching movements and pick-and-place movements while object grasping was not included. The grasping component is also implemented in our virtual task. The rehabilitation outcome of robot-aided therapy compared to classical therapy has already been investigated, so this is not the purpose of this study. The goal of our work was to implement different modes of robot-assistance in a complex virtual environment and evaluate how they affect the subjects' ability to complete the task. We were interested in the impact of various haptic parameters included in the human-robot interaction. Catching efficiency and pickand-place efficiency are chosen as the indicators of the task performance. Mean reaching forces, deviation error, mechanical work and correlation between the grasping force and the load force are the observed parameters of the human-robot interaction.

Methods

MIMICS MMS System specification

The MIMICS multimodal system with the HapticMaster robot (Moog FCS Inc.) was used in the study. This system has already been used in a study where psychophysiological responses were measured and evaluated in stroke subjects [19]. It is an admittance-controlled end-effector-based haptic interface with one rotational and two translational degrees of freedom. A grasping mechanism is attached to a gimbal that allows reorientation of the subject's hand. The mechanism is upgraded with a one degree of freedom finger opening and closing subsystem in order to provide grasping and object carrying capabilities. The hand opening and closing subsystem can be inverted, making the exercise possible for left-and right-handed subjects. Support of the lower and upper arm is provided by an active gravity compensation mechanism. The graphic environment is presented to the subject on a back-projection screen via LCD projector.

Subjects

Twenty-three subacute hemiparetic subjects (age 51.0 ± 13.3 years, age range 23-69 years, 16 males, 7 females), ten chronic hemiparetic subjects (age 45.6 ± 13.0 , age range 30-71 years, 8 males, 2 females) and a control group (twenty-three subjects, age 50.5 ± 12.6 years, age range 24-68 years, 16 males, 7 females) participated in the study. As a result of the stroke, 13 subacute subjects suffered from hemiparesis of the left side of the body and 10 suffered from hemiparesis of the right side. All were right-handed before the stroke. Six chronic subjects suffered from hemiparesis of the left side of the body and 4 suffered from hemiparesis of the right side. They were also all right-handed before the stroke. The stroke subjects were undergoing motor rehabilitation at the University Rehabilitation Institute of the Republic of Slovenia in Ljubljana. The subjects in control group had no physical or cognitive deficits. All were right-handed. To better match the control group and the subacute stroke group, 13 controls performed the tasks with their left hand while 10 performed the tasks with their right hand.

Experiments

Before the study began, ethical approval was obtained both from the National Medical Ethics Committee of the Republic of Slovenia and from the Medical Ethics Committee of the University Rehabilitation Institute of the Republic of Slovenia. The rehabilitation task is a catch-and-place exercise. An inclined table is positioned in a room with several objects in the scene (Figure 1). A small sphere and two small cones on the left and right sides of the sphere represent the current position of the robot end-point in the virtual environment. The robot end-point is the point at the top of the robot where the grasping mechanism is attached to the robot. When the subject squeezes the grasping mechanism, the cones move closer together and when the subject releases it, the cones move farther apart. A ball rolls from the opposite side of the table. The subject needs to catch the ball and place it in a basket which appears when the ball is grasped. After the ball is successfully placed in the basket, a new ball rolls down the inclined table. The task is a combination of catching, grasping, pick-and-place movement and releasing.



rehabilitation task. The subject performs the task using the robot (1) and grasping device (2) while his/her arm is gravity compensated (3). The screen (4) shows an inclined table, a ball (5) and a basket (6).

The task includes different options of robot-assistance. These include:

1. **Catching assistance**. The catching assistance helps the subject to reach the catching point. It is realized by the use of an impedance controller that moves the subject's arm in the frontal plane. The assistance generates the forces when the ball reaches the center of the table, thus giving the subject enough time to reach the catching point by him/herself. The force increases as the ball gets closer to the robot end-effector.

2. **Grasping assistance**. Instead of the manual grasping, the grasping assistance causes the ball to stick to the virtual gripper. When the subject reaches the basket, the ball is dropped automatically. If the grasping assistance is disabled, the grasping force produced by the subject needs to be higher than a reference force. The reference force can be changed during the task according to the subject's grasping ability.

3. **Tunnel assistance**. The haptic trajectory tunnel enables movement from the catching point to the placing point along a predefined trajectory in a virtual haptic environment. An impedance controller prevents the subject from deviating largely from the desired trajectory. The bisector of the tunnel is generated using B-splines and control points. The control points are approximated by using B-splines from trajectories measured in healthy subjects' movements [20]. The guidance assistance provides a force in the direction of the haptic trajectory tunnel. An impedance controller leads the subject's arm along the desired trajectory.

The subjects first tested the virtual rehabilitation environment task for 2 minutes to familiarize themselves with it and find out if they were unable to perform a particular component of the task. They were instructed to try as hard as possible while avoiding extremely tiring or painful activity. The assistances were activated by a therapist based on the testing and stayed the same during the 6-minute training session. Therefore, 7 subacute subjects had grasping assistance, 5 had catching assistance and 7 had tunnel assistance. Seven chronic subjects had grasping assistance, 4 had catching assistance and 5 had tunnel assistance. The control group performed the task without any assistance. Several haptic parameters were measured during training including robot positions, interaction forces between the robot end-point and user, grasping force, position of the ball and a parameter which indicates the task states (the ball is caught, the ball is placed, the ball is missed).

Evaluation parameters and data analysis

The positions of the robot and the forces were smoothed with a weighted moving average filter (25 weighted samples, all weights equal to 1/25) during the task. The control loop executed at 2500 Hz while the data were sampled at 100 Hz. To analyze performance of the subjects, we observed the following indicators:

1. **Efficiency**. The catching efficiency is the percentage of caught balls divided by the number of all balls. The placing efficiency is the percentage of the balls which were successfully placed in the basket divided by the number of caught balls.

2. Mean Reaching Forces. The mean reaching forces at the end-effector sensor can provide information about the direction of the intended movement. These forces were assessed from the time the ball reached the center of the table to the time the ball was caught. The sign of the force is set with respect to the position of the ball. The positive sign represents the force toward the ball, while the negative sign represents the force away from the ball. Only the horizontal component of the force was observed since this component represents the left-right movement of the subject's arm.

3. **Deviation Error**. This is the percentage of the maximal deviation of the measured movement trajectory from a reference line normalized by the reference line length. The reference line is the central line of the tunnel.

4. **Mechanical Work**. The mechanical work is computed from the measured forces at the end-effector and the end-effector positions. The computed work evaluates the interaction between the subject and the haptic robot. Therefore, it is not only the mechanical work performed by the subject. The interaction work toward the target and away from the target were distinguished. The work away from the target represents the resistive work when the guidance assistance is enabled.

5. Correlation between the grasp force and the load force. The grasping forces measured during a single pick-and-place movement are divided into three phases: grasping phase, transport phase and release phase. The characteristic point of the grasping phase is when the grasp force reaches the rising time end-point. Rise time is the time required for the grasping force to change from 10% value to 90% value. The characteristic point of the transport phase time is the central point between the grasp and the release. The characteristic point of the release phase is the fall time end-point. Fall time is de fined as the time required for the grasping force to change from 90% value to 10% value. The load force is the vertical component of the end-effector force applied by the subject. Pearson correlation coefficients were computed between the grasping force and the load force for each grasping phase and for each trial. This measure is considered as a sensitive parameter for precision of the coupling between the grasping and load force [18]. A tight coupling is seen in different movements of varying length and direction [21].

For each analyzed parameter, a one-way ANOVA was first used to compare the three groups without assistance (control, stroke, chronic). Then, a two-way ANOVA (assistance × group) was used to evaluate the effect of different modes of haptic assistance (enabled/ disabled) on each parameter for both groups (subacute/ chronic). Bonferroni corrections were used in post-hoc tests. The control group was not included in the twoway ANOVA since no controls used any kind of haptic assistance.

Results

Catching

Comparison of the three groups without catching assistance (controls, subacute, chronic) revealed significant differences in both catching efficiency and mean reaching forces (Table 1). For catching efficiency, post-hoc tests found that the control group caught more balls than the subacute group (p < 0.001) while the difference between control and chronic groups was not significant. For mean reaching forces, controls applied lower forces

Table 1 Catching

	Subacute dCA (n = 18)	Subacute CA (n = 5)	Chronic dCA (n = 6)	Chronic CA (n = 4)	Control dCA (n = 23)
CE [%]	63 ± 17	86 ± 14	62 ± 21	78 ± 27	86 ± 13
MF [N]	0.26 ± 0.26	-0.28 ± 0.51	0.11 ± 0.15	-0.42 ± 0.43	0.03 ± 0.07

The results of observed catching efficiency (CE) and mean forces (MF) during the catching phase of the task. The subacute and chronic subjects are divided into the groups with catching assistance (CA) and without catching assistance (dCA). n is the number of subjects.

than both the subacute (p = 0.004) and control (p = 0.003) groups. Two-way ANOVA (catching assistance × group) found a significant main effect of catching assistance on catching efficiency (p = 0.037), with no significant differences between subacute and chronic groups as well as no group-assistance interaction.

Pick-and-place movements

Comparison of the three groups without tunnel assistance (controls, subacute, chronic) revealed significant differences in pick-and-place efficiency, deviation error and work toward the target (Table 2). Post-hoc tests found that the control group performed pick-and-place movements more successfully than both the subacute and chronic groups (p < 0.001 in both cases). The chronic group had a lower deviation error and performed more work toward the target than both the subacute and control groups (p < 0.001 in all cases). Figure 2 shows the deviation error of the stroke subjects with and without tunnel assistance as well as the deviation error of the control group. The end-effector force, the velocity of the end-effector, the work toward target and the work away from target in the tangential direction of the tunnel are presented in Figure 3. They are shown for one subacute subject without assistance, one subacute subject with tunnel assistance and one control group subject. The time from pick to place point is normalized. Figure 4 shows the work performed toward the

Table 2 Pick-and-place movement

	Subacute dTA (n = 16)	Subacute TA (n = 7)	Chronic dTA (n = 5)	Chronic TA (n = 5)	Control dTA (n = 23)
PE [%]	79 ± 14	98 ± 6	78 ± 16	100 ± 0	91 ± 9
DE [%]	37.9 ± 16.4	6.9 ± 1.8	29.4 ± 18.2	7.4 ± 3.4	39.4 ± 26.8
WTT [J]	1.39 ± 0.65	0.12 ± 0.38	1.87 ± 1.55	0.01 ± 0.17	1.23 ± 0.91
WAT [J]	0.02 ± 0.40	0.18 ± 0.28	0.19 ± 0.38	0.66 ± 0.83	0.03 ± 0.27

The results of placing efficiency (PE), deviation error (DE), work performed toward the target (WTT) and work performed away from the target (WAT). The subacute and chronic subjects are divided into the groups with tunnel assistance (TA) and without tunnel assistance (dTA). n is the number of subjects.

Subacute TA Chronic TA ΔTh at Chronic dTA Control dTA Figure 2 Deviation error. Deviation error of the pick-and-place movement with respect to the predefined central curve line. The results are shown for subacute, chronic and control group without tunnel assistance (dTA) as well as for subacute and chronic group

target while Figure 5 shows the work performed away from the target for single pick-and-place movements.

Two-way ANOVA (tunnel assistance × group) found significant main effects of tunnel assistance on pickand-place efficiency (p = 0.011), deviation error (p < 0.001), work toward the target (p < 0.001) and work away from the target (p < 0.001). Significant main effects of group (subacute/chronic) were observed on work toward the target (p = 0.003) and work away from the target (p < 0.001). Significant interaction effects were

observed on work toward the target (p = 0.003) and work away from the target (p < 0.001).

Grasping

Figure 6 shows the grasping force and the load force during pick-and-place movement in virtual task training for one subacute subject. The forces are observed for grasping, transport and release phase. The Pearson correlation coefficient is computed for each movement in each phase (Table 3). The correlations for the subacute, chronic and control groups are shown in Figure 7. Only the subjects who had grasping assistance disabled are considered. While the correlations are widely spread from -1 to 1 in the grasping and transport phase, the correlation between grasp force and load force exists in release phase. These results are shown for subacute, chronic and control groups. While there are no significant differences among groups in grasping and release phases (p = 0.210; p = 0.218), there is a significant difference between the control group and the other two groups during transport phase (p < 0.001 for both cases). There is a difference in grasping rise time between the subacute and control groups (p = 0.004). The rise time of the grasping force is longer in the chronic group than in control (p < 0.001) or subacute group (p < 0.001). These relationships are similar for the fall time of the grasping force. There are no differences between subacute and control group (p = 0.481)while the chronic group had a longer fall time compared to subacute (p < 0.001) and control (p < 0.001) groups.



a control subject (c). The end-effector force, the movement velocity, the work toward target (WTT) and the work away from target (WAT) are shown. The parameters are observed in the tangential direction on the central curve line. The lines represent different trials for the same subject.



Figure 4 Work toward the target. Comparison of the performed work toward the target. Comparison of the performed work toward the target during pick-and-place movement for the subacute, chronic and subacute group with tunnel assistance (TA). The results of chronic and subacute group with tunnel assistance (TA) are also shown.

Discussion

As expected, results showed that the stroke subjects had lower catching efficiency than the control group. The subjects reached the same level of efficiency when the catching assistance was applied. Therefore, the catching assistance is a promising tool in certain phase of rehabilitation to raise the efficiency even if it is realized by a simple impedance controller. On the other hand, the mean catching forces showed that the interaction force



pointed in the opposite direction when the assistance guided the subject. In most cases, this means that the subjects let the assistance make the movement without making any effort themselves. The reason why control subjects had such low mean forces is that they usually reached the right spot before the ball came into the catching zone. A more complex adaptive assistance model could be the answer to decrease this parameter [22]. Adaptive control algorithms adapt the controller parameters based on measurements of the subjects's performance. Therefore, the assistance is automatically tuned to the subject's individual needs.

The relationships between groups in placing efficiency are similar, except for the subjects with tunnel assistance who had close to 100% efficiency. The deviation error showed that the tunnel greatly limits the movements while the linearity error range in other groups was extended. The control, subacute dTA, and chronic dTA subjects chose the movements that strayed far away from the central line of the tunnel. These findings show that limiting the pick-and-place movement with a haptic tunnel is not the best type of aid at least for this virtual task. In Figure 3, we can see that the peaks of the measured force toward the target are greater in subacute dTA and control subjects than in subacute TA subjects. The positive and negative force of the subacute subjects with the tunnel assistance was in the same proportion while the subjects without the tunnel had mainly positive measured forces. Also, the velocity peaks in the direction toward target are greater in subacute dTA and control subjects than in subacute TA subjects. The velocity profiles are more linear in the subacute subjects who had the tunnel assistance. The tunnel assistance therefore limits the velocity of the pick-andplace movements. The resistive work prevailed the work toward target when the guidance was applied. Therefore, the robot performed most of the movement while the subject was passive. The question remains if the guidance assistance should be applied to the subjects [23,24]. If the subject is not able to perform the movement, the assistance is definitely needed. Other studies showed that adaptive guidance assistance could present a more suitable option [13,23]. However, the haptic tunnel could be an adequate assistance for initial motor learning. The subjects who needed tunnel assistance should train with easier tasks. In our opinion, easier tasks present a better solution than the false feeling of the subject that he or she is able to perform the movement in a more complex task while the robot accomplishes all the necessary work.

The grasping force parameters were examined for the subjects without the grasping assistance. The chronic group had longer rise and fall times than the other two groups. The results showed that the correlation between

Table 3 Grasping

	Subacute dGA (n = 16)	Chronic dGA (n = 3)	Control dGA (n = 23)
RT [s]	0.14 ± 0.45	0.47 ± 0.40	0.17 ± 0.34
FT [s]	0.33 ± 0.30	0.54 ± 0.15	0.29 ± 0.39
CGP [-]	0.03 ± 0.58	0.23 ± 0.58	0.12 ± 0.58
CTP [-]	0.01 ± 0.51	-0.36 ± 0.59	0.41 ± 0.58
CRP [-]	0.90 ± 0.40	0.88 ± 0.42	0.89 ± 0.30

Results for grasping force rise time (RT), grasping force fall time (FT), correlation between grasp force and load force for grasping phase (CGP), transport phase (CTP) and release phase (CRP). These groups had grasping assistance disabled (dGA). n is the number of subjects.

the load force and the grasping force exists in the release phase. The correlation is not evident in the other two phases. These results are specific for our dynamic task, while other studies showed high correlation along the whole movement [17,18]. Of course, the types of the tasks in these studies were different from ours. This suggests that correlation could be dependant on the task type. Momentary grasping assistance showed no significant changes in the groups that had the assistance, so another type of grasping assistance could be adequate. If we compare all results among the groups, the subacute group without any assistance had comparable results with control group. The chronic group without any assistance deviated more, but the number of subjects in this group is smaller.

Conclusions

Various clinical studies with robotic devices showed that robot-assisted therapy can improve recovery. Our study was aimed at studying the influence of robotic assistance in a dynamic virtual environment. Rehabilitation robots with their measurement possibilities provide objective performance information. The results of the observed evaluation parameters showed significant differences when different robot-assistive modes were applied to the subjects. Properly applied robot-assistive modes enabled the subject to focus on a particular function of the exercise, such as reaching or grasping, or coordinated actions that combine reaching and grasping. In clinical environments, it is important to appropriately customize the difficulty level in a way to a meet particular patient's performance capabilities. An interesting virtual environment might increase motivation and change the rehabilitation into a fun activity for some subjects as well. In the future, adaptive robot-assistance for pick-and-place





Figure 7 The correlation between the grasping force and the load force. Correlation between the grasping force (F_g) and the load force (F_b) for each phase separated: grasping phase (gPh), transport phase (tPh) and release phase (rPh). The load force is the vertical component of the measured force on the end-effector. The results are shown for subacute, chronic, and control group who had no grasping assistance (dGA).

movements as well as for grasping assistance will be implemented, to continuously adapt to patient's capabilities during the upper extremity rehabilitation.

Acknowledgements

The work was funded by the EU Information and Communication Technologies Collaborative Project MIMICS grant 215756. Moog FCS kindly loaned one of two HapticMaster devices for the MIMICS project. The authors acknowledge the financial support from the state budget by the Slovenian Research Agency (ARRS).

Authors' contributions

The overall design of the experiments was agreed by all the authors. JZ, AO and MMi developed all related programs and implemented the study. DN carried out the experiments and performed the statistical analysis. JZ and MMu analyzed the data and drafted the manuscript. All authors read and approved the manuscript.

Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

Received: 16 April 2010 Accepted: 18 October 2010 Published: 18 October 2010

References

. Heart disease and stroke statistics-2009 update: A report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. *Circulation* 2009, **119**:23-182.

- Harwin W, Patton J, Edgerton V: Challenges and Opportunities for Robot-Mediated Neurorehabilitation. Proceedings of the IEEE 2006, 94:1717-1726.
- Volpe B, Krebs H, Hogan N, Edelstein L, Diels C, ML A: Robot training enhanced motor outcome in patients with stroke maintained over 3 years. *Neurology* 1999, 53:1874-1876.
- Prange G, Jannink M, Groothuis-Oudshoorn C, Hermens H, Ijzerman M: Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. Journal of Rehabilitation Research and Development 2006, 43:171-184.
- Liebermann D, Buchman A, Franks I: Enhancement of motor rehabilitation through the use of information technologies. *Clinical biomechanics* 2006, 21:8-20.
- Johnson M: Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2006, 3.
- Vergaro E, Casadio M, Squeri V, Giannoni P, Morasso P, Sanguineti V: Selfadaptive robot training of stroke survivors for continuous tracking movements. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2010, 7:13.
- Hogan N, Krebs H, Chamnarong J, Srikrishna P, Sharon A: MIT MANUS: A workstation for manual therapy and training I. Robot and Human Communication, 1992. Proceedings., IEEE International Workshop on 1992, 161-165.
- Lum P, Burgar C, Shor P: Evidence for improved muscle activation patterns after retraining of reaching movements with the MIME robotic system in subjects with post-stroke hemiparesis. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 2004, 12:186-194.
- Reinkensmeyer D, Kahn L, Averbuch M, McKenna-Cole A, Schmit B, Rymer W: Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: Progress with the ARM Guide. Journal of Rehabilitation Research and Development 2000, 37:653-662.

- 11. Wisneski K, Johnson M: Quantifying kinematics of purposeful movements to real, imagined, or absent functional objects: implication for modeling trajectories for robot-assisted ADL tasks. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2007, 4.
- Fasoli S, Krebs H, Stein J, Frontera W, Hughes R, Hogan N: Robotic therapy for chronic motor impairments after stroke: Follow-up results. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2004, 85:1106-1111.
- Patton J, Mussa-Ivaldi F: Robot-assisted adaptive training: custom force fields for teaching movement patterns. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2004, 51:636-646.
- Krebs H, Dipietro L, Levy-Tzedek S, Fasoli S, Rykman-Berland A, Zipse J, Fawcett J, Stein J, Poizner H, Lo A, et al: A paradigm shift for rehabilitation robotics. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 2008, 4:61-70.
- Lo AC, Guarino PD, Richards LG, Haselkorn JK, Wittenberg GF, Federman DG, Ringer RJ, Wagner TH, Krebs HI, Volpe BT, Bever J, Christopher T, Bravata DM, Duncan PW, Corn BH, Maffucci AD, Nadeau SE, Conroy SS, Powell JM, Huang GD, Peduzzi P: Robot-Assisted Therapy for Long-Term Upper-Limb Impairment after Stroke. N Engl J Med 2010, 362(19):1772-1783.
- Casadio M, Sanguineti V, Solaro C, Morasso P: A haptic robot reveals the adaptation capability of individuals with multiple sclerosis. The International Journal of Robotics Research 2007, 26:1225-1233.
- Rost K, Nowak D, Timmann D, Hermsdörfer J: Preserved and impaired aspects of predictive grip force control in cerebellar patients. *Clinical* neurophysiology 2005, 116(6):1405-1414.
- Podobnik J, Munih M: Robot-assisted evaluation of coordination between grasp and load forces in a power grasp in humans. *Advanced Robotics* 2006, 20(8):933-951.
- Novak D, Ziherl J, Olensek A, Milavec M, Podobnik J, Mihelj M, Munih M: Psychophysiological Responses to Robotic Rehabilitation Tasks in Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2010, 18(4):351-361.
- Ziherl J, Podobnik J, Sikic M, Munih M: Pick to place trajectories in human arm training environment. *Technology and Health Care* 2009, 17:323-335.
- Flanagan J, Tresilian J, Wing A: Coupling of grip force and load force during arm movements with grasped objects. *Neuroscience letters* 1993, 152(1-2):53-56.
- Marchal-Crespo L, Reinkensmeyer D: Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. Jurnal of Neuroenaineering and Rehabilitation 2009, 6.
- Kahn L, Lum P, Rymer W, Reinkensmeyer D: Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does? Journal of Rehabilitation Research and Development 2006, 43:619-630.
- Lewis G, Perreault E: An Assessment of Robot-Assisted Bimanual Movements on Upper Limb Motor Coordination Following Stroke. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 2009, 17(6):595-604.

doi:10.1186/1743-0003-7-52

Cite this article as: Ziherl et al.: Evaluation of upper extremity robotassistances in subacute and chronic stroke subjects. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2010 7:52.

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

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

Submit your manuscript at www.biomedcentral.com/submit BioMed Central

Izjava

Izjavljam, da sem doktorsko delo izdelal samostojno pod vodstvom mentorja prof. dr. Marka Muniha. Vsa pomoč drugih sodelavcev je izkazana v Zahvali. Že objavljeni dosežki drugih avtorjev so navedeni v Literaturi.

Ljubljana, marec 2013

Jaka Ziherl